

Biomehanička analiza učinka vježbanja na posturalne promjene

Batur, Marin

Undergraduate thesis / Završni rad

2022

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:235:229061>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-15**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Marin Batur

Zagreb, 202

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Mentor:

Prof. dr. sc. Aleksandar Sušić, dipl. ing.

Student:

Marin Batur

Zagreb, 2022

Izjavljujem da sam ovaj rad izradio samostalno koristeći znanja stečena tijekom studija i navedenu literaturu.

Zahvaljujem se mentoru prof. dr. sc. Aleksandru Sušiću na svojoj pomoći pruženoj kroz korisne savjete i konstruktivne kritike tijekom izrade ovog rada.

Također zahvaljujem cijeloj svojoj obitelji i boljoj polovici na strpljenju, povjerenju i podršci, kako tijekom pisanja ovog rada, tako i tijekom ostatka studiranja.

Marin Batur



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite
 Povjerenstvo za završne i diplomske ispite studija strojarstva za smjerove:
 Procesno-energetski, konstrukcijski, inženjersko modeliranje i računalne simulacije i brodstrojarski

Sveučilište u Zagrebu	
Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa: 602 – 04 / 22 – 6 / 1	
Ur.broj: 15 - 1703 - 22 -	

ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Marin Batur** JMBAG: **0035217067**

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Biomehanička analiza učinaka vježbanja na posturalne promjene**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Biomechanical analysis of the effects of exercise on postural changes**

Opis zadatka:

Sve je učestalija pojava promijenjenih posturalnih karakteristika čovjeka, što se velikim dijelom pripisuje neprikladnim položajima u radnom i slobodnom vremenu i aktivnostima, općenito postojećem deficitu fizičkih aktivnosti, te i kada su prisutne, neprikladnim aktivnostima i vježbanju. Problemi nastaju kada je biomehanički (posturalni i lokomotorni) nesklad dulje vrijeme prisutan, ili se nedovoljno pažnje posvećuje pravodobnim korekcijama. U radnom okruženju je upitno koliko se može intervenirati, međutim, pravodobnom detekcijom odstupanja od željenih posturalnih pokazatelja u ranoj fazi nastajanja promjena one mogu biti korektivno smanjene, ili čak i uklonjene. Također, na sličan je način moguće provjeriti učinke vježbanja jer se kao aktivnost vježbanje osim u sportske, ubraja i u fizikalne terapijske metode. Da bi njihova djelotvornost i smisao uvođenja bili opravdani, praćenjem promjena moguće je usmjeriti program u željenom smjeru kao i utvrditi prikladnost predloženog programa vježbi, što se u fizikalnoj terapiji provodi iskustveno. Na kraju, preventivni pregled posturalnih i ortopedskih pokazatelja u okviru sistematskog pregleda može doprinijeti ranoj detekciji biomehaničkih pokazatelja kao indikatora rizika težih oboljenja lokomotornog sustava čovjeka.

U radu je potrebno:

- prikazati osnovne biomehaničke pokazatelje koji utječu na pojavu rizika lokomotornih poremećaja;
- prikazati sustave utvrđivanja individualnih biomehaničkih pokazatelja: posturalnih i ortopedskih;
- provesti biomehaničku analizu individualnih posturalnih i ortopedskih osobina s ciljem utvrđivanja algoritma korekcije nedostataka;
- komentirati rezultate provedene analize s osvrtom na značaj utvrđivanja biomehaničkih pokazatelja.

Opseg biomehaničke analize dogovoriti tijekom izrade rada. U radu je potrebno navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:

9. 5. 2022.

Datum predaje rada:

2. rok (izvanredni): 6. 7. 2022.
 3. rok: 22. 9. 2022.

Predviđeni datumi obrane:

2. rok (izvanredni): 8. 7. 2022.
 3. rok: 26. 9. – 30. 9. 2022.

Zadatak zadao:


 Prof. dr. sc. Aleksandar Sušić

Predsjednik Povjerenstva:


 Prof. dr. sc. Vladimir Soldo

SADRŽAJ

SADRŽAJ	II
POPIS SLIKA:	IV
POPIS TABLICA:.....	V
POPIS DIJAGRAMA:	VI
POPIS OZNAKA:.....	VII
POPIS KRATICA:	VIII
SAŽETAK.....	IX
SUMMARY	X
1. UVOD	1
2. BIOMEHANIKA	3
2.1. Anatomske ravnine	3
2.2. Kontrolni sustav čovjeka	4
3. TENSEGRITY STRUKTURE.....	6
4. BIO-TENSEGRITY U ARHITEKTURI ČOVJEKA	8
4.1. Geometrija bio-tensegrity struktura.....	9
4.2. Bio-tensegrity model ramenog zgloba.....	11
4.3. Bio-tensegrity model kralježnice	13
4.4. Bio-tensegrity model zdjelice	15
4.5. Postura tijela	17
5. BIOMEHANIČKI POKAZATELJI LOKOMOTORNIH PROMJENA.....	19
5.1. Nagibanje i savijanje	20
5.2. Rotacija.....	22
5.3. Pomak.....	23
6. ISTRAŽIVANJE	24
6.1. Opis mjerenja.....	24
6.2. Program vježbanja	25
6.3. Prvo mjerenje.....	26

6.3.1.	Uspravno mirno držanje – otvorene oči	26
6.3.2.	Uspravno mirno držanje – zatvorene oči.....	30
6.3.3.	Naginjanje naprijed nazad.....	33
6.4.	Drugo mjerenje	35
6.4.1.	Uspravno mirno držanje – otvorene oči	35
6.4.2.	Uspravno mirno držanje – zatvorene oči.....	38
6.4.3.	Naginjanje naprijed nazad.....	42
7.	RASPRAVA.....	44
8.	ZAKLJUČAK	45
	LITERATURA.....	48

POPIS SLIKA:

Slika 1 - Opterećenje cervikalne kralježnice	1
Slika 2 - Anatomske ravnine tijela	3
Slika 3 - Prve posturalne preferencije djeteta	4
Slika 4 - Naprednije posturalne preferencije	4
Slika 5 - Linearno i ne linearno ponašanje	5
Slika 6 - Needle tower, Kenneth Snelson	6
Slika 7 - Kotač bicikla.....	7
Slika 8 - Kosinusov poučak	8
Slika 9 - Usporedba pravokutne i trokutaste strukture	9
Slika 10 - Pravilni poliedri	10
Slika 11 - Zbijeni sustav ikosaedra	10
Slika 12 - Anatomija ramena	11
Slika 13 - Bio-tensgrity model ruke	12
Slika 14 – Bio-tensegrity model ramena	12
Slika 15 – Anatomija kralježnice	13
Slika 16 - Usporedba Needle Towera i bio-tensegrity modela kralježnice	14
Slika 17 - Anatomija zdjeličnog prstena	15
Slika 18 - Križna kost	16
Slika 19 – Bio-tensegrity model zdjelice	16
Slika 20 - Prikaz fascijalnih linija	17
Slika 21 - Usporedba ergonomski pravilno i nepravilno dizajnirane stolice	19
Slika 22 – Neuro miofascijalni model ljudskog trupa	21
Slika 23 - Primjer nagibanja i savijanja	21
Slika 24 - Primjer rotacije	22
Slika 25 - Primjer pomaka	23
Slika 26 - Platforma Tekscan Mobile Mat	24
Slika 27 - Otisak stopala 1, otvorene oči.....	26
Slika 28 - Otisak stopala 1, zatvorene oči	30
Slika 29 - Otisak stopala 1, naginjanje	33
Slika 30 - Otisak stopala 2, otvorene oči.....	35
Slika 31 - Otisak stopala 2, zatvorene oči	38
Slika 32 - Otisak stopala 2, naginjanje	42

POPIS TABLICA:

Tablica 1 - Program vježbanja	26
Tablica 2 - Tablica SAM analize 1, otvorene oči.....	28
Tablica 3 - Tablica SAM analize 1, zatvorene oči	31
Tablica 4 - Tablica SAM analize 1, naginjanje	34
Tablica 5 - Tablica SAM analize 2, otvorene oči.....	36
Tablica 6 - Tablica SAM analize 2, zatvorene oči	40
Tablica 7 - Tablica SAM analize 2, naginjanje.....	43

POPIS DIJAGRAMA:

Dijagram 1 - Ovisnost tlaka u vremenu, otvorene oči.....	27
Dijagram 2 - Oscilacije COF-a u A-P smjeru 1, otvorene oči	28
Dijagram 3 - Oscilacije COF-a u L-D smjeru 1, otvorene oči	29
Dijagram 4 - Prikaz trajektorija kretanja COF-a 1, otvorene oči	29
Dijagram 5 - Distribucija tlaka u vremenu 1, zatvorene oči	31
Dijagram 6 - Oscilacije COF-a u A-P smjeru 1, zatvorene oči.....	32
Dijagram 7 - Oscilacije COF-a u L-D smjeru 1, zatvorene oči.....	32
Dijagram 8 - Trajektorije COF-a, zatvorene oči	33
Dijagram 9 - Tlak u vremenu 1, naginjanje	34
Dijagram 10 - Tlak u vremenu 2, otvorene oči	36
Dijagram 11 - Oscilacije COF-a u A-P smjeru 2, otvorene oči	37
Dijagram 12 - Oscilacije COF-a u L-D smjeru 2, otvorene oči	37
Dijagram 13 - Trajektorije COF-a 2, otvorene oči.....	38
Dijagram 14 - Tlak u vremenu 2, zatvorene oči.....	39
Dijagram 15 - Oscilacije COF-a A-P 2, zatvorene oči.....	41
Dijagram 16 - Oscilacije COF-a L-D 2, zatvorene oči	41
Dijagram 17 - Trajektorije COF-a 2, zatvorene	42

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
A	mm^2	Površina omeđena kretnjama centra sile
b	mm	Širina uređaja
b_s	mm	Širina mjernog područja uređaja
D	mm	Ukupna pređena udaljenost centra sile
D_{A-P}	mm	Udaljenost pređena u A-P smjeru
D_{L-D}	mm	Udaljenost pređena u L-D smjeru
F_x	N	Sile u smjeru osi x
F_y	N	Sile u smjeru osi y
F_z	N	Sile u smjeru osi z
h	mm	Visina (debljina) uređaja
h_s	mm	Debljina senzorskog područja
l	mm	Duljina uređaja
l_s	mm	Duljina mjernog područja
p	MPa	Izmjereni tlak
T	Nm	Moment oko zgloba
V	mm	Varijacija centra sile između isječaka snimke

POPIS KRATICA:

Kratika	Opis
A-P	<i>Anteriorno-posteriorno</i> – smjer
COF	<i>Center of force</i> – Središte djelovanja sile
COM	<i>Center of mass</i> – Središte mase
EMG	<i>Electromyography</i> - Elektromiografija
HRMT	<i>Human resting muscle tone</i> – Mišićni tonus u stanju mirovanja
L-D	<i>Lijevo–desno</i> - smjer

SAŽETAK

Razumijevanje načina rada kontrolnog sustava čovjeka od velikog je značenja u biomehaničkim analizama, potrebnih u medicinskim i sportskim terapijama, konstruiranju funkcionalnih pomagala ili u razvijanju kontrolnog sustava robota. Postoje različiti načini utvrđivanja načela rada kontrolnog sustava, što je često dosta kompliciran postupak. Ovim radom je dan jedan od jednostavnijih načina utvrđivanja zajedno s njegovom biomehaničkom analizom, s ciljem da se istraži utjecaj provođenja programa vježbanja na posturalne promjene ispitanika, kako bi se bolje shvatio kontrolni sustav čovjeka. Primjenom bio-tensegrity principa prikazani su modeli različitih dijelova tijela, koji imaju najviše značenja u funkcionalnom održavanju posture, koji su međusobno povezani neuro miofascijalnim slingovima. Slingovi imaju određeni tonus u mirovanju, ne može se detektirati EMG-om, koji osigurava konstantnu napetost u tijelu, pridržavajući ga u uspravnom položaju. Uvođenjem tensegrity struktura u razgovor o načinu djelovanja ljudskog tijela omogućeno je, na već navedenim modelima, prikazati ne linearno ponašanje. Korištenjem pedobarografske platforme provedeno je mjerenjem kojim je ustanovljeno inicijalno stanje ispitanika, u kojem se daju naslutiti biomehanički pokazatelji nastalih lokomotornih promjena. Provođenjem programa vježbanja žele se potaknuti promjene u početnom stanju ispitanika, te nakon 2 tjedna provodi se drugom mjerenje, prema čijim se rezultatima da naslutiti da je došlo do pozitivnih lokomotornih promjena.

Dobiveni rezultati pokazali su da se određenim planom vježbanja mogu potaknuti pozitivne lokomotorne promjene, ali se podižu pitanja hoće li svaki tip treninga potaknuti promjene, i hoće li te promjene uvijek biti pozitivne, ako se pretpostavi pravilno izvođenje vježbi. Također, rezultati podupiru bio-tensegrity teoriju, s obzirom na to da su se promjenama u jednom dijelu uspjele potaknuti promjene u drugom, te jednako tako potvrđena je činjenica da se djelovanje kontrolnog sustava temelji na sinergiji između lokomotornog i živčanog sustava.

Ključne riječi: Kontrolni sustav, bio-tensegrity, neuro miofascijalni slingovi, pedobarografska platforma, biomehanički pokazatelji

SUMMARY

Understanding how the human control system works is of great importance in biomechanical analyses, which is necessary for medical and sports therapies, the construction of functional aids, or the development of the control system of robots. There are different ways of determining the principles of operation of the control system, which is often quite a complicated procedure. This paper presents one of the more straightforward methods of determination and its biomechanical analysis, intending to investigate the impact of the implementation of an exercise program on the postural changes of the subjects to understand the human control system. By applying the bio-tensegrity principles, models of different parts of the body, which have the most significance in functional posture maintenance, are presented, which are also interconnected by neuromyofascial slings. Slings have a specific rest tone, not detectable by EMG, ensuring constant tension in the body and keeping it upright. By introducing tensegrity structures into the conversation about how the human body works, it is possible to show non-linear behaviors on the already mentioned models. Using a pedobarographic platform, measurement was carried out that established the initial state of the subject, in which biomechanical indicators of the resulting locomotor changes can be seen. Then, by carrying out the exercise program, which aims to stimulate changes in the initial condition of the subjects, and after two weeks, another measurement is carried out, according to the results of which it can be inferred that there have been some positive changes.

The results showed that a particular training plan could stimulate positive locomotor changes. Still, questions are raised about whether each training type will encourage changes and whether these changes will always be positive, assuming proper execution of the exercises. Also, the results support the bio-tensegrity theory, given that changes in one part managed to trigger changes in another. Finally, results also confirm the fact that the action of the control system is based on the synergy between the locomotor and nervous systems.

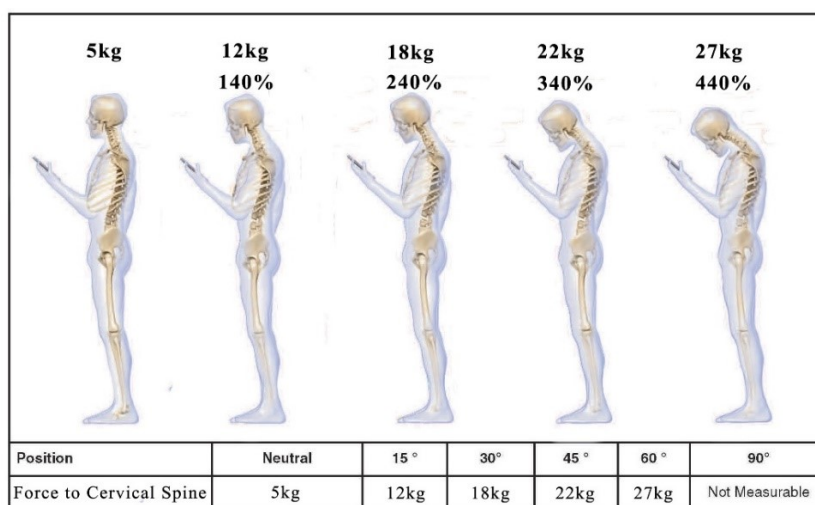
Key words: Control system, bio-tensegrity, neuro myofascial slings, pedobarographic platform, biomechanical indicators

1. UVOD

Održavanje uspravne posture je jako kompleksan izazov za neuromuskulturni sustav čovjeka. Tijelo se mora boriti s konstantnim zahtjevima za ravnotežu, neuronskim procesima koji su uključeni u regulaciju i kontrolu posture, te istodobno i s lokomotornim zahtjevima za dinamiku određenog položaja i/ili pokreta. Pošto je za održavanje posture potrebna suradnja živčanog i lokomotornog sustava, bilo da je riječ o mirnom stajanju ili o nekom kompleksnom pokretu, mora se uspostaviti odgovarajuća komunikacija između navedena dva sustava. To se upravo događa kada djeca uče puzati, ustajati, hodati, trčati, itd.

Posljednjih nekoliko desetljeća problemi lokomotornog sustava, pa i posture, sve se više pojavljuju. Došlo je do drastične promjene u navikama čovjeka, koje nisu predviđene za biološku adaptaciju njegova tijela. Razvojem tehnologije ljudski život postaje previše lagodan, što se nije dogodilo nikada u povijesti čovječanstva. Ljudi se sve manje kreću, sve više sjede, a s obzirom na to da danas hrane ima u izobilju povećava se broj pretilih osoba. Sve životne navike potiču promjene unutar lokomotornog sustava, koje mogu biti negativne, ali mogu biti i pozitivne.

Cilj ovog rada je provesti istraživanje kojim se želi vidjeti utjecaj treninga i „dobrih“ životnih navika na posturu čovjeka. Unutar rada bit će prikazane osnove biomehanike posture, koje će se temeljiti na principima tensegrity struktura, koje su se prvi put pojavile u građevini 60-tih godina prošloga stoljeća. Prikazom osnovnih pojmova i definicija tensegrity-a te na temelju tih spoznaja radom će biti ponuđeno objašnjenje djelovanja ljudskog tijela u stanju mirovanja i u stanju kretanja, uz opipljive podatke koji bi mogli poslužiti prilikom razvijanja upravljačkog sustava za ravnotežu i kontrolu kretanja kod robota.



Slika 1 - Opterećenje cervikalne kralježnice [1]

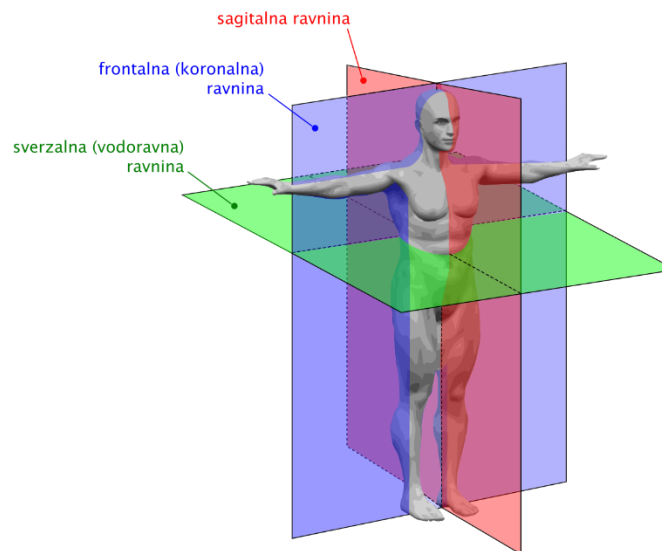
Slika 1 prikazuje kako se opterećenje cervikalne kralježnice povećava, povećanjem nagiba vrata u odnosu na vertikalnu liniju, prilikom korištenja mobitela, što je danas možda i najčešća ljudska aktivnost. Prikazani položaji narušavaju opću posturu i pridonose opterećenju cervikalnog dijela kralježnice, opterećujući miškulaturu odgovornu za stabilizaciju i mobilizaciju vrata. Prekomjernim opterećenjem navedene miškulature može doći do povećanja pritiska na vaskularne i živčane strukture što može potaknuti glavobolje i nelagodu [1].

2. BIOMEHANIKA

Biomehanika je znanost koja se bavi analiziranjem živih bića, koristeći se pritom zakonima mehanike. Analizira interakcije živih organizama i okoline, te pojave koje se događaju unutar samih organizama. Kod čovjeka se najčešće promatraju hod, složene kretnje, mehanizmi ozljeda, postura, itd. Svrha takvih istraživanja, gledano sa stajališta inženjera, je dizajniranje opreme za trening, proteza, medicinskih uređaja, i drugih predmeta i pomagala, pazeći pritom na ergonomski prihvatljiv dizajn. Analiza obuhvaća kinetičku, kinematičku ili dinamičku analizu živih bića, interakciju tkiva unutar tijela, način prenošenja opterećenja, proizvodnju i potrošnju energije, strujanje bioloških fluida i mnoštvo drugih pojava [2].

2.1. Anatomske ravnine

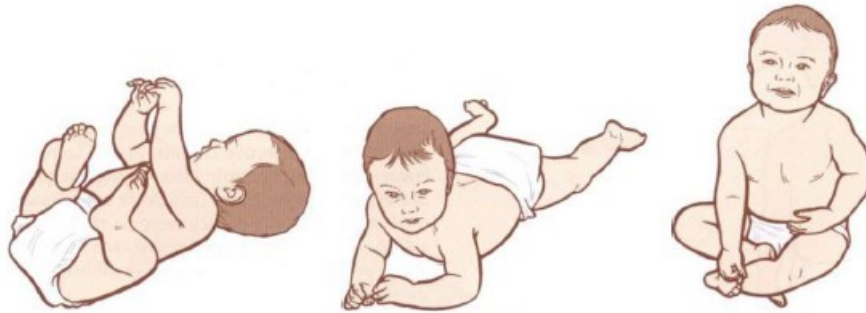
Budući da u biomehanici tijelo gledamo kao mehanički sustav korisno je definirati odgovarajući koordinatni sustav. Klasični pravokutni koordinatni sustav, sa središtem u centru mase, dijeli tijelo s obzirom na 3 različite ravnine: sagitalna ravnina, frontalna ili koronalna ravnina i transverzalna ravnina [2]. Sagitalna ravnina je usporedna sa sagitalnim šavom lubanje i dijeli tijelo na lijevu i desnu stranu. Frontalna ili koronalna ravnina dijeli tijelo na anteriorni/prednji i posteriorni/stražnji dio. Transverzalna ravnina dijeli tijelo na superiorni/gornji i inferiorni/donji dio [3].



Slika 2 - Anatomske ravnine tijela [3]

2.2. Kontrolni sustav čovjeka

Održavanje posture tijela vrlo je kompleksan zadatak. Uspjeh je garantiran zajedničkim djelovanjem živčanog i lokomotornog sustava. Takvo djelovanje mora se naučiti, zbog čega je u samim počecima održavanje, bilo kakve, posture za djecu energetski jako zahtjevan zadatak. Na slici 3 možemo vidjeti prve posturalne preferencije, gdje je svaka sljedeća naprednija od prethodne.



Slika 3 - Prve posturalne preferencije djeteta [4]

Djeca se moraju naučiti koristiti svojim vizualnim, taktilnim i vestibularnim sustavima, kroz igru i istraživanje kako bi održali ravnotežu, izbjegli prepreke i dobili dojam prostora. Učenjem energetski zahtjevi za održavanje posture u određenim položajima će se smanjiti, zbog razvoja mišićne, i tako dijete će se sve manje umarati prilikom dnevnog „učenja“.



Slika 4 - Naprednije posturalne preferencije [4]

Slika 4 prikazuje zahtjevnije posturalne pokrete koji su moguće onda kada se uspostavi komunikacija, iako još uvijek ne tako dobra, između lokomotornog i živčanog sustava.

Zajedničko djelovanje lokomotornog i živčanog sustava naziva se kontrolnim sustavom čovjeka [5]. Kontrolni sustav čovjeka kontrahira točne određene mišićne parove, kako bi održao ravnotežu tijela. Mišićni parovi produciraju vlačne i tlačne sile, koje tvore momente oko zglobova, koji djeluju kao reakcije na gravitacijske sile, koje djeluju na tijelo. U idealnom slučaju jednadžba ravnoteže glasi,

$$\sum F_x = \sum F_y = \sum F_z = \sum T = 0 \quad (1)$$

Gdje su:

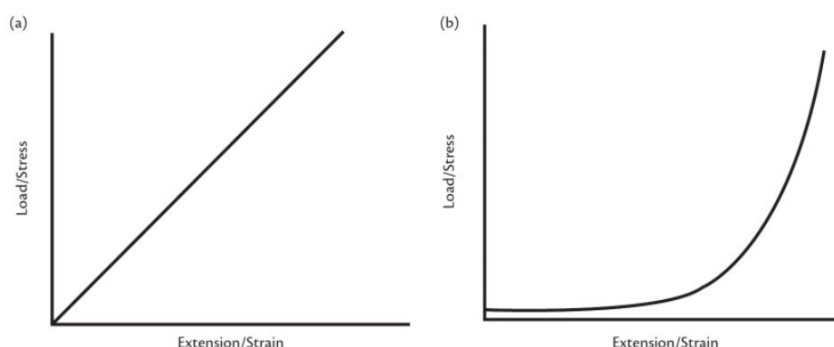
$\sum F_x$ – suma sila u smjeru osi x,

$\sum F_y$ – suma sila u smjeru osi y,

$\sum F_z$ – suma sila u smjeru osi z,

$\sum T$ – suma momenata.

S obzirom na to da sve biološke strukture, pa tako i ljudsko tijelo, imaju sposobnost prilagodbe, energetski su efikasne, višesmjernе, neovisne o gravitaciji, samo-generirajuće, tj. ponašaju se nelinearno (slika 5.), zbog čega korištenje modela, koji se zasnivaju na Hookeovim i Newtonovim zakonima, nije adekvatan pristup proučavanja takvih struktura. Jedina struktura koju je čovjek osmislio, a ponaša se na sličan način kao i biološka struktura, je tensegrity struktura. Tensegrity strukture su se pojavile 60-tih godina prošloga stoljeća, kada su se njome koristili uglavnom umjetnici, zbog toga što su pružale dojam kao da pojedini elementi lebde u prostoru.



Slika 5 - Linearno i ne linearno ponašanje [6]

Slika 5 prikazuje linearno i ne linearno ponašanje materijala, gdje se očito vidi da linearni zakoni ne mogu opisati ne linearni problem.

3. TENSEGRITY STRUKTURE

Tijekom povijesti ljudi su razvili različite načine gradnje, od kojih se najviše istaknulo postavljanje elemenata jednog na drugi, kako bi se dobio sustav koji je, pod djelovanjem sile teže, u konstantnom tlačnom stanju. Svaki sljedeći element tlači onaj prethodni. Takvim načinom gradnje ljudi su uspjeli izgraditi razne prekrasne građevine, od piramida i grčkih hramova do ubranih nebodera. Razvojem tehnologije počele su se smanjivati mase i robusnost konstrukcija, sa svrhom smanjenja cijene materijala i proizvodnje. 1960-tih Richard Buckminster Fuller, američki arhitekt, pisac, dizajner, izumitelj, filozof i futurist, postavio je temelje tensegrity struktura. Sami naziv je složenica od riječi, eng. tensional integrity, koje u prijevodu znače napeti integritet. Definirana je kao struktura konstantne napetosti. Također jer bila poznata kao i „lebdeća“ kompresija, kako ju je nazivao umjetnik Kenneth Snelson. On je prvi iskoristio, tada neobična, svojstva tensegrity struktura kako bi izrađivao skulpture, a najpoznatije djelo mu je „Needle Tower“ (slika 6). [7]



Slika 6 - Needle tower, Kenneth Snelson [7]

Kako je već spomenuto, tensegrity strukture su strukture koje se nalaze u sustavu konstantnog napreznja i diskontinuirane kompresije. Takva priroda strukture je omogućena kombinacijom prenapregnutih i komprimiranih elemenata. Prenapregnuti elementi omogućuju da cijela struktura stoji u ravnoteži, a da se pritom komprimirani elementi ne dodiruju. Pod djelovanjem vanjskog opterećenja ponašaju se ne-linearno, što znači da se opterećenje distribuira na cijelu strukturu. Sustav je neovisan o gravitaciji, tj. nije mu potrebna sila teže kako bi stajao u prostoru. S obzirom na to da se opterećenje distribuira, promjena na jednom kraju će uzrokovati promjenu na drugom, kako bi održala ravnotežu sustava. Nanošenjem tlačnog opterećenja s dvije susjedne strane,

dodatno će se povećati napetost svih, već napetih, elemenata, što će rezultirati u povećanju ukupne čvrstoće cijele strukture.



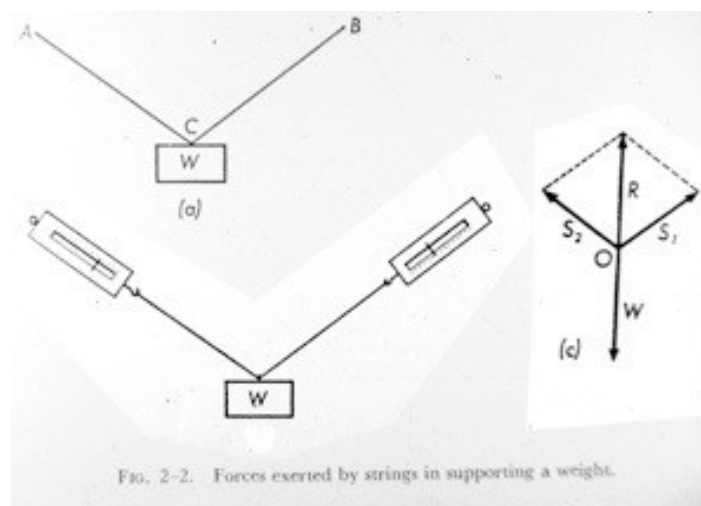
Slika 7 - Kotač bicikla

Slika 7 prikazuje kotač bicikla, koji izvrstan primjer tensegrity strukture iz svakodnevnog života. Okvir i glavina u središtu predstavljaju tlačne elemente, dok tanke žice predstavljaju napete elemente, koje se moraju ugraditi u prenapregnutom stanju kako bi glavina „lebdjela“ u zraku.

Nakon pojave prvih tensegrity struktura, znanstvenicima nije trebalo dugo da primijete potencijal sustava u objašnjavanju ponašanja bioloških struktura. Jednako kao i tensegrity sustav, biološke strukture se ponašaju ne-linearno, tj. samo-generirajuće su, prilagodljive, distribuiraju vanjska opterećenja i višesmjerna su. Uvođenjem tensegrity principa u arhitekturu organizama, mogu se objasniti sve razine bioloških struktura, od onih najmanjih, staničnih, pa do onih najvećih. Tako se razvila bio-tensegrity teorija živih struktura.

4. BIO-TENSEGRITY U ARHITEKTURI ČOVJEKA

Problem dosadašnjih biomehaničkih modela je taj što su se pojedini dijelovi tijela promatrali zasebno te su se na temelju takve pretpostavke radili proračuni, koji sami po sebi nisu krivi, ali su vodili prema krivim zaključcima. Uz to tijelo se smatralo sustavom poluga i greda, što je karakteristično kod struktura u stanju konstantne kompresije. Kada bi se to primijenilo na ljudsko tijelo, naša kralježnica bi se raspala pridržavajući samo težinu glave, a donji ekstremiteti bi tijekom trčanja, čak i hodanja popucali kao grančice. Dizaču utega, pri podizanju mase od 100 kg, pokidali bi se mišići kralježnice, vertebralni diskovi, kralješci, te bi došlo do pucanja žila. Prema tom modelu dovoljno je samo 1 kg mase na vrhu dugog ribarskog štapa da dođe do kolapsa cijelog tijela. U gimnastici, pri izvođenju željeznog križa, prema kosinusovom zakonu navedeni položaj bi trebao biti koban, ali ga gotovo svi kompetentni gimnastičari mogu izvesti. Kosinusov zakon kaže da vučne sile u užetu, koje je obješeno o dva stuba, postanu beskonačne jednom kada uže postane ravno, kao što prikazuje slika 8. [8]



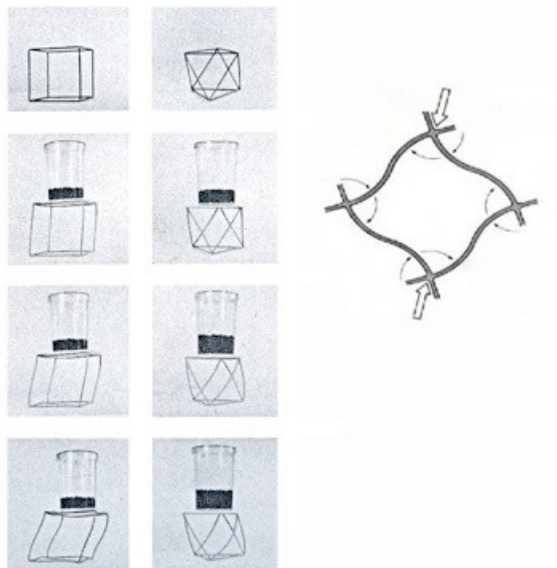
Slika 8 - Kosinusov poučak [8]

Većine bioloških organizama koji stoje uspravno imaju gornji dio tijela teži u odnosu na njihov oslonac. Ako pogledamo, npr. flaminga, gotovo cijela njihova težina je u gornjem dijelu tijela, koje je oslonjeno na dvije tanke noge, koje bi prema dosadašnjim modelima trebale puknuti. Neboderi, zgrade, kameni zidovi, imaju oslonac veći i čvršći u odnosu na ostatak građevine, kako bi centar mase bio što bliže podlozi. Prilično je očito da se biološke strukture ne ponašaju po pravilima Newtonovog ili Hookvog zakona, drugim riječima, biološke strukture se ponašaju nelinearno.

4.1. Geometrija bio-tensegrity struktura

Prema Darwinovu zakonu, tijek evolucije uvijek ide ka tanjim, sitnijim, lakšim i energetski ne zahtjevnim strukturama. „Evolucija je vježbanje optimizacije“ [8]. Istraživanja su pokazala da su sve biološke strukture građene zbito, kao zatvoreno pakiranje. Takvi sustavi se ponašaju nelinearno i omogućuju biološkim sustavima da se prilagode vanjskim uvjetima. Djelovanjem vanjskim opterećenjem na zatvoreni deformabilni sustav, on će se svojim oblikom prilagoditi te izjednačiti unutarnje sile s nanesenim opterećenjem, i tako povećati ukupnu čvrstoću. Sinergijom više takvih sustava nastaje samo-generirajući, višesmjerni, energetski ne zahtjevan sustav koji je neovisan o gravitaciji.

Geometrijski gledano trokut je najjednostavniji poligon, i kao takav je najstabilniji i energetski najmanje zahtjevan. Trokut se neće deformirati ni kad bi imao fleksibilne vrhove, sve dok mu stranice ostanu povezane, ravne i iste duljine. Uzimajući u obzir Darwinovu teoriju evolucije, pretpostavlja se da će priroda na analogan način popunjavati prostor [8].

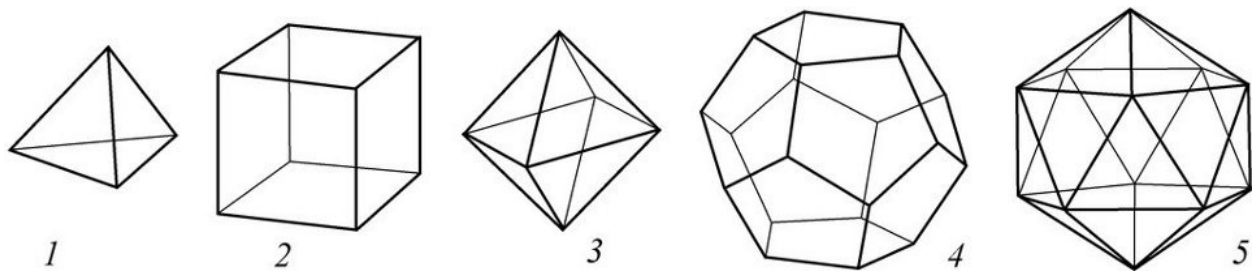


Slika 9 - Usporedba pravokutne i trokutaste strukture [8]

Slika 9 prikazuje pravokutnu (lijevo) i trokutastu strukturu (desno). Opterećivanjem pravokutne strukture, sustav gubi ravnotežu sve dok ne dođe do potpunog kolapsa, dok opterećivanjem trokutaste strukture, sustav ostaje u ravnoteži.

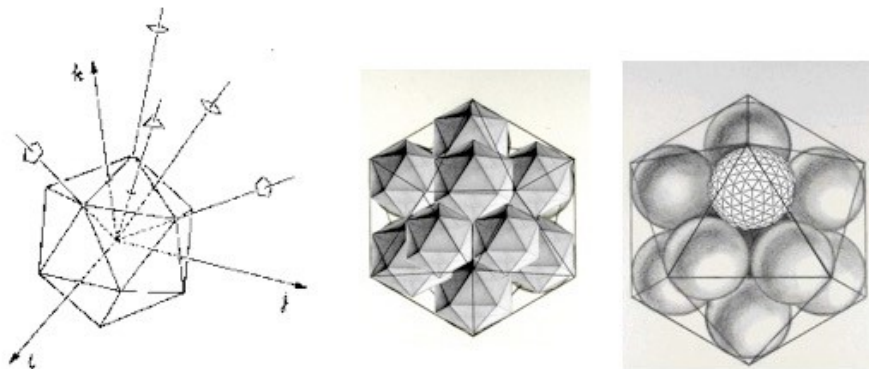
Jasno je da trokut kao lik ne može zauzimati prostor, ali on može predstavljati temelj na kojem će se graditi zadovoljavajući oblik. Postavljanjem šest jednakostraničnih trokuta oko neke točke u ravnini dobiti ćemo šesterokut, koji je energetski najmanje zahtjevana struktura u dvije dimenzije. Analogno tome postavljanjem trokutnih elemenata oko neke točke u prostoru možemo dobiti četiri

tijela različita tijela a to su: tetraedar (4 trokuta), oktaedar (8 trokuta), dodekaedar (12 peterokuta) i ikosaedar (20 trokuta). [9]



Slika 10 - Pravilni poliedri [10]

Od svih navedenih poliedara, ikosaedar je energetska najefikasniji, višesmjerni i neovisan o gravitaciji, što odgovara svojstvima bioloških struktura. Najsimetričniji je od svih, te se može podijeliti na tri, pet i šest jednakih dijelova, ovisno kako se reže. Gomilanjem takvih struktura dobivamo sub-strukture, koje ovise jedna o drugoj. Daljnjim slaganjem hijerarhijskog sustava, čiji podsustavi moraju biti zbijeni, dobivamo savršeni „stroj“ kao što je ljudsko tijelo.

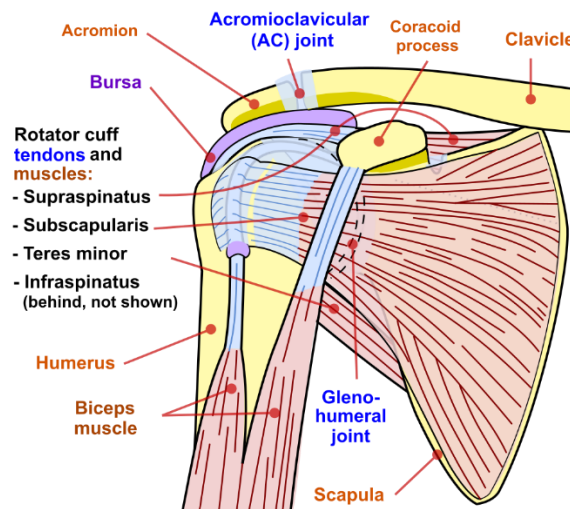


Slika 11 - Zbijeni sustav ikosaedra [8]

Ljudsko tijelo može se promatrati kao hijerarhijski sustav unutar kojeg svaki dio tijela zaseban podsustav (npr. rame, kralježnica, zdjelica, itd.). Kako bi ti podsustavi djelovali kao cjelina moraju biti međusobno povezani. Prema [4] i [11] svi dijelovi ljudskog tijela povezani su neuro miofascijalnim slingovima, čineći jedinstveni sustav, tj. funkcionalno tijelo.

4.2. Bio-tensegrity model ramenog zgloba

Glenohumeralni ili rameni zglob je kuglični zglob koji omogućava ruci da se okreće kružno ili da se odmiče dalje od organizma. Formira se uzgobljivanjem kuglične glave humerusa (nadlaktična kost) i lopatice, tj. glenoidne šupljine lopatice. Oko zgloba nalazi se gusta mreža isprepletenih mišića, ligamenata i tetiva, koja nadopunjava plitkost veze, s obzirom na to da je omjer glave humerusa i plitke glenoidne šupljine oko 4:1. Plitka veze omogućuje rukama ogromnu mobilnost, zbog čega je povećana opasnost od moguće dislokacije. [12]



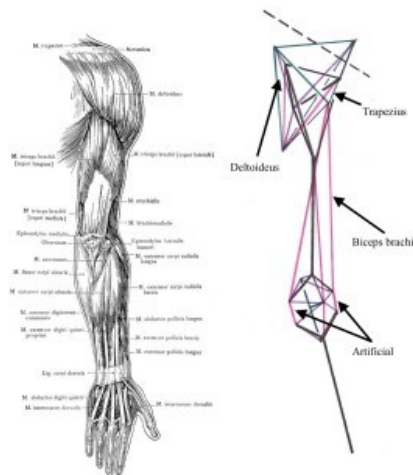
Slika 12 - Anatomija ramena [13]

Slika 12 prikazuje anatomiju ramena, gdje možemo vidjeti položaj glenohumeralnog zgloba.

Glenohumeralni ili rameni zglob je najlošije modeliran zglob ljudskog tijela. Prema dosadašnjem modelu rameni zglob je prikazan kao sustav poluga i greda, prema kojem bi kut sile ruke prema zglobu trebao biti 90° , kako bi efikasno prenosio opterećenje. S obzirom da je to višesmjerni sferični zglob te kao takav može djelovati i prenositi velika opterećenja pod različitim kutovima, navedena pretpostavka nije koherentna. Jako je malo slučajeva u kojima je sila ruke usmjerena okomito, već je najčešće paralelno usmjerena u odnosu na rameni zglob. Dodatan problem kod takvog modela je lokalizacija opterećenja na jednom mjestu, što ni u kojem slučaju nije povoljno.

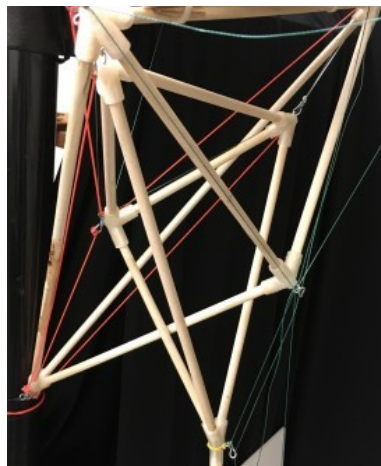
U biotensegrity modelu ramena opterećenja se distribuiraju kroz mišiće, ligamente i druga vezivna tkiva, čime se rješava problem lokalizacije opterećenja. Zahvaljujući tonusu mišića i prenapregnutosti ligamenata i tetiva, ruke u stanju mirovanja zauzimaju neutralan položaj uz tijelo. Veliku ulogu u pokretanju ruke igra lopatica, koja djeluju kao stabilna baza, analogno glavini u modelu kotača bicikla [14].

Lopaticu u ovom modelu možemo promatrati kao sezamoidnu kost (eng. Sesamoid bone), zbog toga što se nalazi „upletena“ u mrežu mišića i tetiva, što bi značilo da nema uporišnu točku, tj. ne dodiruje se s nijednom drugom kosti pa ne djeluje kao poluga. Opterećena je isključivo na vlak i tlak. Ovakav model ramenog zgloba, s obzirom na njegove mogućnosti, ima puno više smisla od modela poluga i greda, zbog distribucije opterećenja, stabilnosti u opterećenom stanju ili promjeni položaja i činjenice da je energetski puno manje zahtjevan.



Slika 13 - Bio-tensegrity model ruke [15]

Slika 13 prikazuje jedan od mogućih biotensegrity rješenja kada je u pitanju model ruke. Tanke niti predstavljaju napete elemente, tj. mišiće, dok tanki štapovi prikazuju tlačne elemente, tj. kosti.



Slika 14 – Bio-tensegrity model ramena [15]

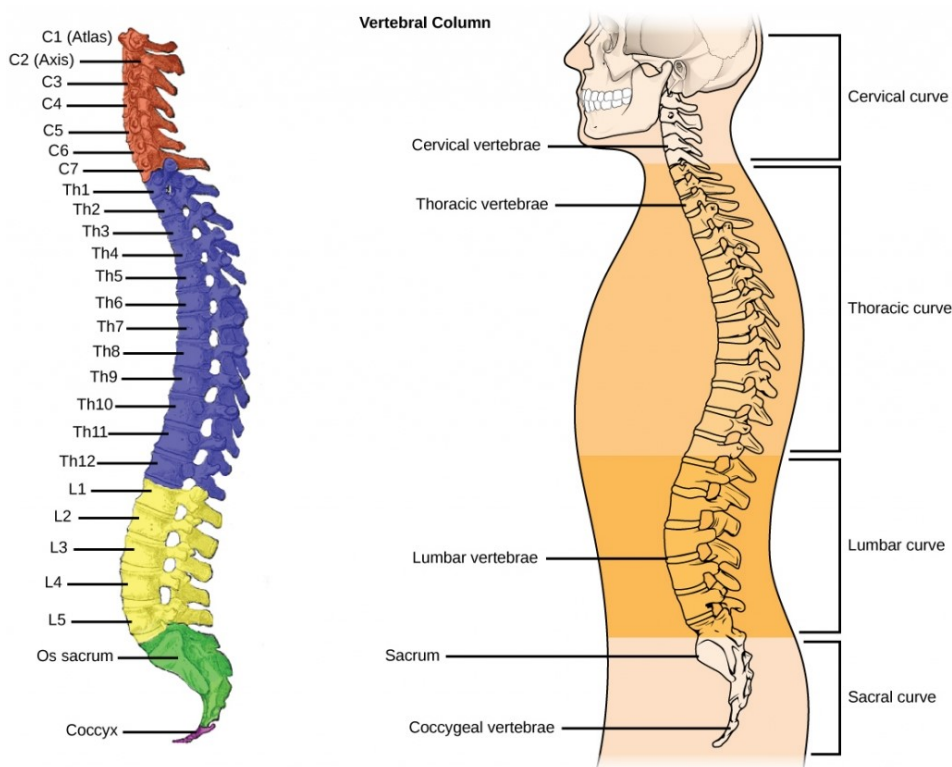
Slika 12 prikazuje konkretan, ali maksimalno pojednostavljen, model ramenog zgloba.

Glavna funkcija glenohumeralnog zgloba je prijenos opterećenja s ruke na lopaticu, potom s lopatice na kralježnicu. Opterećenje se prenosi kroz veliku količinu mišića, ligamenata, tetiva i drugih vezivnih tkiva, koji čine stabilan, lako mobilizirajući svesmjerni sustav. Takav sustav ima

ekonomičnu potrošnju energije te lakše i manje glomazne dijelove, što mu omogućuje da efikasno prilagođava posturu kretanju i povećava stabilnost posture u zahtjevnim položajima. [14]

4.3. Bio-tensegrity model kralježnice

Prema osnovnoj definiciji kralježnica je glavni koštani oslonac trupa koji je esencijalan za pokretanje, pravilno držanje i zaštitu dijelova leđne moždine. Predstavlja sponu između gornjih i donjih ekstremiteta, povezujući tijelo u jednu cjelinu. Sastoji se od 33-34 kralješka od kojih je: 7 vratnih, 12 prsnih, 5 slabinskih, 5 križnih (sraslih u križnu kost) i 3-5 trtičnih kralježaka (sraslih u trtičnu kost). [16]



Slika 15 – Anatomija kralježnice [16]

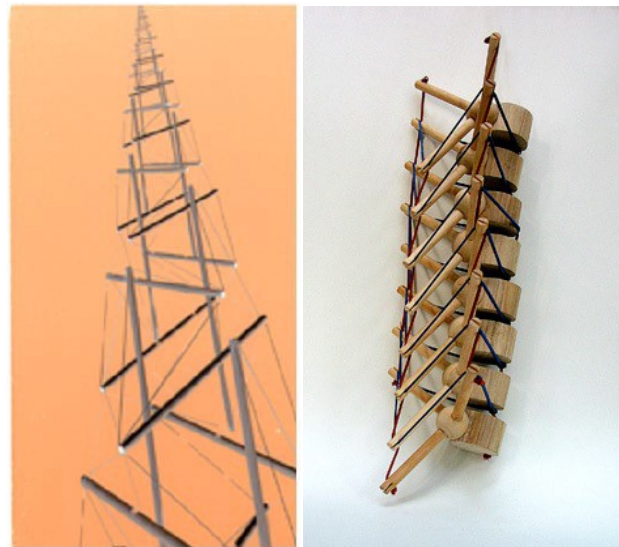
Slika 16 daje detaljniji prikaz anatomije kralježnice.

Kralježnica se oduvijek promatrala kao ravan stup koji je pod konstantnim tlačnim opterećenjem, gdje svaki sljedeći kralježak tlači prethodni, što ne može biti istina. To je sustav koji se može savijati, rotirati ali ograničeno, te prenositi vlačna i tlačna opterećenja, za razliku od stupa koji je fiksiran u prostoru. Ako bi se problemu kralježnice pristupilo s bio-tensegrity stajališta, mogli bismo je objasniti pomoću „Needle Towera“.

Kod „Needle Towera“ imamo tlačne i vlačne elemente. Tlačni elementi su povezani preko vlačnih elemenata, koji su ugrađeni u prenapregnutom stanju, tako da se ne dodiruju u niti jednoj točki. Tako se dobije struktura koja se ponaša ne linearno, što znači da je prilagodljiva, višesmjerna, energetska efikasna i neovisna o gravitaciji. Cijeli sustav djeluje kao toranj koji stoji uspravno, ali

pošto je struktura neovisna o gravitaciji, što znači da ga gravitacija ne drži uspravnim, taj bi isti sustav mogao stajati i horizontalno, kao greda.

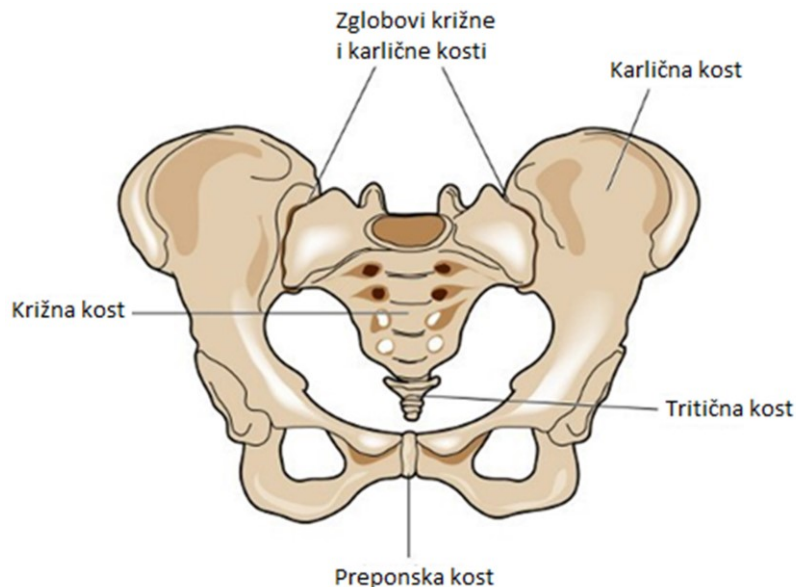
Analogno tome konstruiran je model kralježnice, gdje su kralješci predstavljeni kao tlačni elementi, oko kojih je isprepletana gusta mreža mišića, ligamenata i drugih mekih tkiva. Navedena mreža je u stanju konstantne napetosti kako bi stabilizirala kralježnicu i držala je u uspravnom položaju. Slika ispod prikazuje usporedbu bio-tensegrity modela kralježnice s Needle Towerom, gdje se jasno mogu vidjeti sličnosti tih dviju struktura. [17]



Slika 16 - Usporedba Needle Towera i bio-tensegrity modela kralježnice [17]

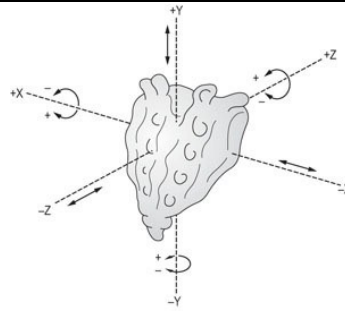
4.4. Bio-tensegrity model zdjelice

Zdjelica je dio lumbo-zdjeličnog kompleksa čija je glavna funkcija povezivanja trupa s donjim ekstremitetima te je kao takva vrlo bitna za funkcioniranje i kretanje tijela kao cjeline [18]. Ona je sustav kostiju prstenastog oblika gdje se spajaju mišići trupa i nogu, štiti zdjelične unutarnje organe i prenosi opterećenje na kralježnicu. Čine je dvije karlične kosti, križna kost, trtična kost i preponska kost, kao što prikazuje slika ispod.



Slika 17 - Anatomija zdjeličnog prstena [18]

Prema starijim biomehaničkim modelima križna kost se promatrala kao kamen temeljac kralježnice, što je kontradiktorno svim mogućnostima ljudskog tijela. Kada bi križna kost stvarno bila kamen temeljac, ona bi pri jednostavnom skoku propala, a s njom i sve iznad nje, zbog lokalizacije opterećenja koje ona ne može podnijeti. Gledano s mehaničke strane križna kost je tijelo sa „12“ stupnjeva slobode, šest u pozitivnom i šest u negativnom smjeru (slika 18), što bi značilo da bi se ona mogla zarotirati oko jedne ili više osi kartezijevog koordinatnog sustava. Da je to istina u području zglobova križne i karlične kosti došlo bi do pojačanog trošenja kosti, s obzirom na to da je ta veza ostvarena isključivo oblikom, zbog čega bi se na tom mjestu razvilo ogromno opterećenje i ogromne mišićno-ligamentarne sile.[19]



Slika 18 - Križna kost [19]

Puno elegantniji i realniji pristup je zamisliti zdjelicu, tj. križnu kost, kao bio-tensegrity strukturi. U tom slučaju križna kost se prikazuje kao potpuna suprotnost „kamenu temeljcu“, koja bi tada visjela na karličnoj kosti preko svojih ligamenata, mišića i drugih vezivnih tkiva. Tada bi se opterećenje prenosilo isključivo kroz vlak i tlak, što je energetski efikasniji slučaj, a uz to opterećenje bi se ravnomjerno distribuiralo na okolna vezivna tkiva. Funkciju zdjelice bi, također, mogli opisati analogno kotaču bicikla. Zdjelčni prsten bi bio okvir kotača, križna kost glavina u središtu kotača, a napeti elementi su mišići, ligamenti, tetive i druga vezivna tkiva. Uz pretpostavku minimalnog broj ograničenja, križna kost ne može rotirati ni translirati (analogno glavini kotača), te ako pretpostavimo da se križna kost kreće s ostalim kostima zdjelice, a da pritom duljine ligamenata ostaju iste, tada se pojavljuje obrazac kretanja koji je povezan s napetosti sustava. To bi značilo da križna kost kao tlačni element, bio-tensegrity sustava, „lebdi“ u mreži isprepletenih, napetih, mekih tkiva, preko kojih prenosi opterećenje na kralježnicu i obrnuto. Tako se osigurava stabilnost u svim smjerovima, neovisnost o gravitaciji, generacija naprezanja i prilagodljivost. Zahvaljujući bio-tensegrity modelu, dokazano je da se opterećenje koje se prenosi s križne na karličnu kost se ne lokalizira u acetabulumu, već se distribuira na cijeli sustav, povećavajući funkcionalnost i mobilnost kompletnog sustava, čineći ga najvjerojatnijim modelom [19].

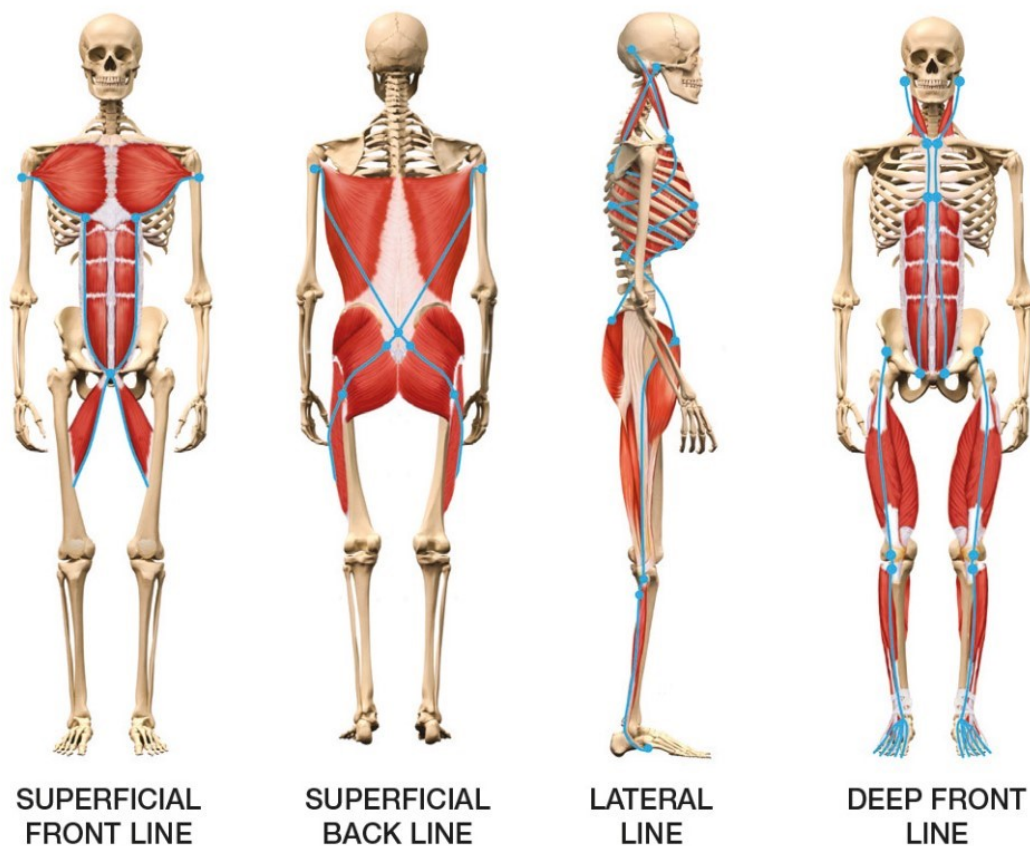


Slika 19 – Bio-tensegrity model zdjelice [20]

Slika 19 prikazuje najjednostavniji, ali dovoljno dobar, biotensegrity model zdjelice.

4.5. Postura tijela

Prvotno se smatralo da je lokomotorni sustav čovjeka sustav koji se sastoji od koštanih i mišićnih podskupina. Novija istraživanja su proširila ovo shvaćanje, uvodeći fascijalne, tj. miofascijalne podskupinu [4], koja se elegantno ukomponirala u bio-tensegrity strukturu ljudskog tijela. Uvođenjem tonusa mišića u mirovanju (HRMT, eng. Human resting muscle tone) kao napetost mišića koja proizlazi iz njegovih molekularnih viskoelastičnih svojstava [11], dodatno proširuje navedenu strukturu. To bi značilo da tonus mišića postoji i kad su mišići navodno ne aktivni, što znači da taj tonus mora nešto raditi, inače bi tijelo gubilo energiju, što nije karakteristično za biološke organizme. Razumno je zaključiti da je takav tonus odgovoran za održavanje posture, ali jednako tako mora biti kontroliran od strane središnjeg živčanog sustava [21]. Istraživanje je pokazalo da čovjekov elektromiogram (EMG) ne prikazuje nikakve oscilacije u stanju mirovanja, što je neobično, budući da bi EMG trebao prepoznati bilo koju razinu mišićnog tonusa. Budući da su mišićna i fascijalna tkiva nerazdvojna i zajedno čine miofascijalni sustav, mišićni tonus mirovanja, kojeg EMG ne može registrirati, zapravo pripada tonusu fascija [11].



Slika 20 - Prikaz fascijalnih linija [4]

Promatrajući vrhunske sportaše može se primijetiti kako najviše vremena posvećuju unapređivanju mogućnost opuštanja mišića i fascijalnih struktura. Tako povećavaju intenzitet neuro miofascijalnog tonusa u mirovanju kako bi povećali efektivni mišićni tonus u kraćem vremenu [11]. U borilačkim sportovima borac konstantno mora biti opušten i pokretan, kako bi, onda kad je potrebno, izvukao energiju iznutra, iz cijelog tijela, suradnjom svih podsustava [22].

Kontroliranjem neuro miofascijalnog tonusa, središnjim živčanim sustavom, čovjek može manipulirati posturom kako mu odgovara u određenim položajima. Pritom mora biti oprezan jer određeni položaji mogu uzrokovati lokomotorne promjene koje mogu potaknuti urušavanje kompletnog držanja.

5. BIOMEHANIČKI POKAZATELJI LOKOMOTORNIH PROMJENA

U današnjem svijetu punom obaveza i izazova ljudi sve manje vremena posvećuju fizičkom i psihičkom zdravlju, tj. sveukupnom „wellness-u“ (eng. Well-being). Čovjek previše vremena provodi sjedeći, što kao „sakupljaču“ hrane, nije njegovo prirodan način života. Ljudsko tijelo je tijekom godina evolucije postalo izuzetan stroj za hodanje, trčanje, skakanje, nošenje tereta, plivanje i mnoštvo drugih aktivnosti, što ne bi bilo moguće bez potrebne stimulacije. Kompletan način života, od fizičke aktivnosti do ishrane, utječe na cijelo tijelo pa tako i na lokomotorni sustav.

Najčešći i najuočljiviji pokazatelji lokomotornih promjena su vizualne promjene, koje uključuju nagibanje (eng. Tilt), savijanje (eng. Bend), pomicanje (eng. Shift) i rotiranje (eng. Rotation) pojedinih podsustava tijela. S obzirom na to da tijelo gledamo kao cjelinu, promjene na jednom mjesto će uzrokovati promjene na drugom [23], što znači da navedeni pokazatelji gotovo uvijek dolaze u kombinacijama, drugim riječima nagibanje jednog dijela može uzrokovati savijanje drugog, itd. Često je nejasno u odnosu na što se dogodilo dogodila određena promjena, zbog čega je kod dijagnoze jako bitno točno definirati nastale promjene.

Najčešći uzrok nekih promjena je koncentracija opterećenja na jednom mjestu, zbog toga što je tijelo dizajnirano tako da sva opterećenja preuzima kao cjelina/sustav. Tako npr. kod osoba koje provode cijelo radno vrijeme sjedeći najčešće dolazi do bolova u leđima, pogotovo kod onih koji ne sjede na ergonomski konstruiranim stolicama. Danas se svakakve stolice nazivaju ergonomskima, ali u suštini njima se samo želi osigurati da ljudi što duže i udobnije mogu sjediti na radnom mjestu.



Slika 21 - Usporedba ergonomski pravilno i nepravilno dizajnirane stolice

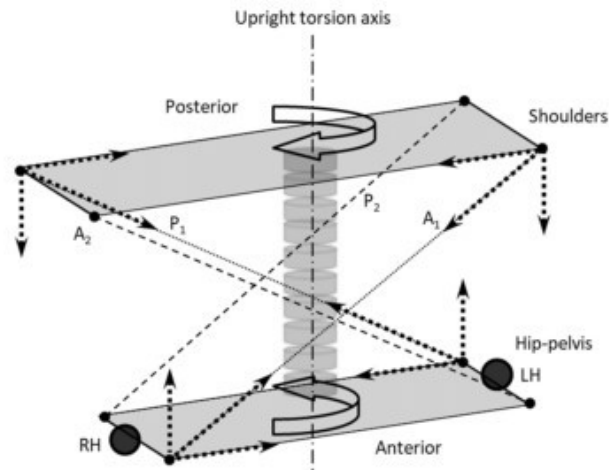
Slika 21 prikazuje primjere ergonomski „pravilno“ dizajnirane stolice (lijevo) i ergonomski „nepravilno“ dizajnirane stolice (desno). Razlog zašto je lijevi primjer pravilan je taj što je sjedalo te stolice „nestabilno“, tj. prisiljava tijelo da se stabilizira uključujući kompletnu muskulaturu leđa, što osigurava da ne dođe do neželjenih nesukladnosti između podsustava tijela, a time i do bolova u leđima.

Ne tako uočljiv pokazatelj lokomotornih promjena bila bi ograničenost pokreta. Pojavom ograničenja u pokretu, bilo zbog boli ili fizičkog ograničenja (pojačana kalcifikacija u zglobu), evidentan je dokaz unutarnjih promjena. Dobar je primjer „smrznutog“ ramena, gdje dolazi do stvaranja tkiva nalik ožiljku na području same kapsule, tj. vreći koja okružuje zglob i daje mu čvrstoću i omogućava kolanje sinovijalne zglobne tekućine [24]. Uzrok te pojave još uvijek nije poznat, što predstavlja veliki problem u tretiranju bolesti, zbog toga što će se to onda odraziti na neki drugi dio lokomotornog sustava.

Kako bi se lakše definirali vizualni pokazatelji korisno je iznijeti odgovarajuću terminologiju radi boljeg razumijevanja. Postoji nekoliko osnovnih smjerova kojim se koristimo prilikom definiranja poremećaja nastalog u lokomotornom sustavu, a to su: anteriorno (na prednjoj/trbušnoj strani), posteriorno/dorzalno (smješteno na stražnjoj/leđnoj strani tijela), lijevo, desno, inferiorno (dalje od glave u donjem smjeru), superiorno (bliže glavi), medijalno (prema sagitalnoj ravnini) i lateralno (dalje od sagitalne ravnine).

5.1. Nagibanje i savijanje

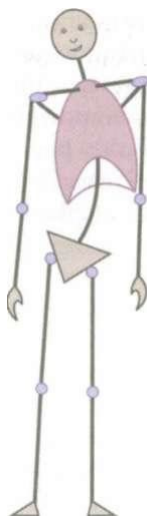
Nagibanje je jednostavna devijacija nekog dijela/sustava tijela u odnosu na horizontalnu i vertikalnu ravninu [4]. Drugim riječima, nagibanje bi bilo pomicanje jedne, krajnje, točke nekog dijela tijela (točka na desnom kraju zdjelice/desni kuk) u odnosu na suprotnu, krajnju, točku tog istog dijela tijela (točka na lijevom kraju zdjelice/lijevi kuk). Prema [11], možemo sustav zdjelice zamisliti kao ravnu ploču gdje je desni kuk miofascijalnim tkivima ili slingovima povezan s lijevim ramenom, a lijevi kuku, na isti način, povezan s desnim ramenom.



Slika 22 – Neuro miofascijalni model ljudskog trupa [11]

Slika 22 prikazuje pojednostavljeni model ljudskog trupa, gdje su zdjelčni prsten i rameni pojas međusobno povezani u sustavu konstantne napetosti.

Ako je zdjelica nagnuta u lijevu stranu, to bi značilo da je desni kuk podignut u odnosu na lijevi, tj. da je iznad lijevog kuka. Takav raspored kukova pokazuje da je negdje u tijelu došlo do nesklada u lokomotornom sustavu, izuzet genetski urođenih predispozicija (skraćenje kosti ili neka koštana bolest). Kako bi došlo do podizanja desnog i spuštanja lijevog kuka mora doći do skraćivanja miofascija, koje povezuju lijevo rame i desni dio zdjelice, te istezanja miofascija koje povezuju desno rame i lijevi dio zdjelice. Naime, ta pojava neće samo uvjetovati podizanje desnog kuka u odnosu na lijevi, već će i potaknuti istezanje i skraćivanje miofascijalnih veza između zdjelice i donjih ekstremiteta, što će još dodatno pogoršati posturu pojedinca.



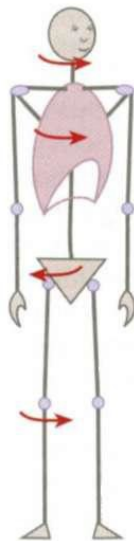
Slika 23 - Primjer nagibanja i savijanja [4]

Slika 23 prikazuje nagibanje zdjelice u lijevu stranu, zbog kraće lijeve noge. Često dolazi do nagibanja zdjelice i kad su obje duljine donjih ekstremiteta jednake, kao rezultat nesukladnosti u snazi i elastičnosti miškulature koje isprepleće zdjelični prsten ili neke druge nesukladnosti u tijelu.

Savijanje je akumulacija više nagibanja u nekom dijelu tijela, a najčešće se koristi kod opisivanja poremećaja kralježnice, jer su bilo kakve promjene u kralježnici uzrokovane nagibanjem kralježaka čija akumulacija rezultira u savijanju kompletne kralježnice [4]. Slika 23 također prikazuje pojavu savijanja kralježnice upravo zbog nagibanja kukova, što pokazuje da jedna promjena uzrokuje niz drugih promjena u tijelu kako bi se zadržala ravnoteža, što je analogno tensegrity strukturama. Takvo svojstvo tijela može biti poprilično izazovno, jer prilikom njihova uklanjanja od esencijalne je važnosti pronaći točan uzrok svim promjenama, jer u suprotnom sva „poboljšanja“ će imati rok trajanja.

5.2. Rotacija

Rotacija se odnosi na rotaciju jednog dijela tijela u odnosu na drugi oko vertikalne osi. Imenuju se prema smjeru u kojem je okrenut prednji dio promatranog dijela tijela, ali je pri tome bitno definirati u odnosu na što. Često se pojavljuje više od jedne rotacije, jer tijelo želi zadržati ravnotežu, koje se onda suprotstavljaju jedna drugoj od stopala prema gore.

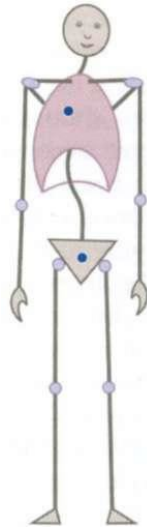


Slika 24 - Primjer rotacije

Slika 24 prikazuje rotaciju pojedinih dijelova tijela. Može se primijetiti kako se pojedine rotacije suprotstavljaju jedna drugoj kako bi tijelo ostalo u ravnoteži.

5.3. Pomak

Pomak možemo definirati kao pomicanje centra mase pojedinog dijela tijela u odnosu na neki drugi dio tijela. [4]



Slika 25 - Primjer pomaka [4]

Slika 25 prikazuje pomak prsnog koša u desno stranu u odnosu na zdjelicu, dok je zdjelica neutralna u odnosu na stopala. Također se da primijetiti je glava lijevo pomaknuta u odnosu na prsni koš. Ovaj primjer ističe važnost definiranja lokomotornih pokazatelja.

6. ISTRAŽIVANJE

6.1. Opis mjerenja

Cilj istraživanja je utvrditi da li je odgovarajućim tipom treninga, moguće potaknuti posturalne promjene u nekom inicijalnom stanju ispitanika. Rezultati rada trebali bi pridonijeti općem razumijevanju kontrolnog sustava čovjeka, što bi pomoglo u razvijanju kontrolnog sustava robota. Utjecaj treninga, na posturu, će se analizirati usporedbom podatka dobivenih mjerenjem, koje se provodi na katedri za biomehaniku i ergonomiju Fakulteta strojarstva i brodogradnje u Zagrebu.

Mjerenja su provedena na pedobarografskoj platformi tvrtke Tekscan, model MobileMat (Slika 26.). Platforma je lagana i prijenosna te se najčešće koristi za statičke i dinamičke pedobarografske analize. Pedobarografske analize su analize koje daju uvid u raspodjelu plantarnog tlaka stopala, što je karakteristično kod liječenja različitih bolesti, praćenja poboljšanja na području stabilnosti i posture. Uređaj se jednostavno povezuje, putem USB-a, s računalom, na koje se šalju informacije prikupljene senzorima. Dimenzije ($l \times b \times h$) ga čine kompaktnim i lako prenosivim uređajem, a iznose 636x559x42 milimetra. Površina koju obuhvaća senzorsko područje ima nešto manje dimenzije ($l_s \times b_s \times h_s$), koje iznose 487x447x7,6 milimetara. Masa uređaja je samo 3,5 kilograma, što još više doprinosi lakoći njegova prenošenja.[26]



Slika 26 - Platforma Tekscan Mobile Mat [25]

Slika 26 prikazuje kompletan sustav Tekscan MobileMat platforme, koji se sastoji od same platforme i Footmat research softvera koji omogućuje jasan i vizualan pristup svim podacima.

Istraživanje se sastoji od dva mjerenja. Prvo mjerenje se izvodi prije provođenja režima treninga i služi kao referentno stanje u kojem se žele pobuditi određene promjene. Drugo mjerenje se provodi nakon dva tjedna, što je prema iskustvu autora minimalno vrijeme koje je potrebno za pojavu prvih rezultata, koja je ispitanik proveo na režimu treninga. Mjerenje se sastoji od tri različite pozicije. Prvo se mjeri mirno stajanje otvorenim, zatim mirno stajanje zatvorenim očima i na kraju naginjanje naprijed nazad s otvorenim očima da se vidi distribucija tlaka u malo dinamičnijem pokretu.

6.2. Program vježbanja

Svaka fizička aktivnost (trening) je važna za ukupan wellness čovjeka, pri čemu treba obratiti pozornost na kvalitetu i pravilnost izvođenje pokreta. Dugoročno izvođenje vježbi na pogrešan način će potaknuti negativne lokomotorne promjene koje se mogu odraziti na posturu čovjeka, stvarajući nesklad između određenih mišićnih skupina. Prema bio-tensegrity teoriji promjene u jednom dijelu tijela uzrokuju promjene u drugom, što ukazuje na činjenicu da se tijelo mora trenirati kao cjelina, tj. da svaki dio tijela, svojstvima (snagom, elastičnošću, mobilnošću), mora biti u skladu s drugim dijelovima tijela. Tako će se izbjeći ili potaknuti lokomotorne promjene koje mogu pogoršati, tj. poboljšati ukupno držanje.

Ideja treninga za potrebe ovog istraživanja se temelji na izjednačavanju lokomotornih podsustava u području snage i mobilnosti. Na tjednoj bazi, trening će se izvoditi tri puta tjedno s alternacijama između gornjeg i donjeg dijela tijela. Vježbe u programu su varijacije na osnovne vježbe bez utega, kao npr. sklekovi, zgibovi, čučnjevi i itd., te su prilagođene trenutno fizičkoj spremi ispitanika (tablica 1). Prilikom izvođenja bilo koje navedene vježbe treba obratiti pažnju na polaganu i kontroliranu kompresiju/ekstenziju pokreta, kako ne bi došlo do neželjenih lokomotornih promjena. Navedene vježbe ne samo da dobro stimuliraju određenu mišićnu grupu, već pomažu u razvijanju mobilnosti određenih zglobnih veza i potiču stabilizaciju trupa, jačajući tako mišiće jezgre (eng. Core) tijela, koji imaju glavnu ulogu unutar kontrolnog sustava čovjeka. Na taj se način kroz nekoliko intenzivnih vježbi dobije stimulacija kompletnog tijela, što će imati pozitivan utjecaj na posturu čovjeka.

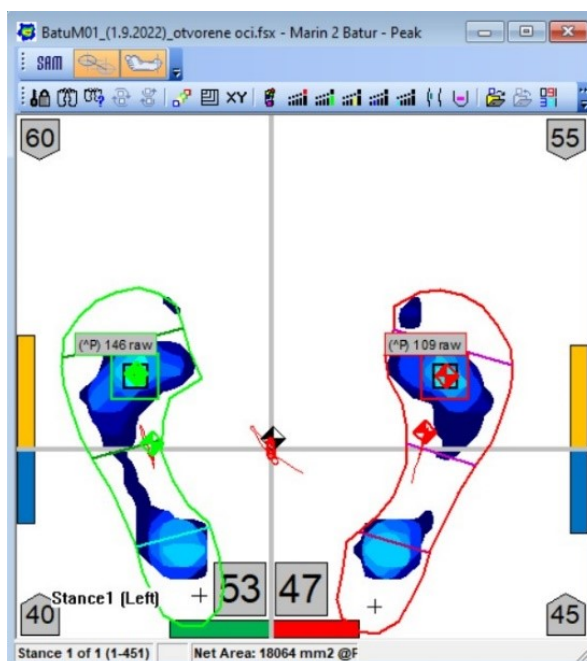
Tablica 1 - Program vježbanja

Ponedjeljak – gornji dio tijela	Srijeda – donji dio tijela	Petak – gornji dio tijela
<ol style="list-style-type: none"> 1. Sklekovi u stoju: 3x 6-10 ponavljanja (2min odmora) 2. Asistirani zgib jednom rukom: 3x 4-6 ponavljanja (2min odmora) 3. Sklekovi s nogama na povišenom: 2x 10-15 ponavljanja (1min) 4. Biceps pregib s TRX trakom: 2x 10-15 (1min) 5. Podizanje koljenja u stranu: 3x 8-12 (1min) 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Čučanj na jednoj nozi: 3x 8 (2min) 2. Bugarski čučanj: 3x-10-15 (2min) 3. Jednonožni potisak kukova: 3x10-15 (1min) 4. Asistirani nordijski pregib: 3x6 (1min) 5. Jednonožna podizanja za listove: 3x 15-20 (1min) 6. Podizanja za tibialis: 3x 15-20 (1min) 7. L izdržaji: 3x 10-30 sekundi (1min) 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Jednoručni asistirani sklek: 3x 6-10 (2min) 2. Varijacija zгиба: 3x 6-10 (2min) 3. Sklekovi s podignutim noga (dijamant): 2x10-15 (1min) 4. Biceps pregib s TRX trakom: 2x 10-15 (1min) 5. Y-podizanja: 12-15+3x4-6 (Super set) 6. Podizanje nogu: 3x 8-12 (1min)

6.3. Prvo mjerenje

Prvo mjerenje je provedeno 1.9.2022, kako bi se dobilo inicijalno stanje ispitanika. Analizirana su 3 različita položaja, u trajanju od 15 sekundi. Prvo se snimilo mirno uspravno držanje s otvorenim očima, nakon toga mirno uspravno držanje zatvorenih očiju i na kraju naginjanje naprijed nazad. Prvim mjerenjima primijećeno je da ispitanik ima dosta visok svod stopala, što se da primijetiti na slici 27, što treba uzeti u obzir pri analizi podataka.

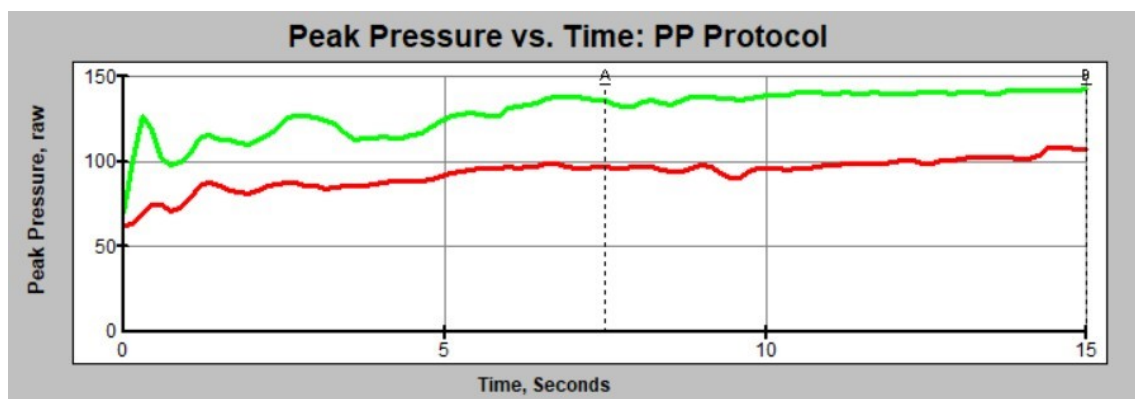
6.3.1. Uspravno mirno držanje – otvorene oči



Slika 27 - Otisak stopala 1, otvorene oči

Slika 27 prikazuje otisak stopala pri uspravnom, mirnom stajanju otvorenih očiju. Na slici se mogu uočiti postotci ukupnog opterećenje pojedinog stopala (Lijevo-Desno smjer), kao i distribucija tih opterećenja duž stopala (Anteriorno-Posteriorno smjer). Analizom otiska stopala može se zaključiti da je ispitanik nagnut prema naprijed oslanjajući se, blago, više na lijevu nogu, zbog čega je metatarzalni dio lijevog stopala najopterećeniji, gdje maksimalna vrijednost tlaka, p , iznosi 146 raw (0.25 MPa), dok je srednja vrijednost 130 raw (0.22 MPa) (Dijagram 1.). Takovi se prikazani s raw mjernom jedinicom, koja nije SI jedinica tlaka. Ona je samo brojčani prikaz iznosa, a ne fizikalna mjera. Promjenom postavki u sustavu vrijednosti se mogu prikazati u SI jedinicama, Pa, MPa, KPa, itd.

Dijagram 1 - Ovisnost tlaka u vremenu, otvorene oči



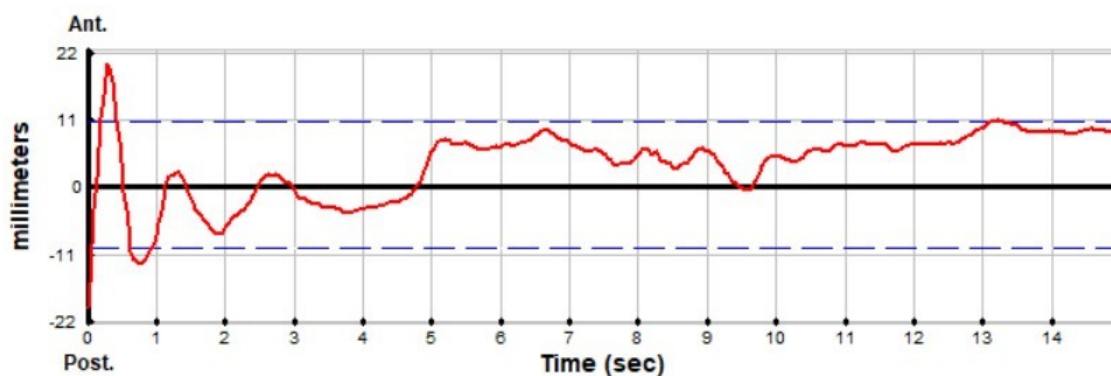
Dijagram 1 prikazuje distribuciju plantarnog tlaka tijekom vremena, gdje zelena linija prikazuje lijevu nogu a crvena desnu. Može se primijetiti da je distribucija tlaka na oba stopala proporcionalna, tj. oba stopala imaju blagi rast tlaka do petnaeste sekunde, kada dolazi do stabilizacije tijela, a time i do manjih oscilacija.

Tablica 2 - Tablica SAM analize 1, otvorene oči

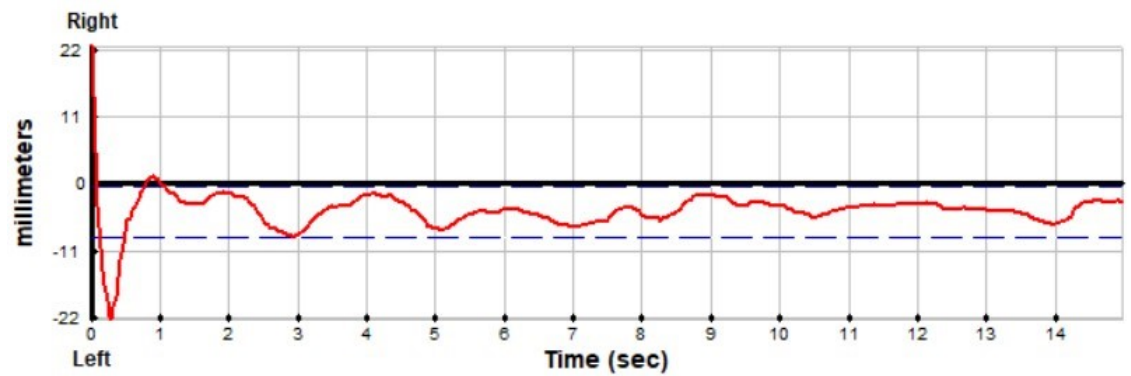
C:\TEKSCAN\FOOTMAT\DATABASE\MOVIE\S\BaturMarin2\BatuM01_(1.9.2022)_otvor oci.fsx Dx / Proc: n/a Task: n/a Duration (sec): 14.96			
COF Measurements	Value	Weight Bearing %	Average
Area (mm ²)	133.7	Avg L-T	56
Dist (millimeters)	250.3	Avg R-T	44
Var (millimeters)	1.156	Avg L-RF	43
A-P Exc (millimeters)	39.61	Avg L-FF	57
L-R Exc (millimeters)	44.73	Avg R-RF	38
		Avg R-FF	62

Tablica 2 prikazuje podatke prikupljene pri SAM analizi. SAM analiza je test kojim se proučava posturalno njihanje tijela u mirovanju (eng. Body sway). Lijevi dio tablica prikazuje podatke kao što je površina, A , obuhvaćena kretanjem centra sile (COF-a), ukupna udaljenost, D , koju je prošao, te pređena udaljenost u A-P, D_{A-P} , i L-D, D_{L-D} , smjeru. S desne strane tablice nalaze se postoci opterećenja pojedinog stopala kao i pojedinog dijela stopala. Raspored tjelesne težine na lijevo i desno stopalo je relativno ujednačen (56% i 44%). Sličnu distribuciju imamo i kod lijevog stopala gdje metatarzalni dio preuzima 57%, a peta 43% ukupnog opterećenja lijevog stopala, dok se kod desnog stopala može uočiti da metatarzalni dio preuzima 62%, a peta 38% ukupnog opterećenja desnog stopala.

Dijagram 2 - Oscilacije COF-a u A-P smjeru 1, otvorene oči

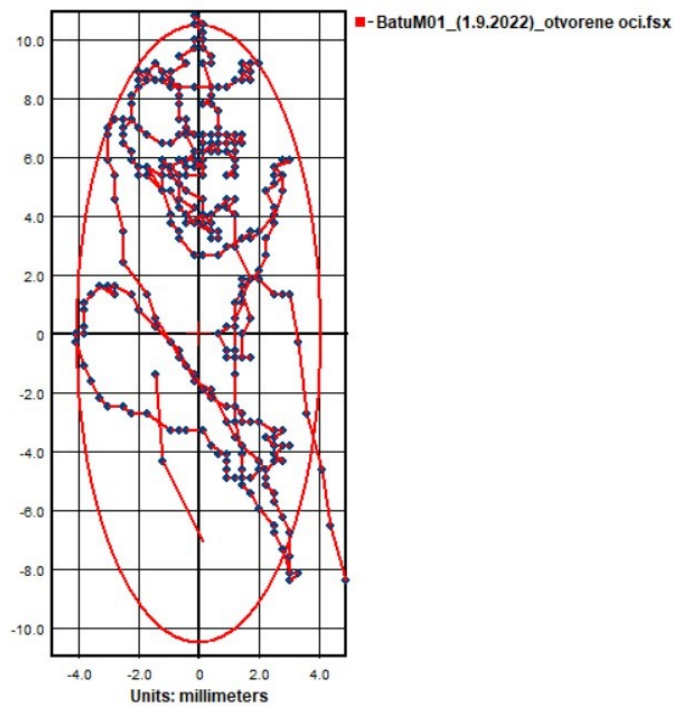


Dijagram 3 - Oscilacije COF-a u L-D smjeru 1, otvorene oči



Dijagrami 2 i 3 predstavljaju grafički prikaz kretanja COF-a u A-P smjeru i L-D smjeru. Može se primijetiti da se COF ima male oscilacije, što upućuje na povećanu kontrolu održavanja ravnoteže.

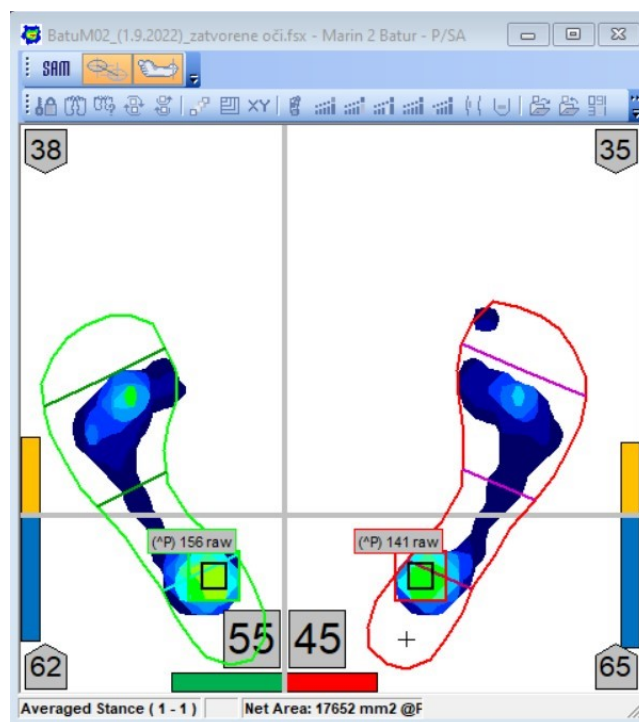
Dijagram 4 - Prikaz trajektorija kretanja COF-a 1, otvorene oči



Dijagram 4 prikazuje položaje u kojima se našao COF tijekom 15 sekundi. Ovalni oblik predstavlja površinu koja obuhvaća najviše točaka u kojima se pojavio COF tijekom mjerenja, gdje se da primijetiti da su točke uglavnom zgusnute u višim dijelovima, tj. iznad središta baze oslonca, što se podudara s već navedenim pretpostavkama.

6.3.2. Uspravno mirno držanje – zatvorene oči

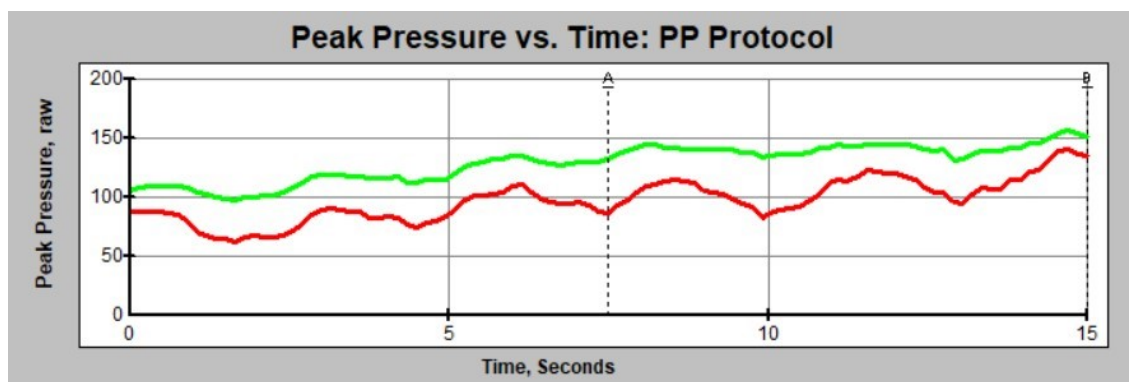
Mjerenje pozicije sa zatvorenim očima nam omogućuje da kvantificiramo utjecaj vizualnog sustava tijekom najjednostavnijeg pokreta koji zahtjeva održavanja posture. Jasno je da će vizualni sustav imati sve veći utjecaj što je pokret kompliciraniji, ali ovim mjerenjem se želi vidjeti što se događa s distribucijom tlaka i kretanjima COF-a kod mirnog uspravnog stajanja.



Slika 28 - Otisak stopala 1, zatvorene oči

Slika 28 prikazuje otisak stopala kod mirnog uspravnog držanja zatvorenih očiju. Na prvi pogled, može se primijetiti pomicanje ukupnog centra pritiska u posteriornom smjeru, te u lijevu stranu u odnosu na središte baze oslonca. U ovom slučaju 55% tjelesne težine preuzima lijevo stopalo, od čega 62% preuzima peta lijevog stopala, što je potpuno suprotno u odnosu na istu poziciju s otvorenim očima.

Dijagram 5 - Distribucija tlaka u vremenu 1, zatvorene oči



Dijagram 5 prikazuje distribuciju plantarnog tlaka po stopalima kod mirnog stajanja zatvorenih očiju. U usporedbi s dijagramom 1 može se uočiti da se kod stajanja zatvorenih očiju pojavljuju veće oscilacije tlaka, što upućuje na otežano održavanje ravnoteže, s obzirom na to da smo „isključili“ jednu komponentu kontrolnog sustava (vizualni sustav). Isključivanjem vizualnog sustava ispitanik gubi dojam prostora, zbog čega dolazi do kašnjenja u kontrahiranju odgovarajućih mišićnih parova tijekom održavanje ravnoteže.

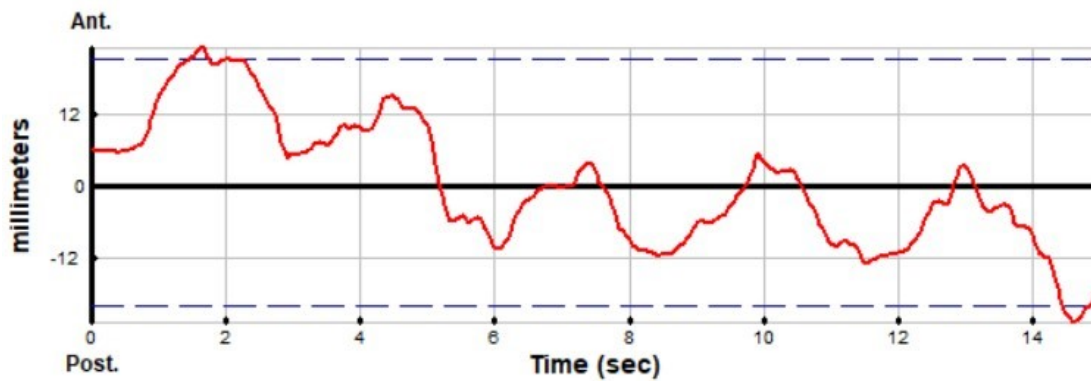
Tablica 3 - Tablica SAM analize 1, zatvorene oči

C:\TEKSCAN\FOOTMAT\DATABASE\MOVIE\S\BaturMarin2\BatuM02_(1.9.2022)_zativ oči.fsx			
Dx / Proc: n/a			
Task: n/a			
Duration (sec): 14.96			
COF Measurements	Value	Weight Bearing %	Average
Area (mm ²)	389.5	Avg L-T	55
Dist (millimeters)	270.3	Avg R-T	45
Var (millimeters)	0.4588	Avg L-RF	62
A-P Exc (millimeters)	45.37	Avg L-FF	38
L-R Exc (millimeters)	14.57	Avg R-RF	65
		Avg R-FF	35

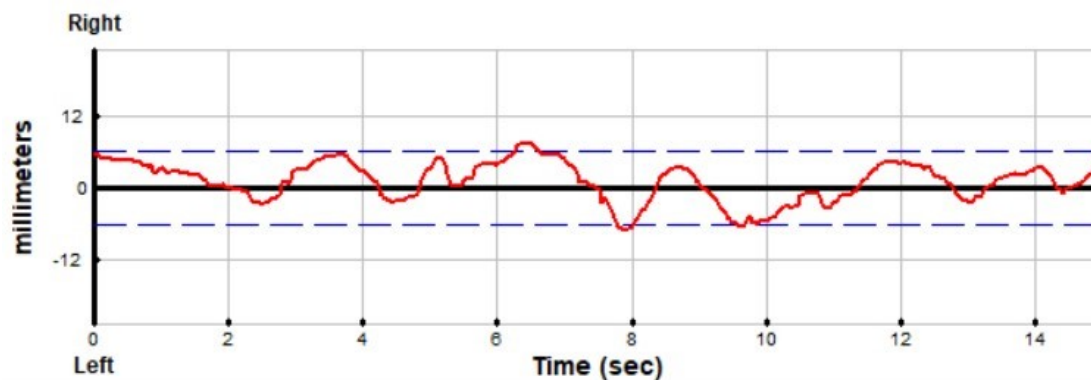
Usporedbom tablica 2 i 3, da se primijetiti da pozicije sa zatvorenim očima uglavnom imaju sve vrijednosti, koje se odnose na kretanja COF-a, povećane osim ukupne udaljenosti COF-a u L-D smjeru, što bi moglo upućivati na to da su lokomotorne promjene koje utječu na distribuciju

opterećenja u L-D smjeru, manje izražene od lokomotornih promjena koje utječu na distribuciju opterećenja u A-P smjeru.

Dijagram 6 - Oscilacije COF-a u A-P smjeru 1, zatvorene oči

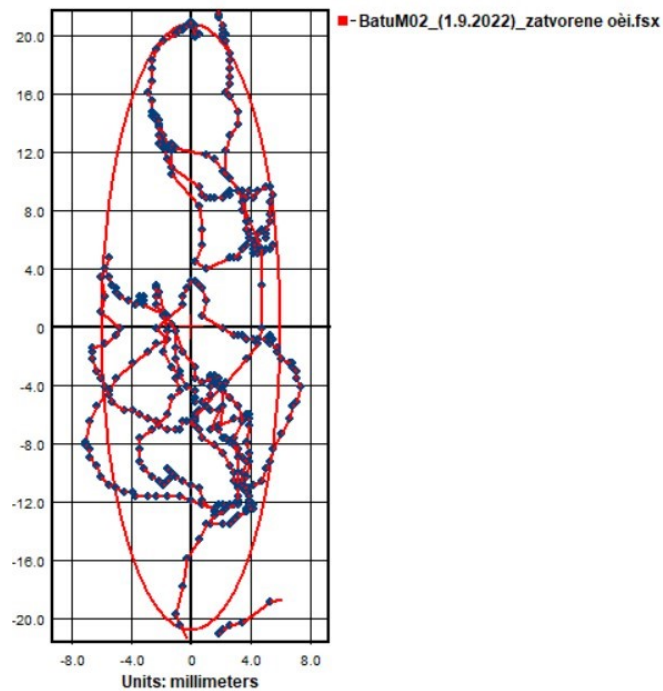


Dijagram 7 - Oscilacije COF-a u L-D smjeru 1, zatvorene oči



Dijagrami 6 i 7 prikazuju nešto veće oscilacije u kretnjama COF-a u A-P i L-D smjeru u odnosu na dijagrame 2 i 3, što ukazuje na otežano održavanje ravnoteže zbog kompromitiranog kontrolnog sustava.

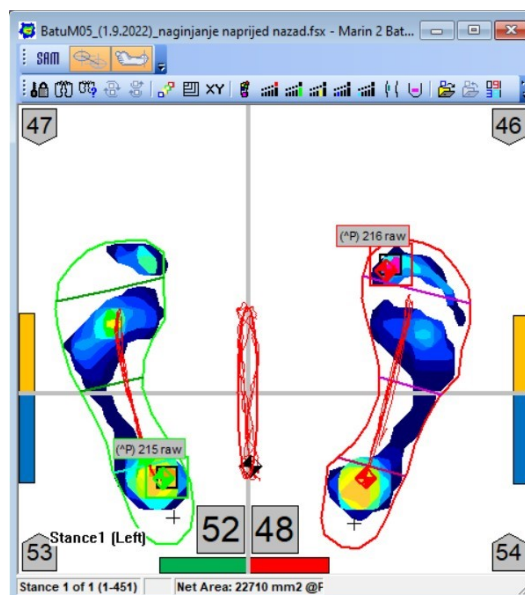
Dijagram 8 - Trajektorije COF-a, zatvorene oči



Dijagram 8 prikazuje zgusnutiji raspored točaka u srednjem donjem području ovala, što upućuje na položaj centra sile, koji se nalazi ispod i blago lijevo od središta baze oslonca.

6.3.3. Naginjanje naprijed nazad

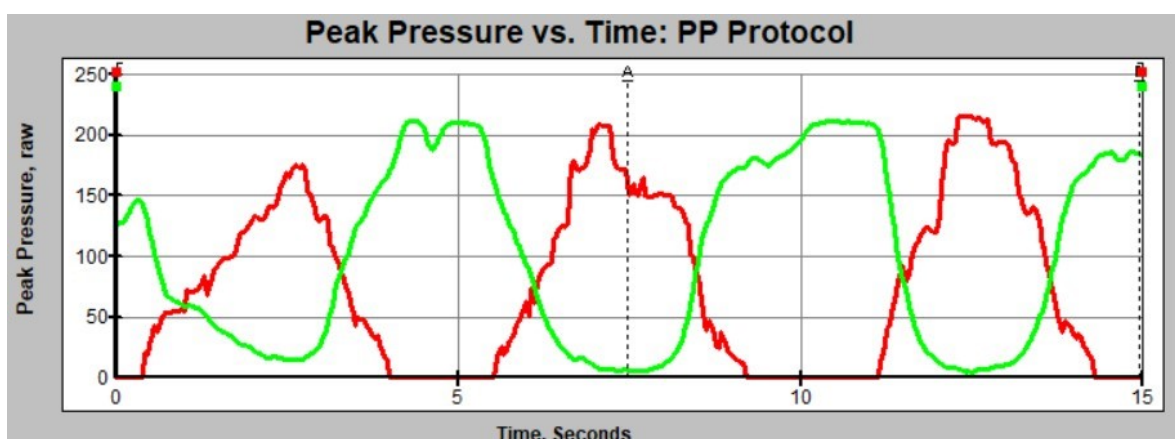
Cilj ovog mjerenja je provjeriti funkcionalnost tijela, unatoč prisutnosti određenih nesukladnosti u statičkom stanju, tj. prikazati u kojoj se mjeri tijelo prilagođava kako bi se omogućilo svakodnevno funkcioniranje.



Slika 29 - Otisak stopala 1, naginjanje

Slika 29 prikazuje prosječni otisak stopala pri naginjanju naprijed nazad tijekom 15 sekundi. Odmah možemo uočiti da je distribucija tlaka relativno ujednačena, da je centar pritiska gotovo na samoj sredini baze oslonca, te da su maksimalni tlakovi desnog i lijevog stopala gotovo jednaki, 216 raw i 215 raw (dijagram 9).

Dijagram 9 - Tlak u vremenu 1, naginjanje



Tablica 4 - Tablica SAM analize 1, naginjanje

C:\TEKSCAN\FOOTMAT\DATABASE\MOVIES\BaturMarin2\BatuM05_(1.9.2022)_nagin naprijed nazad.fsx			
Dx / Proc: n/a			
Task: n/a			
Duration (sec): 14.96			
COF Measurements	Value	Weight Bearing %	Average
Area (mm ²)	2520	Avg L-T	54
Dist (millimeters)	1094	Avg R-T	46
Var (millimeters)	2.169	Avg L-RF	48
A-P Exc (millimeters)	169.7	Avg L-FF	52
L-R Exc (millimeters)	22.65	Avg R-RF	53
		Avg R-FF	47

Rezultati ovog mjerenja jako su zanimljivi, jer ukazuju na povećanu ujednačenost u distribuciji tlakova po površinama stopala i manje oscilacije COF-a, te kao takvi upućuju na činjenicu da je tijelo još uvijek funkcionalno iako postoje određene nejednakosti u lokomotornom sustavu.

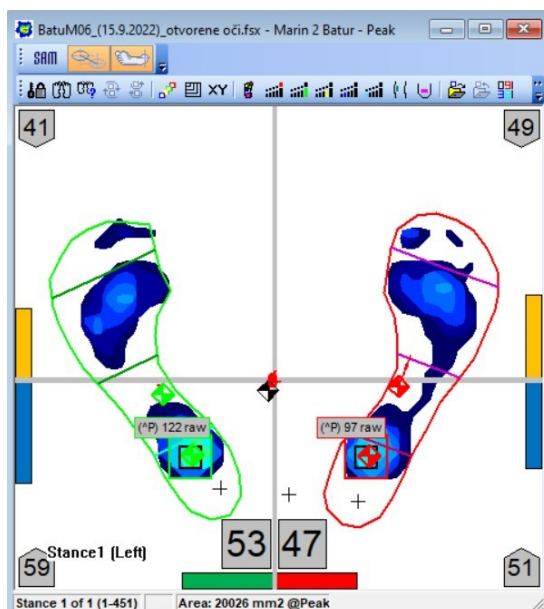
Drugim riječima, tijelo se prilagodilo trenutnom stanju kako bi izbjeglo nepotrebnu potrošnju energije, što bi potvrdilo jednu od pretpostavki tensegrity teorije.

Analizom svih dobivenih podataka prvog mjerenja, zaključuje se da postoje određene nesukladnosti u lokomotornom sustavu ispitanika, ali uz visoku funkcionalnost s obzirom na dinamičnije mjerenje. Može se pretpostaviti da su se pojavile nesukladnosti u muskulaturi u području zdjelice, zbog čega je došlo do blage rotacije zdjelice prema na naprijed i naginjanja zdjelice, tako da je desni kuk iznad lijevog, čime bi se objasnilo pojačano oslanjanje na lijevu nogu, kao i povećano opterećenje metatarzalnog dijela obaju stopala. Navedene promjene lokomotornog sustava bi uzrokovala i blagu hiperekstenziju kralježnice, zbog čega bi došlo do pomicanja centra mase tijela u odnosu na centar sile, što bi objasnilo povećane oscilacije u položaju centra sile kod položaja sa zatvorenim očima, prema [27].

6.4. Drugo mjerenje

Drugo mjerenje je provedeno 15.9.2022, nakon dva tjedna provedena na predmetnom programu vježbanja. Ponovno su se analizirala 3 ista položaja u trajanju od 15 sekundi, s namjerom da se detektiraju nastale lokomotorne promjene.

6.4.1. Uspravno mirno držanje – otvorene oči

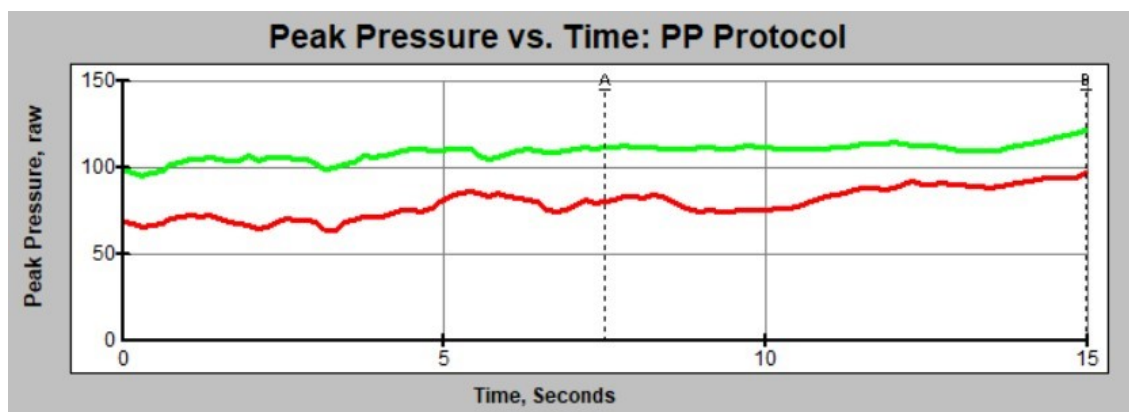


Slika 30 - Otisak stopala 2, otvorene oči

Slika 30 prikazuje otisak stopala pri drugom mjerenju, gdje se daju uočiti nastale promjene, kao rezultati provedenog treninga. Najočitiija promjena je u položaju centra sile, s tim da je opterećenje pojedinog stopala ostalo identično. To bi značilo da su se, izvođenjem treninga, uspjele potaknuti pozitivne promjene lokomotornog sustava, koje su poboljšale distribuciju tlaka u A-P smjeru, ali

se nisu uspjele potaknuti promjene koje bi utjecale na distribuciju u L-D smjeru (distribuciju po lijevom i desnom stopalu), što je opet dobro jer se distribucija nije pogoršala.

Dijagram 10 - Tlak u vremenu 2, otvorene oči



Dijagram 10 prikazuje distribuciju plantarnog tlaka nakon provedenog programa vježbanja. Usporedbom s dijagramom 1 da se primijetiti da su se vrijednosti maksimalnih tlakova smanjile, što vjerojatno zbog bolje distribucije tlaka, koja je ujedno i konstantnija tijekom vremena, što upućuje na poboljšanu kontrolu posture ispitanika.

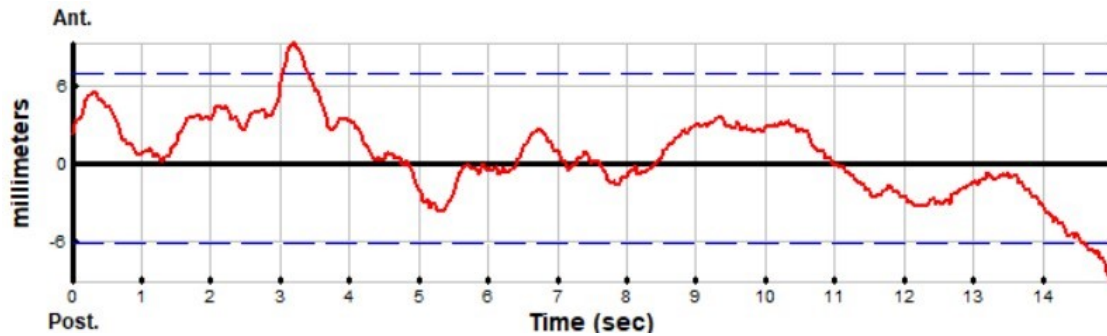
Tablica 5 - Tablica SAM analize 2, otvorene oči

C:\TEKSCAN\FOOTMATIC\DATABASE\MOVIES\BaturMarin2\2. mjerenje\BatuM06_(15.9.2022)_otvorene oči.fsx			
Dx / Proc: n/a			
Task: n/a			
Duration (sec): 14.96			
COF Measurements	Value	Weight Bearing %	Average
Area (mm ²)	92.98	Avg L-T	53
Dist (millimeters)	343.9	Avg R-T	47
Var (millimeters)	0.3803	Avg L-RF	59
A-P Exc (millimeters)	18.56	Avg L-FF	41
L-R Exc (millimeters)	12.16	Avg R-RF	51
		Avg R-FF	49

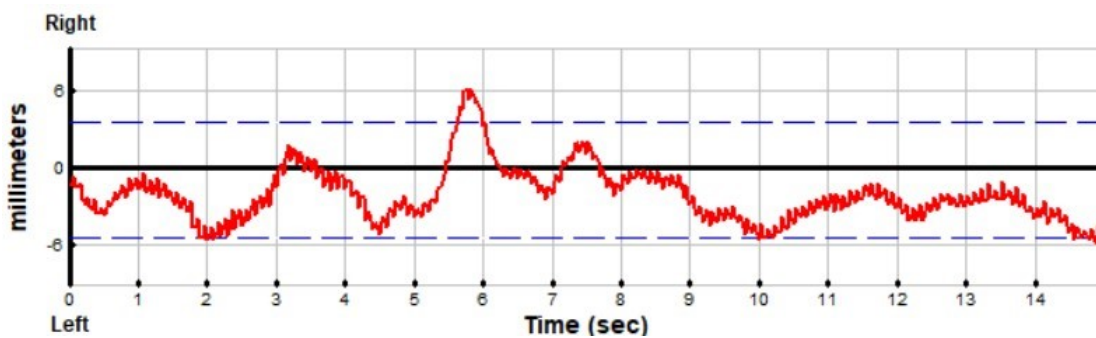
Usporedbom tablica 5 i 2 da se primijetiti da je površina, opisana kretnjama COF-a, manja nakon provedenog treninga, kao i udaljenosti pređene u A-P i L-D smjeru. Smanjenje duljine između

pojedinih točaka, V , u kretanjama COF-a (u tablici Var.), između isječaka snimke, predstavlja još jedno poboljšanje u kontrolnom sustavu ispitanika, što se može vidjeti i na dijagramu 13.

Dijagram 11 - Oscilacije COF-a u A-P smjeru 2, otvorene oči

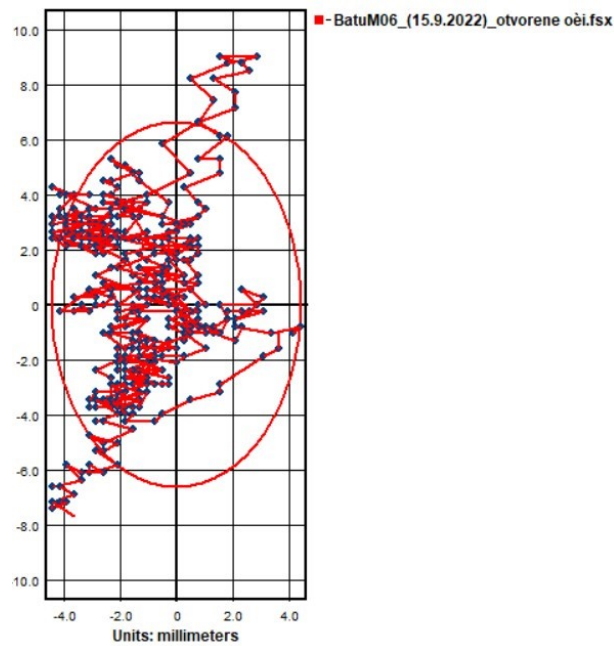


Dijagram 12 - Oscilacije COF-a u L-D smjeru 2, otvorene oči



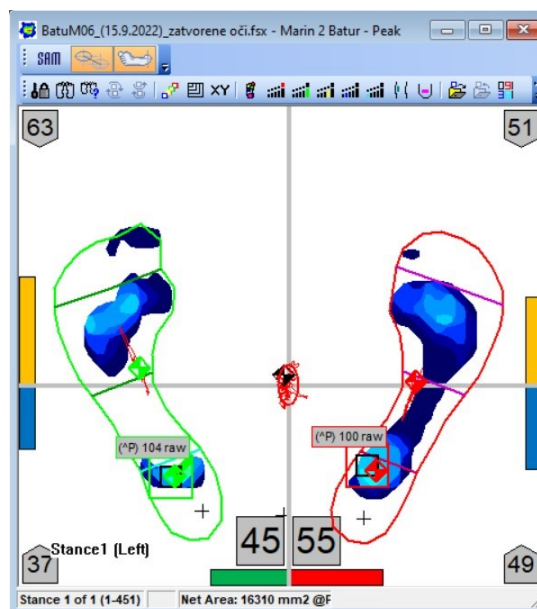
Dijagrami 11 i 12, prikazuju ponašanje COF-a u A-P i L-D smjeru, tijekom vremena. U usporedbi sa dijagramima 2 i 3, može se primijetiti puno finije oscilacije, što podupire već navedena poboljšanja.

Dijagram 13 - Trajektorije COF-a 2, otvorene oči



Na dijagramu 13 može se vidjeti grafički prikaz malih varijacija između pojedinih točaka, koje su zgusnute po sredini ovala s blagom tendencijom prema lijevoj strani.

6.4.2. Uspravno mirno držanje – zatvorene oči

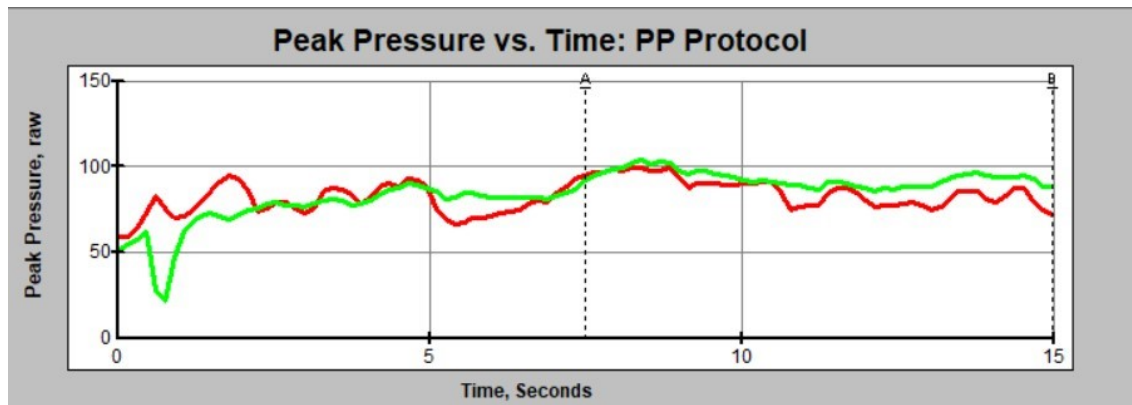


Slika 31 - Otisak stopala 2, zatvorene oči

Slika 31 prikazuje otisak stopala kod položaja sa zatvorenim očima nakon provedenog programa vježbanja. U usporedbi sa slikom 28 mogu se uočiti značajne razlike. Prije svega došlo je do potpunog pomicanja centra sile, koji je u novom stanju nešto bliže samom centru baze oslonca s blagom tendencijom prema gore desno od središta baze. To bi značilo da se u novom stanju kada

se „isključiti“ vizualni sustav, tijelo više oslanja na desnu nogu, te se povratila bolja kontrola u A-P smjeru. Također se može primijetiti skoro pa idealna distribucija tlaka po desnom stopalu, ali i ne baš tako idealna distribucija po lijevom stopalu, koja bi možda mogla biti rezultat pogrešnog mjerenja, ali i potencijalna negativna promjena izazvana treningom, koju je potrebno dalje istražiti.

Dijagram 14 - Tlak u vremenu 2, zatvorene oči



Dijagram 14 prikazuje distribuciju maksimalnih tlakova po lijevom i desnom stopalu. Treniranjem se uspješno ujednačiti tlakove, te smanjiti njihove oscilacije u vremenu, koje su u inicijalnom stanju bile dosta izraženije (dijagram 5). Ovo poboljšanje u distribuciji tlakova također ukazuje na nastala poboljšanja u lokomotornom sustavu.

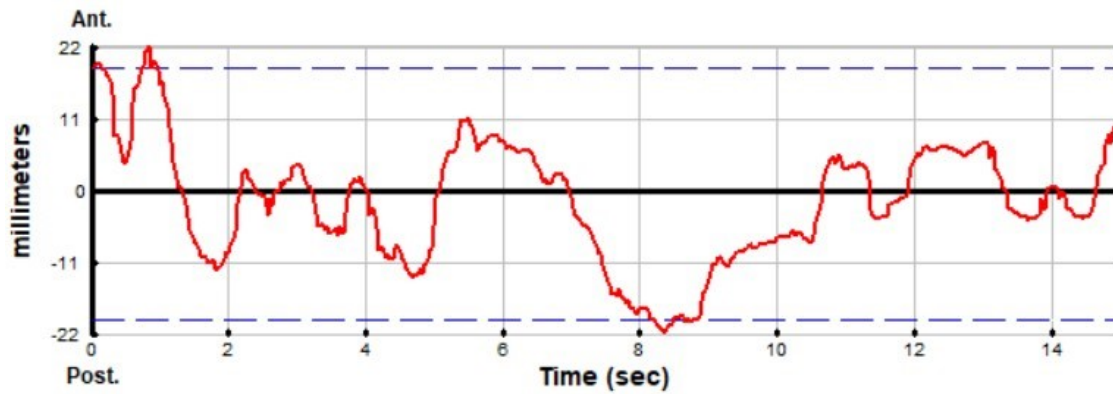
Tablica 6 - Tablica SAM analize 2, zatvorene oči

C:\TEKSCAN\FOOTMATIC\DATABASE\MOVIES\BaturMarin2\2. mjerenje\BatuM06_(15.9.2022)_zatvorene oči.fsx			
Dx / Proc: n/a			
Task: n/a			
Duration (sec): 14.96			
COF Measurements	Value	Weight Bearing %	Average
Area (mm2)	627	Avg L-T	46
Dist (millimeters)	719.5	Avg R-T	54
Var (millimeters)	1.281	Avg L-RF	38
A-P Exc (millimeters)	44.33	Avg L-FF	62
L-R Exc (millimeters)	33.03	Avg R-RF	55
		Avg R-FF	45

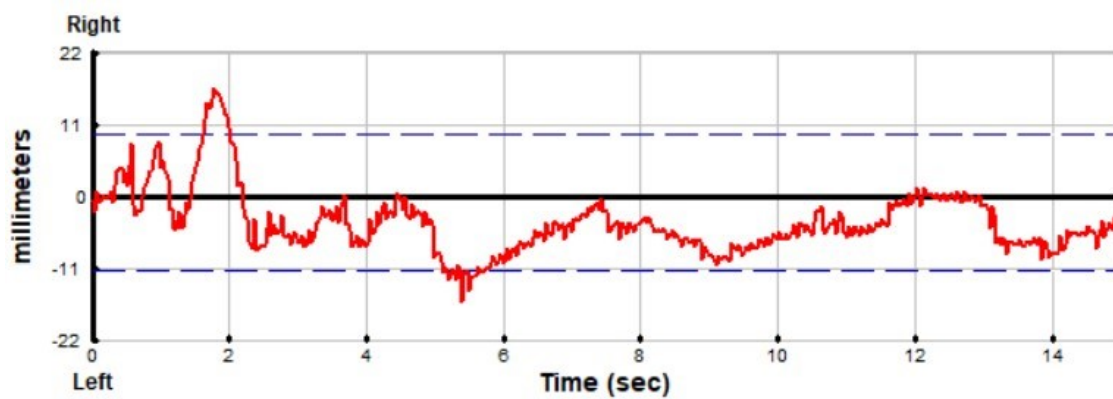
Tablica 6 prikazuje rezultate SAM analize, analize njenja tijela, nakon provedenog programa. Za razliku od podataka o distribucije tlaka, koji ukazuju na poboljšanja, prema podacima u tablici 6 reklo bi se da je došlo do narušavanja kontrolnog sustava u odnosu na tablicu 3. Povećanje površine koju ju se opisao COF svojim kretanjama, kao i povećanje udaljenosti pojedinih točaka između isječaka snimka, ukazuju na nemogućnost kontrolnog sustava da održi tijelo u ravnoteži.

Jednako tako dijagrami 15 i 16 također prikazuju lošije rezultate u odnosu na dijagrame 6 i 7, s obzirom na to da prikazuju puno veće kretanje COF-a, kao i veće oscilacije tog kretanja. Upravo takvo ponašanje bi se očekivalo kod otežanog kontroliranja ravnoteže.

Dijagram 15 - Oscilacije COF-a A-P 2, zatvorene oči

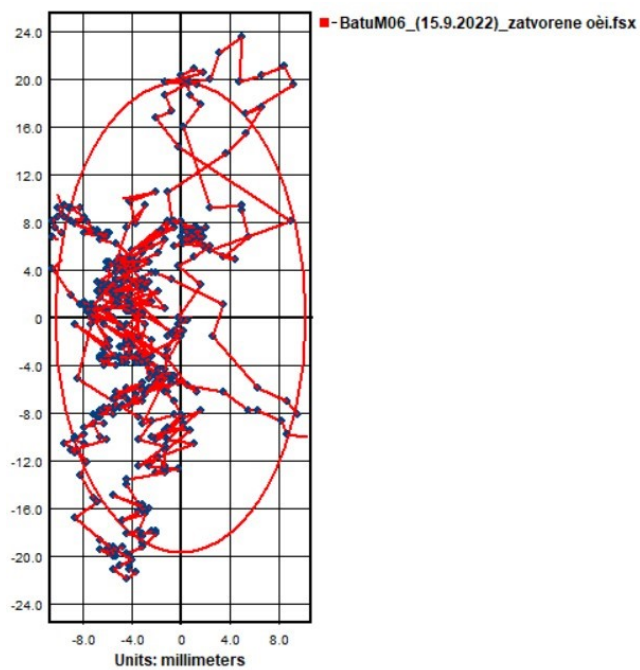


Dijagram 16 - Oscilacije COF-a L-D 2, zatvorene oči

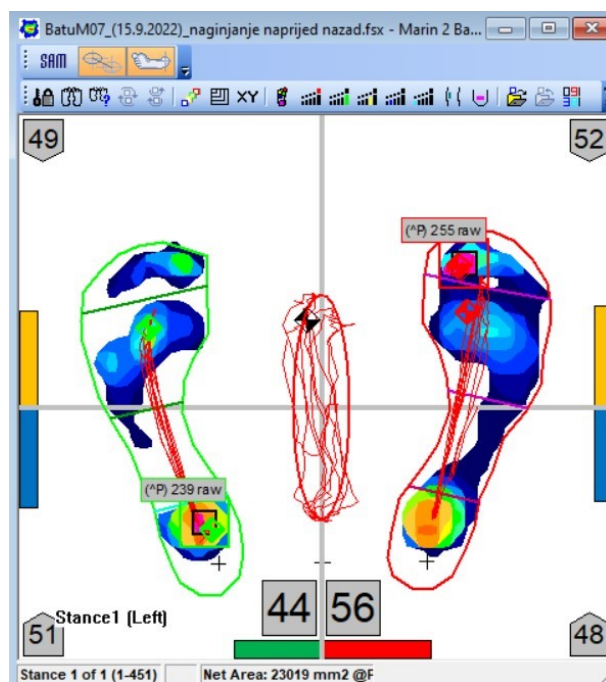


Sve pretpostavke postavljene analiziranjem tablice 6 te dijagrama 15 i 16, o pojavi negativnih promjena, su donekle opovrgnute dijagramom 17, koji prikazuje da se COF u određenim trenucima pojavio u ekstremnijim položajima, ali da se s vremenom uspio stabilizirati u središnjem dijelu ovala, što u usporedbi s dijagramom 8 predstavlja poboljšanje u kontroliranju njenja tijela, s obzirom na to da u inicijalnom stanju COF puno više varirao.

Dijagram 17 - Trajektorije COF-a 2, zatvorene



6.4.3. Naginjanje naprijed nazad



Slika 32 - Otisak stopala 2, naginjanje

Tablica 7 - Tablica SAM analize 2, naginjanje

C:\TEKSCAN\FOOTMATIC\DATABASE\MOVIES\BaturMarin2\2. mjerenje\BatuM07_(15.9.2022)_naginjanje naprijed nazad.fsx			
Dx / Proc: n/a			
Task: n/a			
Duration (sec): 14.96			
COF Measurements	Value	Weight Bearing %	Average
Area (mm2)	6956	Avg L-T	48
Dist (millimeters)	1957	Avg R-T	52
Var (millimeters)	5.751	Avg L-RF	46
A-P Exc (millimeters)	187.7	Avg L-FF	54
L-R Exc (millimeters)	61.86	Avg R-RF	55
		Avg R-FF	45

Kod naginjanja naprijed nazad (slika 32 i tablica 7), da se primijetiti da je funkcionalnost ostala gotovo ista, što znači da se tijelo stiglo prilagoditi novonastalom stanju u lokomotornom sustavu i tako omogućiti ispitaniku da svakodnevne aktivnosti provodi bez ikakvih poteškoća.

7. RASPRAVA

Dobiveni rezultati istraživanja pokazali su da se provedbom programa vježbanja mogu potaknuti lokomotorne promjene, koje su se u ovom slučaju pokazale kao pozitivne. Podiže se pitanje hoće li svaki plan treninga, ako se u obzir uzme pravilno izvođenje, potaknuti pozitivne promjene unutar lokomotornog sustava ili pak postoji određeni tip treninga koji će negativno utjecati na lokomotorni sustav. Dobivenim saznanjima ovog istraživanja na to pitanje se ne može odgovoriti te potrebno provesti daljnja istraživanja.

Najveće promjene dogodile su se kod uspravnog držanja otvorenim očima, što je i najbitnije, pošto se u tom položaju provodi najviše vremena. U tom položaju došlo je do pomicanja centra sile gotovo u središtu baze oslonca, zbog povoljnije distribucije tlaka u A-P smjeru. Razloge poboljšanja distribucije tlaka teško je odrediti, jer se nisu znali točni lokomotorni pokazatelji nakon analize inicijalnog stanja ispitanika. Bolja kontrola njihanja tijela mogla bi se povezati s povećanjem tonusa fascija (HRMT-a), zbog čega tijelo ima bolju povezanost između podsustava, što omogućuje finije, mikro, „pokrete“ koji održavaju ravnotežu tijela.

Korištenje MobileMat platforme se pokazalo relativno jednostavnim i preciznim načinom otkrivanja posturalnih promjena, zbog čega bi se mogla koristiti kao dijagnostički uređaj pri sistematskim pregledima ili tijekom priprema profesionalnih sportaša. Omogućila bi periodično praćenje distribucije tlaka s ciljem izbjegavanja većih promjena i ozljeda.

Održavanje ravnoteže često je veliki problem kod robota, zbog teško predvidivog djelovanja sila i momenata u različitim situacijama [29]. Upravo zbog toga bi se roboti trebali konstruirati kao hijerarhijski sustav, gdje će svi podsustavi međusobno biti povezani i međusobno komunicirati, kako bih se osigurala viša razina prilagodljivosti vanjskim podražajima. Također bi se prilikom svih radnji trebala osigurati distribucija opterećenja na cijeli sustav, kako ne bih došlo do preopterećenja pojedinih dijelova ili do prevrtanja. Postavljanjem posebnih pedobarografski senzora u području oslonca robota, nešto nalik MobileMat platformi, omogućila bi se kontrola nad distribucijom tlaka po površini oslonca, što bi uvelike pomoglo u održavanju ravnoteže. Česti problem kod robota upravo je bilo održavanje ravnoteže u slučaju da se pojavi koncentrirana sila u nekom dijelu oslonca. Pošto takav robot nema uvid u raspodjelu tlaka po osloncu i pošto nema odgovarajuću reakciju na to, dolazi to njegova prevrtanja, tj. gubitka ravnoteže. Uvođenjem tensegrity struktura u konstrukciju robota riješio bi se problem distribucija opterećenja, višesmjerno ponašanje, generiranje energije iz više sustava čime bi se dobilo čovjekoliko ponašanje ne žive stvari.

8. ZAKLJUČAK

Ovim radom prikazana je opća biomehanička analiza tijela, koja se temelji na principima tensegrity struktura. Primjenom tensegrity u objašnjavanju bioloških struktura, razvila se nova grana, Bio-tensegrity. Bio-tensegrity objašnjava ponašanje bioloških struktura od onih najmanjih, mikro sustava pa sve do onih najvećih. Veliki doprinos, tog relativno starog, ali ne i tako prihvaćenog tumačenja, jest u povećanju općeg shvaćanja funkcioniranja ljudskog tijela kao cjeline, budući da se tijelo često prikazivalo kao sustav greda i poluga, tj. kao sustav koji je u konstantnom stanju kompresije (nešto kao stup). Noviji pristup omogućava prikazivanje tijela kao hijerarhijski sustav, unutar kojeg je povezano više podsustava koji su u konstantnoj međusobnoj komunikaciji.

U početnim poglavljima dan je kratki opis biomehanike, kao znanosti, prema kojoj se tijelo promatra kao mehanički sustav, zbog čega je prikazan i pravokutni koordinatni sustav koji dijeli tijelo s obzirom na tri ravnine, a to su sagitalna, frontalna i transverzalna. Nakon toga u raspravu se uvodi kontrolni sustav čovjeka, kojeg čini zajednički rad lokomotornog i živčanog sustava, koji je odgovoran za održavanje ravnoteže u bilo kojem položaju. Također su prikazane i prve posturalne preferencije djeteta, gdje je svaka sljedeća zahtjevnija od prethodne. Unaprjeđivanje posturalnih preferencija potaknuto je učenjem kroz igru i istraživanja, uspostavljajući tako sve čvršću i bolju komunikaciju između svih podsustava.

U svrhu boljeg razumijevanja bio-tensegrity tumačenja ljudskog tijela, radom su objašnjene osnovne komponente od kojih se sastoji svaki tensegrity sustav, koji su zbog svojih specifičnih svojstava postali jako zanimljivi u područjima umjetnosti i građevine. Prema trećem poglavlju tensegrity sustavi su sustavi konstantne napetosti, građeni od međusobno povezanih napetih i tlačanih elemenata. Takva građa im omogućuje ne linearno ponašanje, distribuciju opterećenja, prilagođavanje i neovisnost o gravitaciji. Kao primjer iz svakodnevnog života naveden je kotač bicikla, gdje su okvir i središnja glavina tlačni elementi, a tanke žice napeti elementi. Prema tekstu rada, zbog navedenih svojstava, tensegrity sustavi su se uveli u sve biološke strukture, gdje su kao temelj takve strukture predstavljeni zbijeni sustavi ikosaedra, koji su u geometrijskom smislu energetske najefikasniji, višesmjerni i neovisni o gravitaciji. Ista analogija se može iskoristiti i za ljudsko tijelo, gdje se pojedini dijelovi tijela mogu zamisliti kao zbijeni sustavi koji su međusobno povezani neuro miofascijalnim slingovima, povezujući ih tako u jedinstveni sustav.

U sljedećim poglavljima prezentirana je biomehanička analiza pojedinih dijelova tijela, korištenjem bio-tensegrity načela. Prikazani su samo najbitniji dijelovi tijela za održavanje

pravilne posture, s njihovom anatomijom i bio-tensegrity modelima. Također se u tim poglavljima raspravlja o starim modelima i razlozima zašto bi oni mogli biti pogrešni, te o razlozima zbog kojih su noviji modeli superiorni.

Nakon pregleda pojedinih dijelova tijela, u raspravu se uvodi miofacijalni podsustav lokomotornog dijela kontrolnog sustava, koji međusobno povezuje odgovarajuće miškulature u tijelu. Uz miofacijalni sustav predstavljen je i tonus mišića u mirovanju (HRMT), koji je okarakteriziran kao napetost koja proizlazi iz molekularnih viskoelastičnih svojstava mišića. Pošto se taj tonus ne može registrirati EMG-om, zaključuje se da bi to mogao biti tonus navedenih miofacijalnih veza, koje su onda odgovorne za održavanje posture tijekom mirovanja. Istaknuto je kako vrhunski sportaši treningom povećavaju HRMT kako bi bili uspješni u povećavanju efektivnog mišićnog tonusa u kraćem vremenu.

Prije samog pregleda provedenog istraživanja ukratko su opisani biomehanički pokazatelji lokomotornih promjena. Naglašeno je kako na posturu čovjeka utječu sve životne navike, kao što su način ishrane i fizičke aktivnosti. Pokazatelji se uglavnom mogu podijeliti na vizualne pokazatelje i pokazatelje koji uzrokuju ograničenost pokreta pojedinog dijela tijela, što je usko povezano s ishranom pojedinca (npr. smrznuto rame). Vizualni pokazatelji su podijeljeni na nagibanje, savijanje, rotaciju i pomak. Pri definiranju takvih lokomotornih pokazatelja treba obratiti posebnu pozornost u odnosu na što je došlo do određene promjene. Jednako tako naglašeno je da navedeni pokazatelji dolaze u kombinacijama, npr. nagibanje jednog dijela može uzrokovati savijanje drugo, što pak može izazvati pomicanje trećeg, itd. U svrhu jasnijeg definiranja pozicije lokomotorne promjene predstavljeni su i karakteristični smjerovi za opće razumijevanje.

Nakon teoretskog djela rada provedeno je manje istraživanje čiji je cilj bio ustanoviti da li se i u kojoj mjeri, provođenje treninga vježbanja, mogu potaknuti lokomotorne promjene. Kako bi istraživanje imalo smisla potrebno je postaviti neko inicijalno stanje u koje se žele potaknuti određene promjene. U svrhu toga provedeno je mjerenja na MobileMat platformi kako bi se odredilo početno i krajnje stanje ispitanike. Mjerilo se njihanje tijela i distribucija plantarnog tlaka po površini stopala, tijekom održavanja ravnoteže u 3 različite pozicije u trajanju od 15 sekundi. Nakon provedenog prvog mjerenja ispitanik je proveo 2 tjedna na određenom programu vježbanja nakon čega se provelo identično drugo mjerenje. Analizom rezultata uočene su određene promjene u distribuciji plantarnog tlaka po površini stopala, koje su predstavljene kao pozitivne promjene, s obzirom na to da je došlo do ujednačenije distribucije tlaka i manjeg njihanja tijela tijekom mirnog stajanja otvorenih očiju. U globalu rezultati mjerenja pokazali su da će promjene u jednom dijelu tijela izazvati promjene u drugom, što je karakteristično za tensegrity sustave.

Na kraju prikazana je rasprava u kojoj se diskutiraju nastale promjene, kao i mogućnosti primjene novih saznanja o kontrolnom sustavu čovjeka. Istraživanje je potvrdilo da se funkcioniranje kontrolnog sustava temelji na zajedničkom djelovanju lokomotornog i živčanog sustava, što bi značilo da je za repliciranje takvog sustava potrebno osigurati visoku razinu povezanosti svih sustava, te mjerni sustav, nalik pedobarografskim sensorima, koji će očitavati distribuciju tlakova po osloncu i omogućiti pravovremeno reagiranje na nastale promjene, kako bi se izbjegla koncentracija opterećenja i time gubitak ravnoteže robota.

LITERATURA

- [1] Berisha, M., Posturalne smetnje djece predpubertetske dobi uzrokovane nepravilnim držanje i nedostatkom tjelesne aktivnosti, Diplomski rad, Sveučilište u Zagrebu, Kineziološki fakultet, 2015
- [2] Nikolić, Vasilije i Hudec, Mladen: Principi i elementi biomehanike, Školska knjiga Zagreb, 1988
- [3] Anatomske izrazi za smještaj, Pristupljeno (13.9.2022)
https://hr.wikipedia.org/wiki/Anatomske_izrazi_za_smje%C5%A1taj
- [4] Myers, W. Thomas, Anatomy trains, Second edition, Churchill livingstone, 2009
- [5] Hayes, C. Keith, Biomechanics of postural control
- [6] Hutson, M., Ward, A., Oxford Textbook of Musculoskeletal Medicine-Oxford University Press, USA (2016)
- [7] Tensegrity. (2022, September 11). In Wikipedia. <https://en.wikipedia.org/wiki/Tensegrity>
- [8] Stephen, M Levin, Tensegrity: The New Biomechanics, Oxford University Press, 2006
- [9] Pravilni poliedri, https://sh.wikipedia.org/wiki/Pravilni_poliedri (Pristupljeno 13.9.2022.)
- [10] poliedar. Hrvatska enciklopedija, mrežno izdanje. Leksikografski zavod Miroslav Krleža, 2021. (Pristupljeno 13. 9. 2022.) <http://www.enciklopedija.hr/Natuknica.aspx?ID=49141>
- [11] Sušić, A., Bankin, V., Hoster, J. i Žokalj, M.: Approach to understanding of biomechanical locomotion system, Interdisciplinary Description of Complex Systems, 2020
- [12] Glenohumeralni zglob: funkcije, anatomija, ravni i osi, Warbletoncouncil, Pristupljeno 13.9.2022, <https://bs.warbletoncouncil.org/articulacion-glenohumeral-7785>
- [13] Rame. In Wikipedia. <https://bs.wikipedia.org/wiki/Rame>, Pristupljeno 13.9.2022
- [14] Stephen, M Levin, Putting the shoulder to the wheel, Journal Biomedical Sciences Instrumentation, Vol 33, 1997.
- [15] Lessard, S., Castro, D., Asper, W., Chopra, S., Admony, L., Teodorescu, M., SunSpiral, V., Agogino, A., A Bio-inspired tensegrity manipulator with multi-DOF, structurally compliant Joints, 2016
- [16] Crnjaković, M., Funkcija torkalne kralježnice u trčanju, Run.hr, Treniraj pametno, Pristupljeno 14.9.2022, <http://run.hr/funkcija-torakalne-kraljeznice-u-trcanju/>
- [17] Stephen, M. Levin, *The Tensegrity-Truss as a Model for Spine Mechanics: Biotensegrity*, Journal of Mechanics in Medicine and Biology, vol. 2, #3&4, 375-388., World Scientific Publishing Co., 2002.

-
- [18] Buković, G., *Prijedlog konstrukcije naprave za vježbanje mišića gluteusa*, Završni rad, Fakultet strojarstva i brodogradnje, 2018.
- [19] Stephen, M. Levin, *Hang In There!: The Statics and Dynamics of Pelvic Mechanics*, Chapter 15 in *Movement, Stability & Lumbopelvic Pain*, Churchill Livingstone 2007. Vleeming, Mooney, Stoeckart eds.
- [20] Tensegrity bridge, redefining the role of structural integrity in a foot bridge, Bionimate, Pristupljeno (14.9.2022), <https://bionimate.com/tensegrity-bridge>
- [21] Stephen, M. Levin, *Comment on: Masi AT, Hannon JC. Human Resting Muscle Tone (HRMT)*, *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 2009.
- [22] Stephen, M. Levin, *The Mechanics of Martial Arts*
- [23] Thomas Myers - Tensegrity Applied to Human Biomechanics, Pristupljeno 14.9.2022., https://www.youtube.com/watch?v=xzX-PeU_MTo&ab_channel=functionalpatterns
- [24] Smrznuto rame (PHS), Scipion, Poliklinika za ortopediju, fizikalnu medicinu i fizikalnu terapiju Rijeka, Pristupljeno (14.9.2022), <http://www.scipion.hr/cd/126/smrznuto-rame-phs-scipion-centar-za-fizioterapiju-i-fitness-rijeka-scipion>
- [25] Tekscan, Pressure Mapping, Force Measurement & Tactile Sensors, Pristupljeno (14.9.2022), <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/mobilematž>
- [26] Cetl, N., *Analiza mogućnosti korištenja opreme za biomehaničku analizu sila reakcije podloge*, Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje, 2022.
- [27] Winter, D. A., *Human balance and posture control during standing and walking*, Department of Kinesiology, University of Waterloo, *Gait & Posture*: 1995; Vol. 3: 193-214
- [28] Zhang, D., Xiong, R., Wu, J. and Chu, J., *Balance Maintenance in High-Speed Motion of Humanoid Robot Arm-Based on the 6D Constraints of Momentum Change Rate*, National Laboratory of Industrial Control Technology, Zhejiang University, China, 2014