

Analiza neuromiofascijalnih karakteristika ljudi

Klasić, Hrvoje

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://um.nsk.hr/um:nbn:hr:235:688795>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-14**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Hrvoje Klasić

Zagreb, 2022

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Mentor :
Prof. dr. sc. Aleksandar Sušić

Student :
Hrvoje Klasić

Zagreb, 2022

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

Zahvaljujem se mentoru dr.sc. Aleksandar Sušiću na savjetima, sugestijama i strpljenju prilikom izrade ovog rada. Posebna hvala kolegi Marinu Baturu za pomoć pri izradi mjerenja.

Veliko hvala mojoj obitelji na stalnoj podršci te kolegama i prijateljima koji su svojim prisustvom olakšali studiranje.

Hrvoje Klasić



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: **Hrvoje Klasić** JMBAG: **0035211640**

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Analiza neuromiofascijalnih karakteristika ljudi**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Analysis of neuromyofascial characteristics of humans**

Opis zadatka:

Poznavanje biomehaničkih karakteristika ljudskog tijela te njegove sposobnosti izvođenja specifičnih zadataka odnosno pokreta temelji se na utvrđivanju tzv. individualno različitih predispozicija, mogućnosti, vještina i ograničenja. Kao jedna od nedovoljno razmatranih karakteristika odnosno čak i svojstva ljudskog sustava za kretanje je razumijevanje, poznavanje i primjena takozvanog „tensegrity“ principa, koji se obzirom na smisao i ulogu u ljudskom tijelu, te značaj u kontekstu biomehaničke analize, smatra cjelovitim - neuromiofascijalnim sustavom. On povezuje u nerazdvojivu cjelinu živčani, mišićni, skeletni i fascijalni podsustav, te je individualno karakterističan. Obzirom da je nedovoljno istražena i rabljena ova spoznaja, dragocjen je svaki doprinos koji omogućí daljnji napredak u razvoju sposobnosti ljudi kao i smanjivanje broja ozljeda i bolesti koje se mogu indicirati prije njihovog nastajanja.

U radu je potrebno:

- prikazati osnove "tensegrity" principa za primjenu u biomehanici čovjeka;
- istražiti postojeće praktične primjere primjene i tržišna rješenja za analizu (ako postoje);
- prikazati ulogu primjene neuromiofascijalnih karakteristika čovjeka;
- prikazati utjecajne biomehaničke značajke od značaja za zdravlje čovjeka temeljene na "tensegrity" principima;
- utvrditi mogućnost primjene pedobarografske platforme za analizu neuromiofascijalnih karakteristika čovjeka;
- navesti zaključke provedene analize te komentirati postoje li mogućnosti za unaprjeđenje sustava ranog otkrivanja indikacija ozljeda i njihove prevencije.

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:

Predsjednik Povjerenstva:


Prof. dr. sc. Aleksandar Sušić


Prof. dr. sc. Vladimir Soldo

Sadržaj

Sadržaj	I
Popis slika	II
Popis oznaka.....	III
Sažetak	IV
Summary	V
1. Uvod.....	1
2. Tensegrity principi kod čovjeka.....	2
2.1 Tensegrity.....	2
2.2 Biotensegrity	4
2.3 Tensegrity građa.....	5
2.4 Prednosti biotensegritya	7
2.5 Fascintegrity	8
3. Motorički sustava	11
3.1 Strukturne komponente motoričkog sustava.....	11
3.2 Stanja motoričkog sustava.....	12
4. Postojeće praktične primjene za analizu i sprečavanje ozljeda.....	16
4.1 Evaluacija snage trupa bez uređaja	16
4.2 Analiza uz pomoć uređaja	17
4.2.1 Senzori za mjerenje pokreta	17
4.3 Kamere za snimanje pokreta	19
4.4 Elektromiografija	20
5. Primjena pedobarografske platforme za analizu neuromiofascijalnih karakteristika čovjeka	21
5.1 Mjerenje	21
5.1.1 Mjerenje puštanja s desne strane.....	22
5.1.2 Mjerenje puštanja s lijeve strane	24
5.1.3 Usporedba dobivenih mjerenja.....	26
6. Zaključak.....	28
Literatura	31

Popis slika

Slika 1. Jednostavna tensegrity konstrukcija [1]	2
Slika 2. Kenneth Snelson ispred svoje skulpture “Soft Landing,” postavljena u Denveru 1982. [2]	3
Slika 3. NASA Super Ball Bot [3]	4
Slika 4. a) ikosaedar, b) tensegrity ikosaedar [9]	6
Slika 5. Dijagram naprezanja za tensegrity ikosaedar.....	6
Slika 6. Zavojnica od ikosaedara [9]	7
Slika 7. Mreža ikosaedara u fasciji [10]	7
Slika 8. Podjela fascije na 1) Površinske linije, 2) Funkcionalne linije, 3) Bočne linije, 4) Spiralne linije [13].....	9
Slika 9. Bacanje loptice [14]	10
Slika 10. Dijagram naprezanja za RMT [12]	11
Slika 11. Podjela NMFS-a kod izvođenja gibanja [8].....	14
Slika 12. Test vertikalnog skoka [16].....	17
Slika 13. Senzori za mjerenja pokreta postavljeni na osobu [17]	18
Slika 14. Dobivena animacija i grafovi mjerenja pokreta [17]	19
Slika 15. Prostor za snimanje [18]	19
Slika 16. EMG uređaj [20]	20
Slika 17. MobileMat [21]	21
Slika 18. Kontaktne površine za desni slučaj	22
Slika 19. Dijagram pomicanja centra sile L-R za desni slučaj.....	23
Slika 20. Dijagram pomicanja centra sile A-P za desni slučaj.....	23
Slika 21. Kontaktne površine za lijevi slučaj	24
Slika 22. Dijagram pomicanja centra sile L-R za lijevi slučaj	25
Slika 23. Dijagram pomicanja centra sile A-P za lijevi slučaj	25
Slika 24. Dijagram pomicanja centra sile L-R za oba slučaja.....	26
Slika 25. Dijagram pomicanja centra sile A-P za lijevi slučaj	27

Popis oznaka

Oznaka	Jedinica	Opis
m	kg	- masa
G	N	- težina
ε	-	- deformacija
σ	N/mm ²	- naprezanje
t	s	- vrijeme
$\Delta\vartheta$	mm	- pomak

Sažetak

Cilj ovog rada je otkrivanje novih spoznaja u razvoju sposobnosti ljudi kao i smanjivanju broja ozljeda i bolesti koje se mogu indicirati prije njihovog nastajanja. Ovaj završni rad obuhvaća objašnjenje i primjenu tensegrity principa u kontekstu biomehanike čovjeka, objašnjava holistički pristup neuromiofascijalnog sustava i raspravlja o mogućnostima mjerenja istog radi prijevremenog otkrivanja i sprečavanja ozljeda i bolesti.

Utvrđena je povezanost cijelog tijela u prijenosu snage, uloga trupa kao osnova motoričkog sustava te mogućnost zaključivanja disbalansa u neuromiofascijalnim remenima pomoću mjernih instrumenata. Teorija je potkrijepljena praktičnim mjerenjem i analizom neuromiofascijalnih karakteristika na platformi MobileMat tvrtke Tekscan kojom je utvrđena razlika u karakteristikama neuromiofascijalnih remena i time mogućnost ozljede ili bolesti prije njihovog nastajanja.

Buduća primjena pedobarografske podloge u analizi neuromiofascijalnih karakteristika svojstvenih svakom čovjeku pojedinačno ovim je radom potvrdila svoj potencijal kao dijagnostička platforma i mjerni sustav.

Ključne riječi: tensegrity, neuromiofascijalni sustav, pedobarografska platforma

Summary

The goal of this work is to discover new knowledge in the development of people's abilities as well as to reduce the number of injuries and diseases that can be indicated before they occur. This final paper includes the explanation and application of the tensegrity principle in the context of human biomechanics, explains the holistic approach of the neuromyofascial system and discusses the possibilities of measuring it for early detection and prevention of injuries and diseases.

The connection of the whole body in power transmission, the role of the trunk as the basis of the motor system, and the possibility of concluding imbalances in the neuromyofascial belts using measuring instruments were established. The theory is supported by the practical measurement and analysis of neuromyofascial characteristics on the MobileMat platform of the company Tekscan, which determined the difference in the characteristics of neuromyofascial belts and thus the possibility of injury or disease before they occur.

The future application of the pedobarographic pad in the analysis of the neuromyofascial characteristics unique to each person has confirmed its potential as a diagnostic platform and measurement system with this work.

Key words: tensegrity, neuromyofascial system, pedobarographic platform

1. Uvod

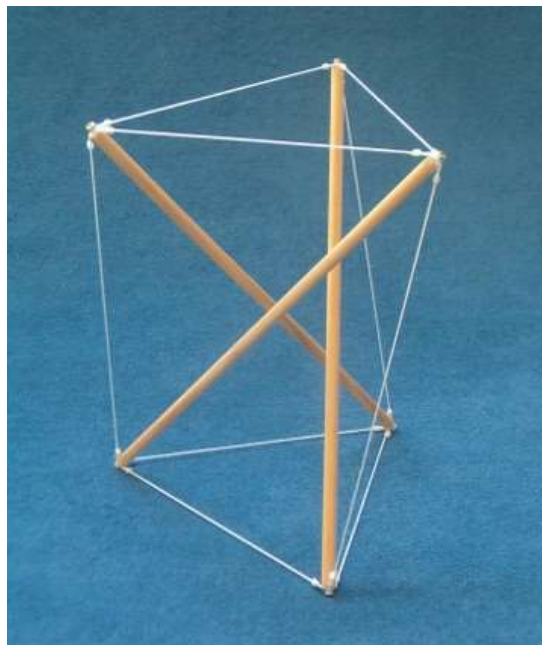
Poznavanje biomehaničkih karakteristika ljudskog tijela te njegove sposobnosti izvođenja pokreta temelji se na utvrđivanju različitih predispozicija, mogućnosti, vještina i ograničenja. Jedna od nedovoljno obrađenih karakteristika tijela jest razumijevanje, poznavanje i primjena tensegrity principa u sklopu biomehaničke analize. Tensegrity princip veže se na neuromiofascijalni sustav koji povezuje živčani, mišićni, skeletni i fascijalni podsustav u jednu cjelinu. U tim podsustavima izdvajaju se neuromiofascijalni remeni. Neuromiofascijalni sustav kao takav ima individualne karakteristike koje nisu dovoljno istražene, a od velike su koristi za otkrivanje i sprečavanje ozljeda.

Ovaj završni rad fokusira se na objašnjavanju i analizi neuromiofascijalnih karakteristika ljudi te mogućnosti ranog otkrivanja ozljeda. U analizi koristimo mjerne instrumente poput senzora pokreta te pomoću njih pokušavamo analizirati kompleksnost pojedinog pokreta.

2. Tensegrity principi kod čovjeka

2.1 Tensegrity

Tensegrity (eng. "*tension + integrity*") ili plutajuću kompresiju (eng. *floating compression*) definiramo kao konstrukciju sastavljenu od tlačno opterećenih podupirača unutar mreže vlačno opterećenih zateznih tetiva. Pojednostavljeno na to gledamo kao na tlačno opterećene grede povezane vlačno opterećenom užadi. Na slika 1. vidimo najjednostavniju tensegrity konstrukciju 3-prizmu.



Slika 1. Jednostavna tensegrity konstrukcija [1]

Naziv „tensegrity“ prvi koristi američki arhitekt i izumitelj Richard Buckminster Fuller 1962. godine, dok izraz „floating compression“ prvi koristi kipar i fotograf Kenneth Duane Snelson.

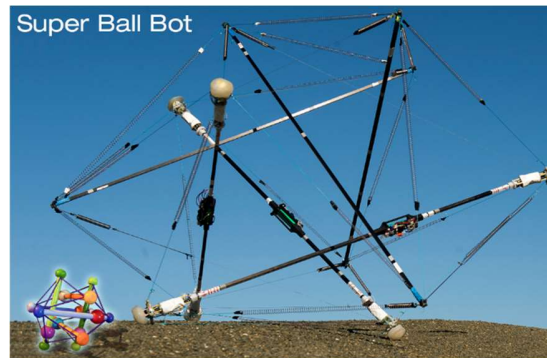


Slika 2. Kenneth Snelson ispred svoje skulpture “Soft Landing,” postavljena u Denveru 1982. [2]

Glavna ideja učenja R. Buckminster Fullera je kako dobiti više iz što manjeg te iz toga dolaze glavne značajke tensegrity konstrukcija, što veći odnos čvrstoće i težine, tj. veća čvrstoća, manja masa. Taj odnos se ostvaruje jednostavnim pravilima:

- Svaki zasebni element opterećen je samo na tlak, odnosno vlak
- Predopterećenje i prednaprezanje održavaju čvrstoću konstrukcije
- Niti jedan element nije podvrgnut momentu savijanja
- Posmična naprezanja su zanemariva u cijeloj konstrukciji
- Mehanička stabilnost omogućuje elementima da ostanu u tlačno/vlačnom naprezanju prilikom opterećenja vanjskom silom
- Vanjska sila koja optereti tensegrity strukturu raspoređuje se po cijeloj strukturi

Rezultati dobiveni tim pravilima omogućili su NASA-i konstrukciju Super Ball Bot-a, platformu za slijetanje i kretanje napravljena od tensegrity elemenata. Čvrstoća konstrukcije je tolika da za slijetanje ne treba koristiti padobran, kretanje je omogućeno skraćivanjem i produljivanjem kabela, cijena komponenata je znatno smanjena, a pouzdanost, radi manjeg broja i pojednostavljenju komponenata, povećana.



Slika 3. NASA Super Ball Bot [3]

Bitno je napomenuti da krutost konstrukcije ovisi o napetosti u vlačno opterećenim elementima, čim su napetiji to je konstrukcija kruća i moguća su manja pomicanja. Svi elementi su međusobno povezani i ovise jedni o drugima. U slučaju loma samo jednog elementa, integritet cijele konstrukcije se narušava.

2.2 Biotensegrity

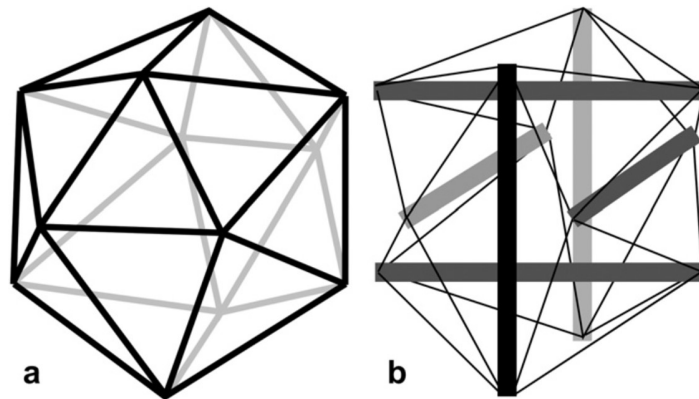
Stari, tradicionalni Newtonovski način razmišljanja i računanja u biomehanici ne prikazuje pravu istinu. Ljudsko tijelo nije posloženo kao hrpa cigli jedna na drugoj. Iz tradicionalnih proračuna u biomehanici nekome tko podiže uteg od 100 kg trebali bi popucati mišići erector spinae, diskovi, zdrobiti mu kralježnicu i pokidati krvne žile.[5] Naravno iz tih proračuna još i proizlazi da bi slonovi trebali zgnječiti sami sebe radi svoje težine, a dinosauri nemoguće da su postojali. Radi takvih rezultata, koji toliko odstupaju od istine, dobivenih iz proračuna preko tradicionalne biomehanike dolazimo do novog načina gledanja na ljudsko tijelo, a to je preko tensegrity principa u ovom slučaju nazvan biotensegrity.

Najjednostavniji prikaz ljudskog tijela kao tensegrity konstrukcije bio bi kosti kao tensegrity element opterećen na tlak, dok su mišići tensegrity elementi opterećeni na vlak, međutim to je krivo. Biotensegrity opisuje povezanost između svakog dijela organizma i mehaničkog sustava koji ih povezuje u kompletne funkcionalne cjeline, preispituje morfološku složenost i pokušava ju prikazati preko jednostavnije energetski učinkovitije građe koja se usavršila preko niza godina.

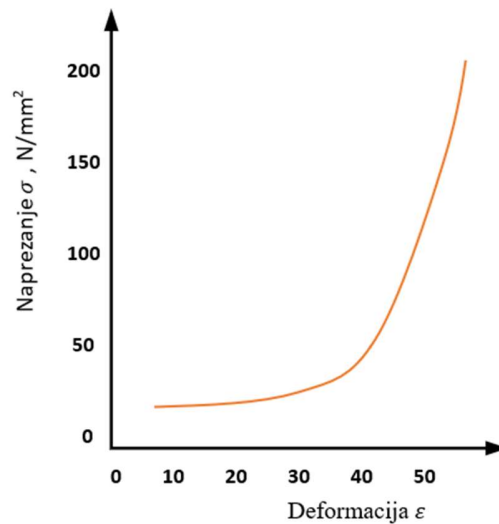
Biotensegrity prikazuje mehanički odnos između građe i funkcije na svim razinama u ljudskom tijelu.[6] Naravno gledamo na sustav koji konstantno evoluira, tj. poboljšava se i omogućuje svakom dijelu organizma da ostvari svoj zadatak uz što manje truda i potrošnju energije. Osim navedenih činjenica govorimo o strukturi koja dozvoljava kretanje bez gubljenja čvrstoće i stabilnosti. U tom sustavu nerazdvojno su povezani cijeli živčani, mišićni, skeletni i fascijalni podsustavi.

2.3 Tensegrity građa

Usporedbom tensegrity i bioloških struktura vidimo sličnosti u svojstvima nelinearnog viskoelastičnog odaziva, s kretanjem sličnom kretanju fluida koji proizlazi iz integracije svih komponenti u jedan sustav. U tensegrity principu geometrijsko tijelo kojim opisujemo takva ponašanja naziva se ikosaedar i sastoji se od 20 jednakostraničnih trokuta. Ikosaedar zapravo predstavlja jedan trokutni rešetkasti sustav. Trokuti sami po sebi predstavljaju jednu čvrstu i uravnoteženu strukturu pa tako su i tetraedari i ikosaedari sami po sebi čvrsta i uravnotežena geometrijska tijela. Ikosaedar razvijamo u tensegrity strukturu korištenjem šest podupirača pod tlačnim naprezanjem, tj. tlačnih tensegrity elemenata koji podupiru unutrašnjost. Oni spajaju i drže suprotne vrhove razdvojenima s vanjskim rubovima ikosaedra koji su sada zamijenjeni s kabelima opterećenih na vlak, tj. vlačno opterećenih tensegrity elementima, kao što je prikazano na slika 4. Rezultirajuće naprezanje u vlačnim elementima uravnoteženo je s podupiračima, koji ostaju međusobno odvojeni i ne dodiruju se. Vlačni elementi osiguravaju strukturni integritet tako da tlačni elementi plutaju u mreži napetosti.



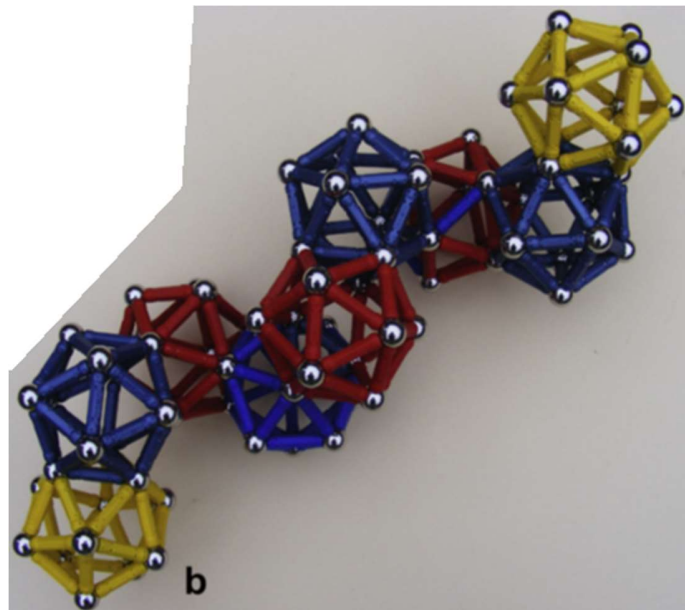
Slika 4. a) ikosaedar, b) tensegrity ikosaedar [9]



Slika 5. Dijagram napreznja za tensegrity ikosaedar

Prema slika 5. možemo vidjeti ponašanje tensegrity ikosaedra prilikom napreznja. U prvom dijelu imamo mali, gotovo nikakav otpor i možemo reći da je elastična deformacija, pomak, lako moguće te to prikazuje viskozno svojstvo. Daljnjim napreznjem tensegrity ikosaedra dolazimo do sve većeg otpora te on prikazuje nelinearno elastično svojstvo. Iz toga vidimo da ta svojstva najviše određuju elastična svojstva vlačno opterećenih elemenata.

Slaganjem ikosaedara jedan na drugog i njihovim ispreplitanjem dobivamo zavojnice, a mogu se spajati u dvostruke i u trostruke zavojnice koje izgrađuju razne biološke pojmove kao što su DNK i kolagen, kao što je prikazano na slika 6. Ova struktura se proteže sve od stanične razine do leukocida, fascije (slika 7.) i mišića do samih kostiju.



Slika 6. Zavojnica od ikosaedara [9]



Slika 7. Mreža ikosaedara u fasciji [10]

2.4 Prednosti biotensegritya

U biotensegrity sustavima postoje samo tlačni i vlačni elementi. Mišići i fascija kližu jedan po drugome i stvaraju mrežu naprezanja u kojoj plutaju kosti i organi. U tijelu više ne koristimo zakone poluge, sve je povezano u naprezanju. Sila reakcija tla više nije lokalna, prenosi se na čitavo tijelo. Kostí se međusobno ne tlače. Tijelo je pokretno s fleksibilnim zglobovima i troši

manje energije. Mišići i zglobovi nose manje sile radi rasporeda naprezanja po čitavom tijelu. Princip ne ovisi o veličini.

2.5 Fascintegrity

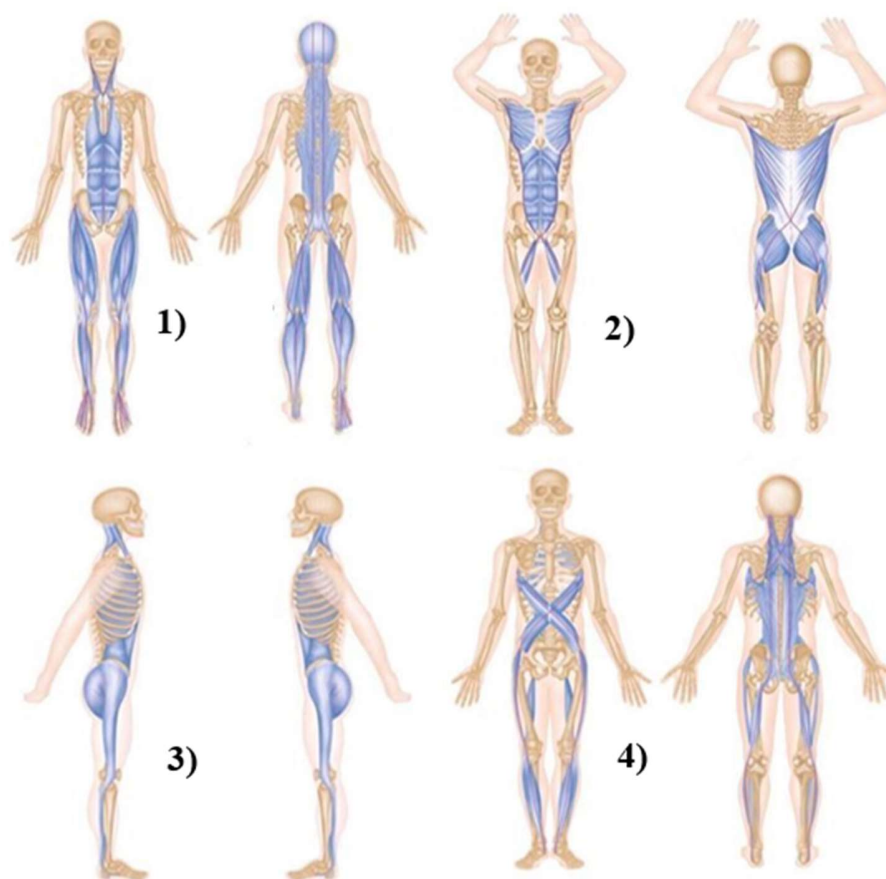
Koliko god se činio savršenim i jednostavno objašnjenim, biotensegrity princip izostavlja tekućine u tijelu koje su od velike važnosti u našem tijelu na staničnoj razini. Protok tekućina izvan stanica je od temeljnog značaja za ravnotežu napetosti i pritiska izvanstaničnog prostora i omogućuje stanicima da ispravno percipira ne samo protok tekućina već i točne informacije o napetosti od čvrstih struktura iz matrice [11]. Tekućine nisu strukture koje se mogu prepisati konceptu prednaprezanja, tj. tensegrityu, ali ipak nalazimo tekućine i unutar stanične membrane. U stanici se k tome nalazi i citoplazma koja također nije podložna konceptu prednaprezanja ili rešetke, ali ipak citoplazma prenosi mehaničke signale i zapravo određuje u kojem smjeru i kako se stanica pomiče i deformira. [11] Radi navedenih razloga pojavila se potreba za definiranjem novog modela kojim opisujemo tijelo, a to je fascintegrity.

Fascintegrity dobivamo iz riječi fascia i eng. *integrity*. Fascia definiramo kao sva tkiva koja se odazivaju na mehanički podražaj. Proizašla je iz usklađenosti između različitih tkiva, kostiju i tekućina, a povezuje sve dijelove tijela. [11] Smatramo ju kao kontinuum koji konstanto prima i šalje mehano-metaboličke informacije koji utječu na oblik i funkciju cijeloga tijela. Fascia sadrži krute i tekuće komponente, a prisutnost tekućina je ono što fali biotensegrity modelu. Tlak i smjer krvi i limfa utječu na mišiće i na zglobove.

Fascintegrity je model koji najbolje opisuje ponašanje stanica i tkiva, kao i mišićno-koštano kretanje [11]. Integritet je dan fraktalnom i entropijskom organizacijom koja iz stanice dolazi do epiderma, čija struktura, krutina i tekućina je fascia [11].

Kada pričamo o fasciji moramo napomenuti da je i ona podijeljena u grupe. Jednostavnija podjela fascije sastoji se od četiri linije:

1. Površinske linije
2. Funkcionalne linije
3. Bočne linije
4. Spiralne linije



Slika 8. Podjela fascije na 1) Površinske linije, 2) Funkcionalne linije, 3) Bočne linije, 4) Spiralne linije [13]

Funkcionalnost fascije, tj. njezina svojstva, nisu nužno ista u svim linijama. Neki dijelovi tijela su više „razgibani“, odnosno fascija ima bolje izražena elastična svojstva. Svaka od linija se ujedno dijeli na lijevu i desnu stranu, naravno, i u ovom slučaju postoje razlike u svojstvima fascije. Poznato je da većina ljudi, kako u sportovima tako i u svakodnevnicima, imaju izraženu dominantnu stranu tijela. Razlike u stranama tijela nisu izražene samo u svojstvima fascije, već se vidi i razlika u svojstvima mišićima. Kod bacača u bejzbolu koji konstantno baca lopticu jednom rukom (slika 9.) jasno je izražena razlika između mišića, ujedno i fascije, lijeve i desne strane. Vozač autobusa ili kamiona koji konstantno drži volan jednom rukom te mjenjač drugom rukom i nalazi se u položaju koji nije isti za obje strane tijela također ima izražene razlike u mišićima i fasciji lijeve i desne strane. Radi toga u analizi biomehaničkih svojstava čovjeka trebamo uvesti obuhvatniji izraz koji u svoj sustav uključuje sve podsustave u ljudskom tijelu. Neuromiofascijalni sustav je sustav

koji povezuje cijeli živčani, mišićni, skeletni i fascijalni podsustav u jednu nerazdvojnu cjelinu. Isto tako u navedenim pokretima, položajima, nisu uključeni samo pojedini segmenti tijela, već cijelo tijelo. Poremećaji u motoričkom sustavu ljudskog tijela ne mogu se izolirano liječiti prema načinu najslabije točke, već trebamo sveobuhvatniji pristup.



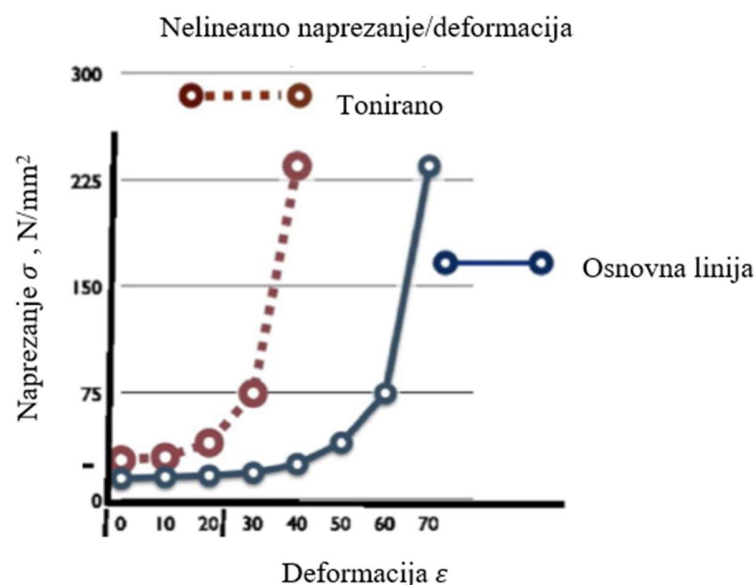
Slika 9. Bacanje loptice [14]

3. Motorički sustava

3.1 Strukturne komponente motoričkog sustava

Ljudski motorički ili lokomotorni sustav smatra se mehanizmom koji se sastoji od koštanog i mišićnog podsustava. K tome je dodana i fascija kao podsustav, a zajedno s mišićima čini miofascijalni podsustav. U fasciju također spadaju mehanoreceptori, proprioreceptori i nocireceptori te radi toga za fasciju kažemo da je višestanični/višekomponentni biološki materijal za strukturnu i funkcionalnu integraciju ljudskog tijela te služi kao osjetni organ u smislu pokreta i prilagodbe performansi, svjesnosti i kontrole tijela. [8] Radi te činjenice miofascijalni podsustav je ispravnije zvati neuromiofascijalni podsustav.

U živom mišiću uvijek je prisutan jedan nivo naprezanja, često zvan prednaprezanje ali zapravo se radi o unutarnjem ili intrinzičnom naprezanju kao što je vidljivo na dijagramu (Slika 10.) naprezanje nikada ne doseže vrijednost nula. Ta karakteristika se naziva tonus mišića u mirovanju RMT (eng. *resting muscle tone*). Usporedbom slike 5. i slike 10. vidimo koliko dobro tensegrity građe opisuju svojstva živih mišića.



Slika 10. Dijagram naprezanja za RMT [12]

Važno je uočiti da mišićni tonus postoji čak i kada mišić navodno miruje, te da napetost u mirovanju mora nešto raditi, inače tijelo gubi energiju. Takav tonus odgovoran je za održavanje neutralnog položaja anatomskih segmenata zaduženih za držanje tijela koje treba kontrolirati središnji živčani sustav. Budući da su mišići i fascija povezani u sustav tu karakteristiku je ispravnije nazvati tonus neuromiofascija u mirovanju NMFRT (eng. *neuromyofascial resting tone*).[8] Poznato je da s napretkom u savladavanju sporta, sportaši teže poboljšati sposobnost opuštanja neuromiofascijalnih struktura. Primjeri iz profesionalnog sporta pokazuju da vrhunski sportaši nastoje unaprijediti svoj NMFRT kako bi lakše i u kraćem vremenu postigli učinkovit mišićni tonus.

Motorički sustav sastoji se od segmenata ljudskog tijela, a to su udovi, trup i glava. Ti segmenti povezani su preko zdjeličnog pojasa te im on omogućuje stabilizaciju, prijenos energije i mehaničkih opterećenja tijekom motoričkih aktivnosti. Prijenos sile i opterećenja prisutan je i u drugim segmentima ljudskog tijela, međutim zadaća zdjeličnog pojasa u pokretljivosti prema nogama postavlja oslonac za motorički sustav. Ovaj prijenos sile i opterećenja kroz segmente motoričkog sustava najbolje je prikazan u udarcu kod boksača, sila udarca kreće od nogu, preko zdjeličnog pojasa prenosi se do trupa i nastavlja u ruku. Sličan primjer je i pravilan skok šut u košarci i rukometu. Prilikom izvedbi tih pokreta, osim sile, bitna je i preciznost i brzina što znači da zdjelično područje prenosi i složene vektore sile te za to treba velika stabilnost i snaga. Budući da je zadatak trupa toliko izražen i bitan mnogi sportaši rade na snažnom trupu.

Trup ili jezgra građena je od mišića čiji je glavni zadatak stabilnost lumbalno-zdjelične regije i pokretanje. Unutarnji mišići zaduženi su za stabilizaciju kralježnice i sakroilijačnog zgloba. Mišići koji se nalaze bliže površini služe kao pokretači pokreta i za stabilizaciju tijela. Oni su sačinjeni od četiri neuromiofascijala sustava: unutrašnji longitudinalni sustav, stražnji kosi sustav, prednji kosi sustav i bočni sustav, još nazivanim neuromiofascijalni remeni NMFS (eng. *slings*). Bitno je za spomenuti i mišiće dna zdjelice koji pružaju potporu mišićima trupa i kralježnice.

3.2 Stanja motoričkog sustava

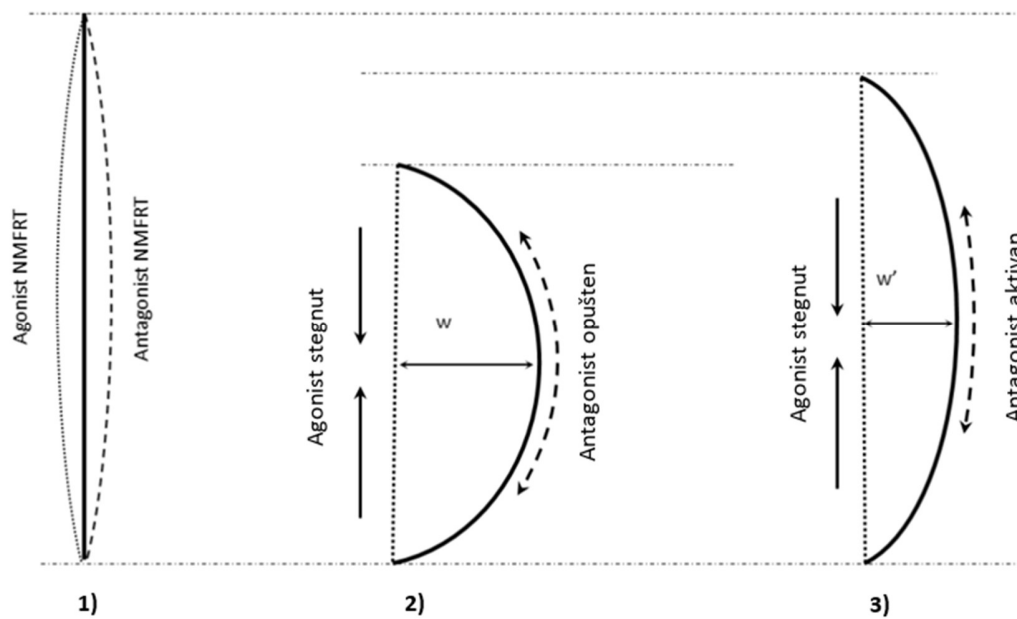
Ljudski motorički sustav može biti u opuštenom stanju ili u napetom, u mirovanju ili u pokretu te povezivanjem tih stanja dobivamo četiri stanja motoričkog sustava:

Stanje opuštenog NFMS-a u mirovanju koristimo kod analize individualnih posturalnih parametara te direktno vidimo ako postoji nepravilnost i neravnoteža u neuromiofascijalnim remenima. Krutost može biti različita na različitim stranama tijela ili na dominantnoj strani i pasivnoj strani tijela [8].

Stanje napetog NFMS-a u mirovanju podrazumijeva da i na najnižoj razini postoji aktivnost mišića koja se može očitati na EMG. U ovom stanju važno je uspostaviti pravilnu koordinaciju napetosti i trajanja u NFMS-u za svaki motorički element u cijelom lancu. Svaki neuromiofascijalni remen predstavlja motorički lanac u longitudinalnom postrojavanju niza neuromiofascijalnih podsustava. Mišići prikazani unutar posebnog neuromiofascijalnog remena povezani su fasciom te proizvode vektore sila koji pomažu u prijenosu opterećenja i energije gibanja. Ti mišići unutar neuromiofascijalnog remena se preklapaju i međusobno povezuju s ostalim remenima ovisno o promjenama vektora sila koji su potrebni za kontrolirano dinamičko gibanje [8].

Stanje opuštenog NFMS-a u gibanju pretpostavljaju efikasnu upotrebu sinergističkog principa gdje se koristi antagonistički princip, jer se napetost radnih mišića izmjenjuje s opuštanjem mišića koji nisu uključeni u pokret. Ovaj princip omogućuje optimalni i učinkoviti prijenos vektora sila i parova vektora sila. Opisi ovakvog načina kretanja navodi se kao lakoća trčanja, skakanja, bacanja u atletici, lakoći kretanja u boksu, vrijeme višenja u košarci, tj. vrijeme koje košarkaš provede u zraku nakon skoka prilikom šutiranja ili dodavanja itd. Za takvu tehničko visoku izvedbu potrebno je strogo poštovanje zakonitosti trenajnog procesa. Načelo uvježbavanja, razvoja kretanja i usklađivanja u razvoju kondicije i tehničke vještine omogućuje pravilno ojačavanje motoričkog sustava s ciljem optimalnog i učinkovitijeg prijenosa vektora sila i parova sila.[8]

Stanje napetog NFMS-a u gibanju pretpostavlja da antagonistički princip nije u potpunosti postignut te da je naprezanje prisutno ujedno i u radnim mišićima te, u isto vrijeme, u mišićima koji se trebaju opustiti tijekom tog pokreta. U ovom stanju sinergistički generirana mišićna sila i njezini rezultirajući vektori koji su inducirani ne mogu se učinkovito prenijeti za dobivanje učinkovitog željenog gibanja.[8]



Slika 11. Podjela NMFS-a kod izvođenja gibanja [8]

Slika 11. prikazuje podjele neuromiofascijalnih remena kod izvođenja gibanja preko jednostavnog principa savijanja elastičnog luka. Na svakoj strani luka nalazi se jedan neuromiofascijalni remen, s lijeve strane nalazi se neuromiofascijalni agonist koji izvodi pokret, dok s desne strane nalazimo neuromiofascijalni remen koji služi kao antagonist i predstavlja otpor prilikom izvođenja gibanja. Na **1)** prikazano je stanje u kojem je potencijalna energija u nuli. Na **2)** prikazano je stanje u kojem se neuromiofascijalni remen antagonist steže i izaziva uvijanje luka na način da se iz toga dobije maksimalna potencijalna energija. To je moguće samo u slučaju kada je neuromiofascijalni remen antagonist prilikom ove radnje istegnut, ali ipak u opuštenom stanju. Ovo podrazumijevamo kao idealno stanje kojem težimo i koje omogućuje najefikasniju potrošnju energije tijekom gibanja. Na **3)** vidimo pokret u kojem ponovno neuromiofascijalni remen agonist se steže, dok se neuromiofascijalni remen antagonist izdužuje, ali pruža otpor. Rezultat ovog stanja je manjak potencijalne energije te prilikom gibanja nije najefikasniji slučaj. Razlozi dobivanja **3)** situacije, tj. stanja u koje tijelo nije u najefikasnijoj poziciji su smetnje u neuromiofascijalnim sustavima, nejednoliki razvoj neuromiofascijalnih sustava po čitavom tijelu, nejednolik odaziv neuromiofascijalnih remena lijeve i desne strane tijela te općenito tijelo nije u najboljoj ravnoteži i kondiciji koja joj je potrebna za obavljanje zahtjevnih kretnji.

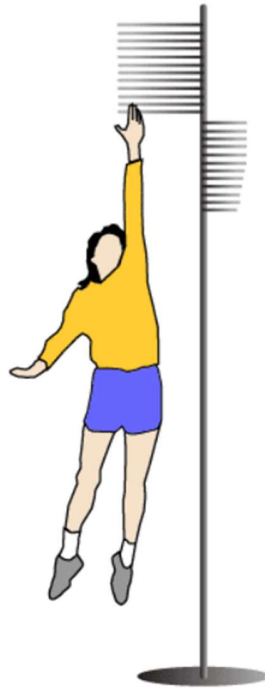
Istraživanja su pokazala da dobro razvijena snaga trupa koji spaja neuromiofascijalne podsustave po čitavom tijelu, ujednačenje neuromiofascijalnih remena na lijevoj i desnoj strani, te dobra relaksacija neuromiofascijalnih podsustava može spriječiti izazivanje ozljeda. Pravilnim radom unutrašnjih mišića jezgre dobivamo stabilnost kralježnice i sakroilijakalnih zglobova koji se nalaze između zdjelice i nižeg predjela kralježnice. To dovodi do efikasne upotrebe snage udova, ekonomičnog kretanja i odsutnosti ozljeda. Sportaši su izloženi sve većem naprezanju i pritisku te se od njih ponekad očekuju nadljudski naponi. Prilikom naglih promjena strana, fizičkog kontakta te skokovima, u kojima je maksimalno izraženo naprezanje i pritisak, sportaš mora ostati stabilan i u mogućnosti svjesnog kontroliranja svojih kretanja. Ukoliko je jedna strana, tj. neuromiofascijalni podsustav jedne strane razvijeniji od onoga na drugoj strani, dolazi do opasnosti ozljede. Sportaš će podsvjesno s maksimalnim naprezanjem krenuti u promjenu strana te je moguće da se s istim intenzitetom zaleti u ponovnu promjenu strana, ali sada s drugom „slabijom“ stranom i radi disbalansa u stranama moguća je ozljeda.

4. Postojeće praktične primjene za analizu i sprečavanje ozljeda

Za otkrivanje razlika u neuromiofascijalnim remenima, tj. podsustavima na različitim stranama tijela, neispravnog prenošenja vektora sila kroz cijeli sustav i neefikasno i neispravno kretanje postoje različite metode i programi za analize. U današnje vrijeme koriste se senzori za mjerenje pokreta, kamere za snimanje pokreta, podloge sa sensorima za praćenje pritiska te elektromiografija ili EMG. Mnogi od tih uređaja koriste se u tandemu i tako dobivamo više podataka istovremeno i analiza je točnija i detaljnija. Naravno svi ti uređaji ništa ne znače bez snažnih programskih paketa koji obrađuju podatke te stvaraju trodimenzionalne animacije pokreta i grafove za različite zglobove i centar mase.

4.1 Evaluacija snage trupa bez uređaja

Jedan od najčešćih i najjednostavnijih metoda za analizu i sprečavanje ozljeda je evaluacija snage trupa. U toj evaluaciji koriste se testovi mišićne izdržljivosti trupa kao što su različiti plankovi i izdržaj u ekstenziji, testira se i stajanjem na jednoj nozi, test jednonožnog čučnja i test snage trupa u tri ravnine. Još jedna česta metoda za evaluaciju je test vertikalnog skoka iz mirujućeg položaja ili iz pokreta. Prvo se mjeri do koje visine dosegne osoba stojeći uz zid ili kao što je prikazano na slika 12. uz skalu. Dobivena točka predstavlja nultočku za to mjerenje, zatim se osoba udalji i izvede skok iz mirujućeg položaja ili uz zalet. Taj test ukazuje na snagu mišića nogu, ali ujedno i na mogućnost trupa na prijenos snage iz donjih u gornje udove ili ekstremitete.



Slika 12. Test vertikalnog skoka [16]

4.2 Analiza uz pomoć uređaja

Za precizniju analizu koristimo se mjernim uređajima kao što su senzori za mjerenje pokreta, kamere za snimanje pokreta, pedobarografske podloge te EMG-om.

4.2.1 Senzori za mjerenje pokreta

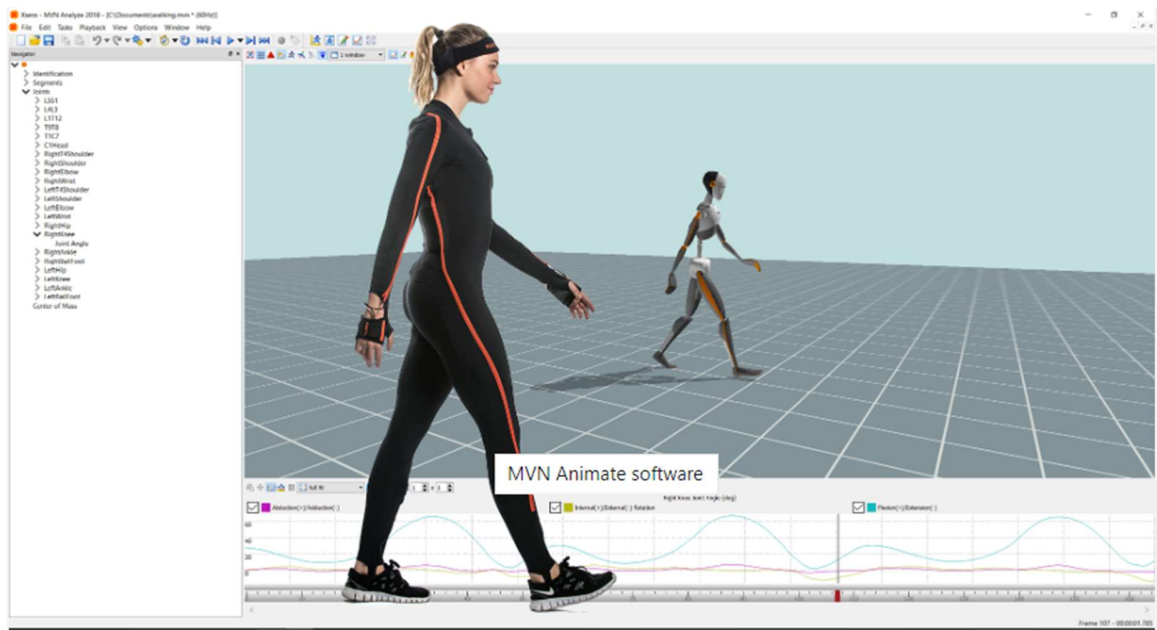
Senzori za mjerenje pokreta predstavljaju lagane i prenosive senzore koji služe za mjerenje i snimanje pokreta u vremenu. Ti senzori postavljaju se po točno određenim mjestima na tijelu, tj. po dijelu tijela koji želimo mjeriti (Slika 13.) ili se nalaze u odijelu za mjerenje (Slika 14.). Takvi sustavi senzora su bežični što omogućuje snimanje pokreta u različitim okolinama, ukoliko pokušavamo analizirati skok šut kod košarkaša možemo to činiti na košarkaškom terenu, ako nas zanima pravilnost trčanja kod trkača može se to analizirati na stazi za trčanje. Postavljanje sustava nije previše zahtjevno te nakon kalibracije je moguća upotreba.



Slika 13. Senzori za mjerenja pokreta postavljeni na osobu [17]

Kada se snimi pokret, podaci se analiziraju u softveru te u njemu dobijemo animaciju pokreta te popratne podatke koje je moguće analizirati iz više kutova, perspektiva i čak centrirati zglobove te njih detaljnije pratiti. Ukoliko se radi detaljne analize pokreta na računalu uoče kakve nepravilnosti u kretnji toj osobi se slaže trenažni ili rehabilitacijski plan. Nakon završetka trenažnog ili rehabilitacijskog plana ista osoba se opet mjeri i njihovi novi podaci se mogu ponovno usporediti sa starim snimkama te se jasno i po snimci i po grafovima može vidjeti eventualni napredak.

Još jedan od načina upotrebe ove tehnologije za sprečavanje ozljeda ili liječenja postojećih dolazi iz tvrtke Valedo koja senzore za pokrete koristi kao upravljače za kontroliranje videoigre. Za ovakav tip vježbanja i rehabilitacije potrebno je postavljanje dva senzora, jedan na prsa i jedan na donji dio leđa. Nakon toga pokreće se aplikacija na tabletu i može se i na taj način motivirati ljude na vježbanje. Naginjanjem tijela u sve strane upravljamo likom u videoigri, bio to avion ili košara za jabuke.



Slika 14. Dobivena animacija i grafovi mjerenja pokreta [17]

4.3 Kamere za snimanje pokreta

Kamera za snimanje pokreta prati gdje se nalazi koji dio tijela tražeći područje velikog kontrasta, radi toga osobe, koje trebaju snimanje, nose posebna odijela za snimanje. Mjerenje ovom metodom nije prenosivo, već se snima u posebno izrađenim prostorijama u kojima se nalazi i više od 20 kamera istovremeno. Cijena za ovakvo snimanja je iznimno velika, ali je prednost iznimno velika točnost u snimanju i najmanjeg pokreta.



Slika 15. Prostor za snimanje [18]

4.4 Elektromiografija

Elektromiografija je tehnika kojom možemo zabilježiti mišićne električne aktivnosti te se njihova aktivnost prikazuje na osciloskopu. Normalni mišić u mirovanju ne stvara mišićnu aktivnost međutim, čak i lagano mišićno stezanje uočljivo je na osciloskopu. Možemo mjeriti mišićnu aktivnost i tijekom obavljanja kretnji te je jedan od najboljih načina ranog otkrivanja neujednačenosti između rada mišića lijeve i desne strane tijela. Ranim otkrivanjem neravnoteže u miofascijalnom sustavu možemo spriječiti ozljedu.

Mjerenje započinje postavljanjem elektroda na donji dio leđa, jedan na lijevu i drugi na desnu stranu tijela te ih spajamo s EMG senzorima. Zatim se provodi mjerenje prilikom kretanja te se može vidjeti razlika između naprezanja miofascijalnog sustava ukoliko postoji neravnoteža. Mjerenja se mogu provoditi i tijekom izvođenja vježbi ekstenzija na Tergumed spravi za ekstenzije. Prilikom izvođenja ekstenzija EMG očitava disbalans u mišićnim aktivnostima lijeve i desne strane te podacima u stvarnom vremenu pokušava osobu natjerati na radu vježbi s manje disbalansa, tj. da je mišićna aktivnost približno ista.

Navedeni uređaj može koristiti i za očitavanje mirovanja mišića, prilikom izvođenja istežanja do poda možemo mjeriti da li su mišići leđa opušteni ili pružaju otpor koji je ponovno indikator neefikasnog neuromiofascijalnog sustava.



Slika 16. EMG uređaj [20]

5. Primjena pedobarografske platforme za analizu neuromiofascijalnih karakteristika čovjeka

Pedobarografske platforme su uređaji koji mjere raspodjelu tlaka stopala prilikom stajanja, hodanja, trčanja i odskoka. Takve ploče mogu biti duge i do 6m za mjerenje hoda, trčanja i odskoka, dok manje platforme koristimo za mjerenje ravnoteže i raspoređenosti naprezanja na pojedino stopalo. Korištenje platformi je jako jednostavno, na računalo se stavi upravljački program, platforma se spoji na računalo i spremno je za mjerenje. Prije mjerenja potrebno je napraviti kalibraciju uređaja. Podaci koje dobivamo iz pedobarografskih platformi mogu ukazivati na neravnotežu u tijelu prilikom stajanja ili kretanja. Neuravnoteženost u tijelu prilikom stajanja ili kretanja može iza sebe sakrivati brojne probleme i disbalanse u neuromiofascijalnom sustavu.

5.1 Mjerenje

Eksperimentalni dio zadatka odrađen je na katedri za biomehaniku i ergonomiju Fakulteta strojarstva i brodogradnje u Zagrebu. Za mjerenja korištena je pedobarografska platforma MobileMat tvrtke Tekscan. MobileMat je atraktivna, lagana i izdržljiva podloga za statičke i dinamičke procjene na terenu, u uredu ili u laboratoriju. [21] MobileMat je Tekscanova prijenosna tlačna prostirka standardne rezolucije koja uz kombinaciju s njihovim inovativnim softverom snima i procjenjuje statične i dinamičke funkcije stopala, profiliranje anatomskih orijentira, procjenu posturalne stabilnosti i izvođenje analiza ravnoteže i ljuljanja.

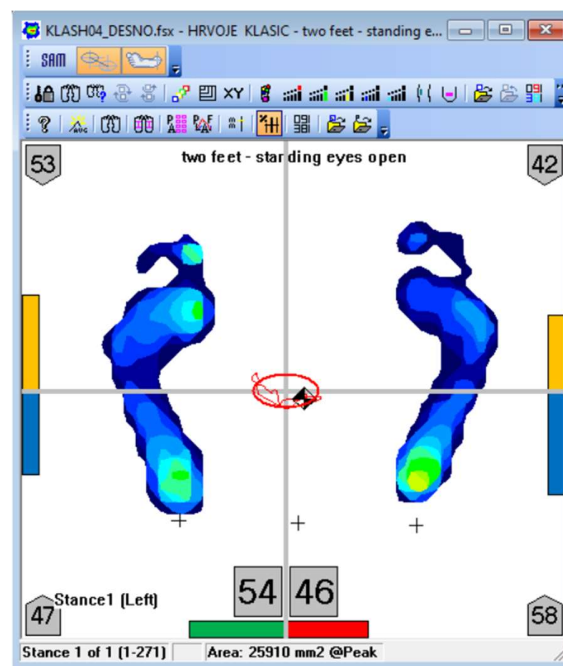


Slika 17. MobileMat [21]

Mjerenje je rađeno za uspravno stajanje raširenih ruku u visini ramena te je tijelo u trupu zarotirano za 90° i u jednom trenutku pušteno da se vrati u početni položaj bez svjesnog naprezanja mišića. Do rotacije ne dolazi radi upotrebe neuromiofascijalnih sustava, već uz pomoć druge osobe koja nas pravilno namjesti na zarotirani položaj. Postupak je ponovljen i s druge strane. U ispitivanju je sudjelovao jedan sudionik težine $G = 898.54\text{N}$. Nakon izvršenog mjerenja dobiveni rezultati pritiska, sile i doticajnih površina analiziraju se u softveru FootMat Reserch 7.0 .

5.1.1 Mjerenje puštanja s desne strane

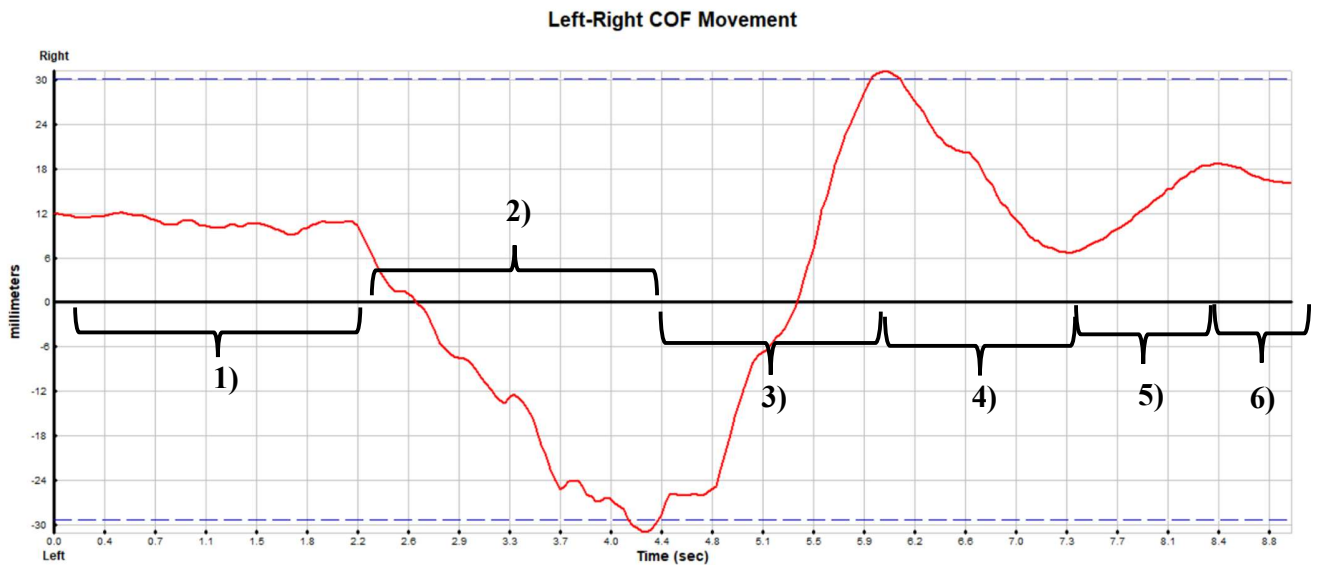
U ovom mjerenju trup se zarotira 90° u desno i pušta da bez svjesnog korištenja mišića dođe u stanje mirovanja. Slika 18. prikazuje prikaz kontaktnih površina s označenim zonama najvećeg pritiska tokom gibanja. Sa slike vidimo da u tijelu vlada dovoljno slična raspodjela kontaktnih površina, ali zanimljivo je za zamijetiti da veće naprezanje prelazi na suprotnu nogu od strane u koju se početno zarotira.



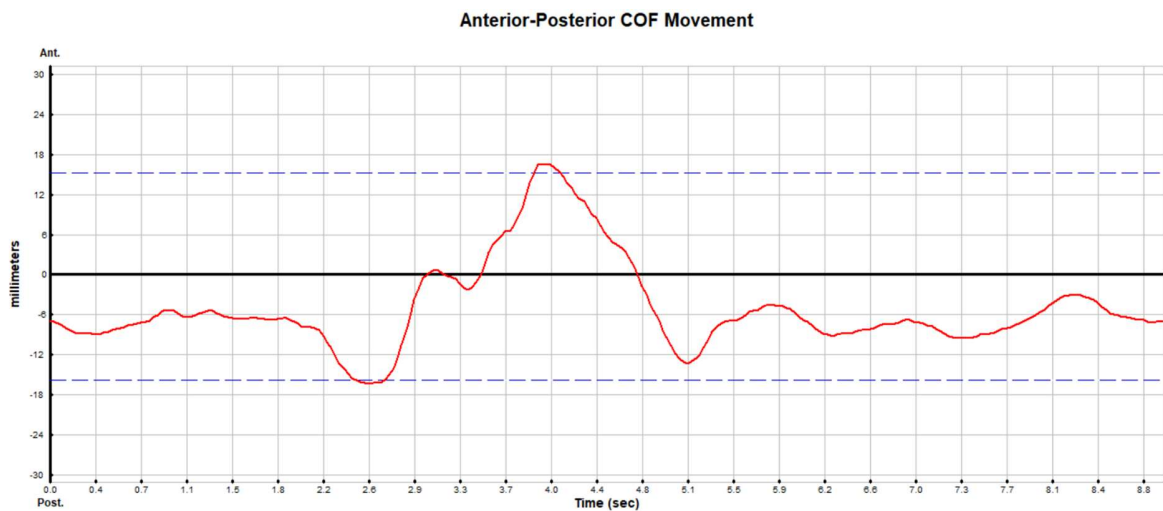
Slika 18. Kontaktne površine za desni slučaj

Iz slike 19. možemo očitati prijenos centra sile s desne na lijevu stranu tijela u vremenu te ponovni viskoelastični odaziv neuromiofascijalnog remena koji vraća centar sile na desnu stranu nakon čega više ne prelazi sredinu, ali ima ponovni viskoelastični odaziv prema desnoj nozi, nakon čega krivulja

teži prema sredini. Podjelom ovog dijagrama dobivamo 6 područja: **1)** stavljanje i držanje tijela u poziciji pod 90° , **2)** prvi zamah radi rada neuromiofascijalnih remena, **3)** drugi zamah radi reakcije neurofascijalnog remena s jedne strane na drugoga, **4)** treći već znatno manji zamah koji nema dovoljno potencijalne energije da ponovno prebaci centar sile na drugu nogu, **5)** lagani zamah koji zaustavlja i dalje **6)** područje gdje postoje zanemarivi zamasi i centar sile kreće prema centru ponovno. Iz dijagrama vidimo kako se centar sile ne mijenja oko središta, već se mijenja na nozi s napregnute strane.



Slika 19. Dijagram pomicanja centra sile L-R za desni slučaj

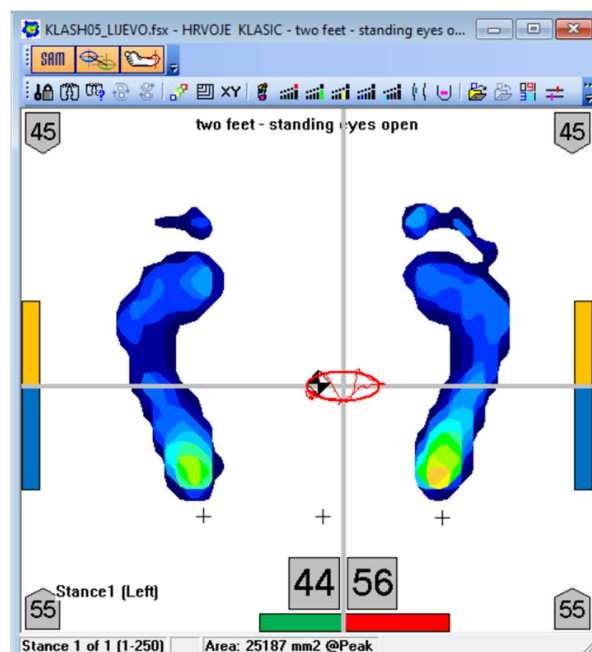


Slika 20. Dijagram pomicanja centra sile A-P za desni slučaj

Slika 20. prikazuje pomicanje centra sile u prednjem i stražnjem smjeru. Usporedbom Slike 19. i Slike 20. vidimo da u trenutku prijenosa centra sile s desne na lijevu stranu događa se istovremeno pomak iz stražnjeg u prednji smjer, ali kod **3)** vraća se u stražnji i tamo ostaje.

5.1.2 Mjerenje puštanja s lijeve strane

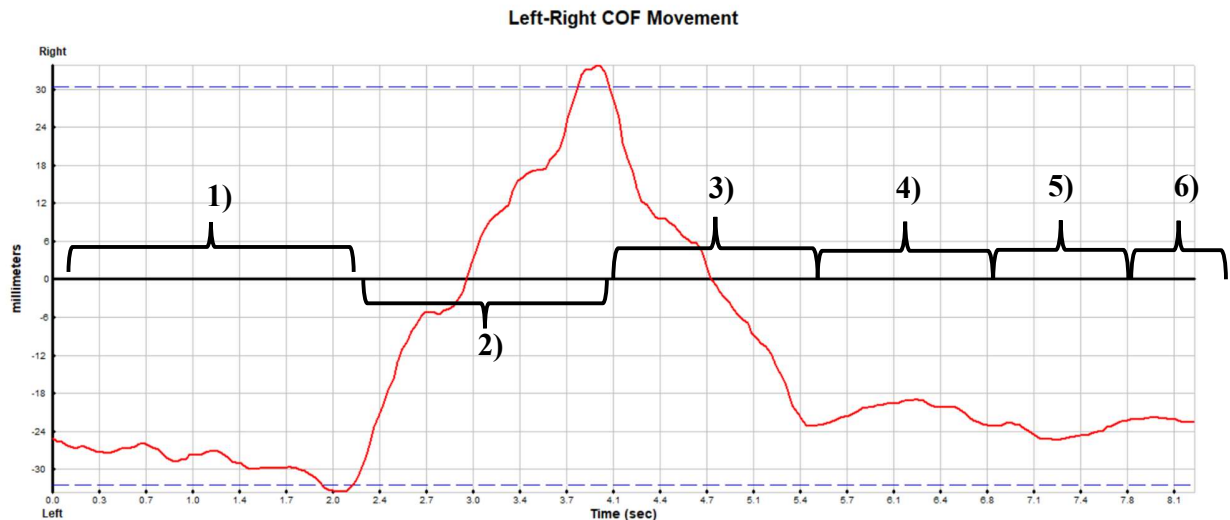
U ovom mjerenju trup se zarotira 90° u lijevo i pušta da bez svjesnog korištenja mišića dođe u stanje mirovanja. Slika 21. prikazuje prikaz kontaktnih površina s označenim zonama najvećeg pritiska tokom gibanja. Sa slike vidimo da u tijelu vlada dovoljno slična raspodjela kontaktnih površina, ali zanimljivo je za zamijetiti da veće naprezanje prelazi na suprotnu nogu od strane u koju se početno zarotira.



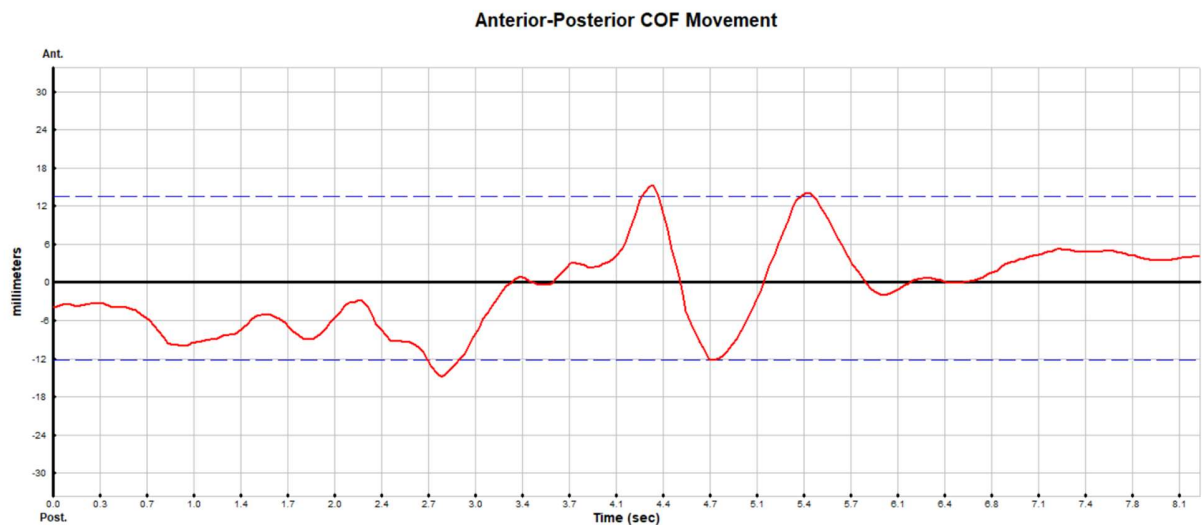
Slika 21. Kontaktne površine za lijevi slučaj

Iz slike 22. možemo očitati prijenos centra sile s lijeve na desnu stranu tijela u vremenu radi neuromiofascijalnog remena te ponovni viskoelastični odaziv neuromiofascijalnog remena koji vraća centar sile na lijevu stranu nakon čega više ne prelazi sredinu, ali ima ponovni viskoelastični odaziv prema desnoj nozi, nakon čega krivulja teži prema sredini. Podjelom ovog dijagrama dobivamo 6 područja: **1)** stavljanje i držanje tijela u poziciji pod 90° , **2)** prvi zamah radi rada neuromiofascijalnih remena, **3)** drugi zamah radi reakcije neurofascijalnog remena s jedne strane na drugoga, **4)** treći već znatno manji zamah koji nema dovoljno potencijalne energije da ponovno prebaci centar sile na drugu

nogu, 5) lagani zamah koji zaustavlja i dalje 6) područje gdje postoje zanemarivi zamasi i centar sile kreće prema centru ponovno. Iz dijagrama vidimo kako se centar sile ne mijenja oko središta, već se mijenja na nozi s napregnute strane.



Slika 22. Dijagram pomicanja centra sile L-R za lijevi slučaj

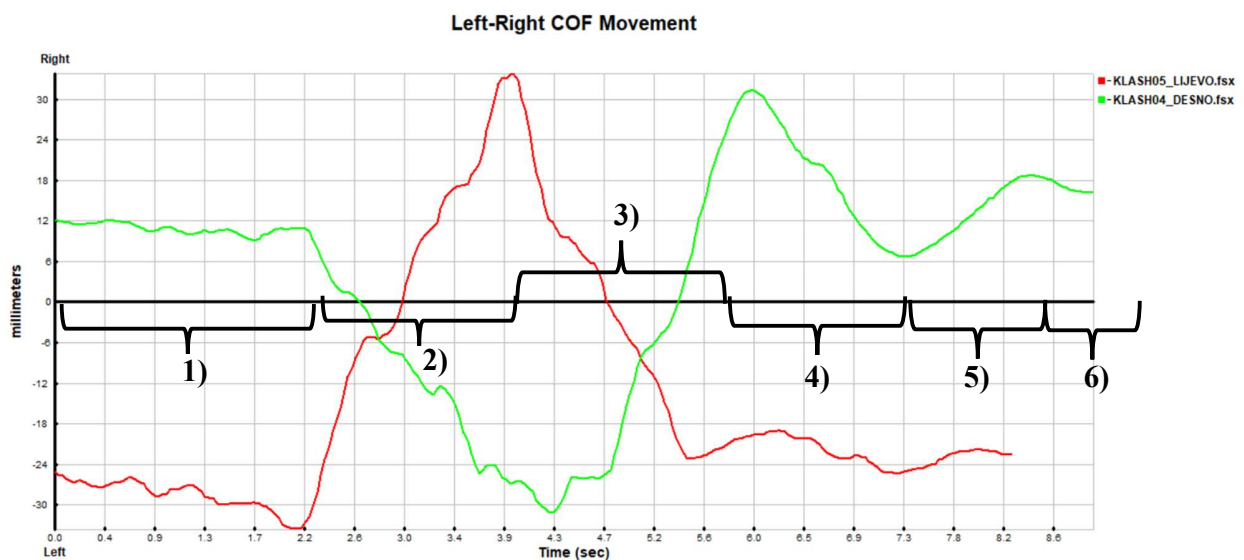


Slika 23. Dijagram pomicanja centra sile A-P za lijevi slučaj

Slika 23. prikazuje pomicanje centra sile u prednjem i stražnjem smjeru. Ponovno imamo pomak centra sile sa stražnje na prednju stranu u isto vrijeme kada imamo promjenu strana u L-R dijagramu, ali za razliku od prije on ponovno skače na prednju stranu nakon koje se vraća na sredinu, a ne u stražnju stranu.

5.1.3 Usporedba dobivenih mjerenja

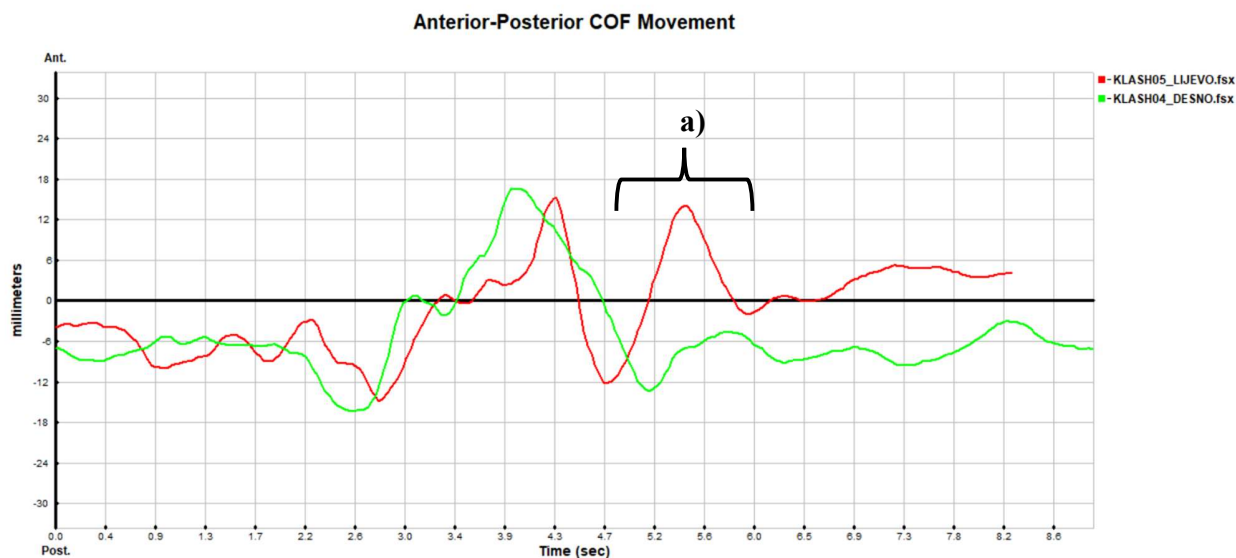
Usporedbom dobivenih mjerenja trebali bi utvrditi da li je tijelo u disbalansu i u energetski neefikasnom stanju ili u ravnoteži. Slika 24. predstavlja preklapanje dijagrama oba slučaja za mjerenje pomicanja centra sile L-R u kojima jasno vidimo, makar imali uravnotežene kontaktne površine, to ne znači da je i trup uravnotežen. Velika je razlika između lijevog (crvena linija) i desnog (zelena linija) slučaja. Radi lakšeg snalaženja ovaj dijagram opet rastavljamo na šest područja. Odmah od početka u **1)** prilikom rotacije do 90° vidimo velike razlike u putovanju centra sila. Prilikom rotacije trupa lijevo na lijevoj strani je došlo do mnogo većeg otpora, naprezanja neuromiofascijalnog remena nego kod slučaja u desno. To veće naprezanje se može vidjeti i uspoređujući **2)** područje. Na veće naprezanje ukazuje i veći nagib krivulje dobiven radi većeg pomaka u kraćem vremenu. Slična situacija je i na **3)** području, samo što sada lijevi slučaj ima manji pomak nego što to ima desni slučaj. Do toga je došlo radi nerazgibanosti neuromiofascijalnog sustava na lijevoj strani i zato neuromiofascijalni remeni koji ne sudjeluju u pokretu nisu prilikom pokreta opušteni već su aktivni i stvaraju kontraproduktivna naprezanja koja smanjuju potencijalnu energiju remena. Na **4)** i **5)** području vidimo male pokrete kod lijevog slučaja u usporedbi s tim područjima u desnom slučaju.



Slika 24. Dijagram pomicanja centra sile L-R za oba slučaja

Isto tako na Slika 25. možemo usporediti pomicanja centra sile u stražnjem i prednjem smjeru za oba slučaja. Uglavnom se dijagrami poklapaju samo što u području **a)** imam ponovno prebacivanje sile na

prednju stranu u lijevom slučaju izazvano radi disbalansa u neuromiofascijalnom sustavu te povezanosti cijelog neuromiofascijalnog remena.



Slika 25. Dijagram pomicanja centra sile A-P za lijevi slučaj

6. Zaključak

Tensegrity princip je novi način razmatranja biomehanike ljudskog tijela te nam daje potencijalno rješenje za probleme i pojave koji pomoću Newtonovske biomehanike i principa objašnjavanja živog tijela poput cigli naslaganih jedna na drugu jednostavno nisu mogući. Međutim pravilno povezivanje, tj. objašnjenje tensegrity principa i tensegrity građe s ljudskim tijelom je problem budući da se u tensegrity građi nalaze samo dvije vrste elemenata, vlačni i tlačni elementi. Pretpostavke koje su dobivene iz tensegrity principa je da se tijelo razvija na najefikasniji način, postoji stalno prednaprezanje i da je tijelo jedna velika povezana cjelina. Biotensegrity je prvi pokušaj opisa živog tijela preko tensegrity principa u kojem se građa tijela opisuje ikosaedrom, tj. iz ikosaedra je složen tensegrity element. Pomoću njega opisana su viskoelastična svojstva u mišićima i fasciji. Uvođenjem pojma fascije među podsustave ljudskog tijela te shvaćanjem njezine uloge i građe u ljudskom tijelu brzo se dolazi do povezivanja uloga između mišića i fascija te ih spajamo u podsustav zvan miofascija. Uzimanjem u obzir ulogu tekućina u tijelu došlo je do potrebe za novim principom koji u svoju građu ubraja i njih te se zove fascintegrity. Protok tekućina izvan stanica je od temeljnog značaja za ravnotežu napetosti i pritiska izvanstaničnog prostora i omogućuje stanicima da ispravno percipira ne samo protok tekućina već i točne informacije o napetosti od čvrstih struktura iz matrice. Fascintegrity je za sada najbolji model koji opisuje svojstva ljudskog tijela te ponašanje stanica i tkiva. Shvaćanjem uloge fascije u prijenosu informacija mehaničkih signala i određivanja u kojem smjeru i kako se stanica pomiče i deformira dolazimo do potrebe za povezivanjem fascije, a time i miofascijalnog sustava, sa živčanim i tako dobivamo neuromiofascijalni sustav. Time dolazimo do povezivanja svih podsustava u tijelu te dalje gledamo na ljudsko tijelo kao na jednu povezanu cjelinu.

Ljudski motorički ili lokomotorni sustav smatra se mehanizmom koji se sastoji od koštanog i mišićnog podsustava. Pojam mišićnog podsustava proširen je neuromiofascijalnim sustavom te smo u njega uključili i koštani podsustav. U živom mišiću uvijek je prisutan jedan nivo naprezanja, često zvan prednaprezanje ali zapravo se radi o unutarnjem ili intrinzičnom naprezanju. Ta karakteristika se naziva tonus mišića u mirovanju RMT i odgovoran je za održavanje neutralnog položaja anatomskih segmenata zaduženih za držanje tijela koje treba kontrolirati središnji živčani sustav i povezujemo ga sa svojstvom stalnog naprezanja u tensegrity principu. Motorički sustav sastoji se od segmenata ljudskog tijela, a to su udovi, trup i glava. Ti segmenti povezani su preko zdjeličnog pojasa te im omogućuje stabilizaciju, prijenos energije i mehaničkih opterećenja tijekom motoričkih aktivnosti.

Prijenos sile i opterećenja prisutan je i u drugim segmentima ljudskog tijela, međutim zadaća zdjelice u pokretljivosti prema nogama postavlja oslonac za motorički sustav. Budući da je zadatak trupa toliko izražen i bitan mnogi sportaši rade na snažnom trupu.

Trup ili jezgra građena je od mišića čiji je glavni zadatak stabilnost lumbalno-zdjelične regije i pokretanje. Unutarnji mišići zaduženi su za stabilizaciju kralježnice i sakroilijalnog zgloba. Mišići koji se nalaze bliže površini služe kao pokretači pokreta i za stabilizaciju tijela. Oni su sačinjeni od četiri neuromiofascijala sustava još nazivanim neuromiofascijalni remeni NMFS. Neuromiofascijalni remeni rade u tandemu po antagonističkom principu u kojem se teži da pružaju čim manji otpor kretanju u kojem oni nisu agonisti što ujedno ukazuje na njihov pravilan razvoj i razvoj u efikasnijoj potrošnji energije. Prilikom nepravilnog razvoja dolazi do velikog antagonističkog odaziva prilikom kretanja kojeg često povezujemo s pojmom dominantna strana tijela budući da neke kretnje čovjek čini pretežito jednom stranom tijela. Dobro razvijena snaga trupa koji spaja neuromiofascijalne podsustave po čitavom tijelu, ujednačenje neuromiofascijalnih remena na lijevoj i desnoj strani, te dobra relaksacija neuromiofascijalnih podsustava može spriječiti izazivanje ozljeda. Pravilnim radom unutrašnjih mišića jezgre dobivamo stabilnost kralježnice i sakroilijalnih zglobova koji se nalaze između zdjelice i nižeg predjela kralježnice. To dovodi do efikasne upotrebe snage udova, ekonomičnog kretanja i odsutnosti ozljeda.

Problem otkrivanja razlika u neuromiofascijalnim remenima ne upotrebljava se u svakodnevnim pregledima. Za otkrivanje razlika u neuromiofascijalnim remenima, tj. podsustavima na različitim stranama tijela, neispravnog prenošenja vektora sila kroz cijeli sustav i neefikasno i neispravno kretanje postoje različite metode i programi za analize. U današnje vrijeme koriste se senzori za mjerenje pokreta, kamere za snimanje pokreta, podloge sa sensorima za praćenje pritiska te elektromiografija ili EMG. Ti uređaji koriste se u tandemu te tako dobivamo više podataka istovremeno i analiza je točnija i detaljnija. Pomoću tih podataka možemo predvidjeti moguću ozljedu umjesto da poduzimamo radnje dok je već prekasno. Senzori za mjerenje pokreta predstavljaju lagane i prenosive senzore koji služe za mjerenje i snimanje pokreta u vremenu. Takvi sustavi senzora su bežični što omogućuje snimanje pokreta u različitim okolinama, ukoliko pokušavamo analizirati skok šut kod košarkaša možemo to činiti na košarkaškom terenu, ako nas zanima pravilnost trčanja kod trkača može se to analizirati na stazi za trčanje. Elektromiografija je tehnika kojom možemo zabilježiti mišićne električne aktivnosti te se njihova aktivnost prikazuje na osciloskopu. Elektromiografom

možemo mjeriti mišićnu aktivnost i tijekom obavljanja kretnji te je jedan od najboljih načina ranog otkrivanja neujednačenosti između rada mišića lijeve i desne strane tijela. Ranim otkrivanjem neravnoteže u miofascijalnom sustavu možemo spriječiti ozljedu.

U radu je obrađeno mjerenje pomoću pedobarografske platforme te u njoj uočavamo probleme kod ispitanika. Usporedbom dobivenih mjerenja utvrdili smo da je tijelo u disbalansu i u energetski neefikasnom stanju ili u ravnoteži. Korištenjem podloge te mjerenjem i analiziranjem pojedinih kretnji za različite strane tijela može predstavljati budućnost za pristup u utvrđivanju mogućnosti ozljede prije nego do nje dođe.

Literatura

1. *Tensegrity*, <http://www.tensegriteit.nl/e-simple.html>, 11.09.2022.
2. *Keneth Snelson, Sculptur Who Fused Art, Science and Engineering, Dies at 89* <https://www.nytimes.com/2016/12/23/arts/design/kenneth-snelson-dead-sculptor.html>, 11.09.2022.
3. *Super Ball Bot*, <https://www.nasa.gov/content/super-ball-bot>, 11.09.2022.
4. *R. Buckminster Fuller*, <https://www.britannica.com/biography/R-Buckminster-Fuller>, 11.09.2022.
5. Levine S.M., *Tensegrity: The New Biomechanics*, Textbook of Musculoskeletal Medicine, Oxford University Press, 2006
6. Swanson R.L., *Biotensegrity: A Unifying Theory of Biological Architecture With Applications to Osteopathic Practice, Educatio, and Research*, The Journal of the American Osteopathic Association, Siječanj 2013, Vol 113, No. 1
7. Scarr G., *Biotensegrity: The Structural Basis of Life*, Handspring publishing, Ujedinjeno Kraljestvo, 2014.
8. Sušić A., Bankin V., Hoster J., Željak M., *Approach to Understanding of Biomechanical Locomotion Systems*, Interdisciplinary Description of Complex Systems 18(2-A), 155-165, 2020
9. Scarr G., *Helical tensegrity as a structural mechanism in human anatomy*, International Journal of Osteopathic Medicine 14 (2011) 24-32
10. Dr. Jean-Claude Guimberteau, *Strolling under the skin* - <https://www.youtube.com/watch?v=eW0lvOVKDxE>, 12.09.2022.
11. Bordoni B., Varacallo M.A., Morabito B., Simonelli M., *Biotensegrity or Fascintegrity*, 06.03.2019.
12. Levin S. M., *Human resting muscle tone (HRMT)*, Journal of Bodywork and Movement Therapies (2009) 13, 117-120
13. *Remedial Massage and its effects on Fascia*, <https://co.pinterest.com/pin/482377810091142732/>, 16.09.2022.
14. *Bejzbol*, <https://sh.wikipedia.org/wiki/Bejzbol>, 16.09.2022.

15. *Trendelenburg Gait* , <https://opt.net.au/optimum-life/trendelenburg-gait/> , 16.09.2022.
16. *Vertical Jump Test (Sargent Jump, Vertical Leap)* , <https://www.topendsports.com/testing/tests/vertjump.htm>, 16.09.2022.
17. <https://www.xsens.com/products/mvn-animate>, 16.09.2022.
18. <https://twitter.com/zeroblade/status/1007717901992775680?lang=es> , 16.09.2022.
19. <http://www.msd-prirucnici.placebo.hr/msd-za-pacijente/bolesti-mozga-i-zivcanog-sustava/neuroloski-pregled-i-pretrage/elektromiografija> , 16.09.2022.
20. <http://www.velamed.com/produkte/oberflachen-elektromyographie-emg/ultium-emg>, 16.09.2022.
21. <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/mobilemat> , 18.09.2022.