

Biomehanički model za procjenu opterećenja slabinske kralježnice

Kolar, Ana Marija

Undergraduate thesis / Završni rad

2021

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:235:532246>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-02-15**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Ime Prezime: Ana Marija Kolar

Zagreb, 2021. godina.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Mentori:

Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić, dipl. ing.

Student:

Ana Marija Kolar

Zagreb, 2021. godina.

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

Zahvaljujem se svojoj mentorici prof. dr. sc. Tanji Jurčević Lulić na njezinom stručnom vodstvu, savjetima i uloženom vremenu.

Također, posebno se zahvaljujem svojoj obitelji koja mi je bila velika podrška i u dobrim i u teškim trenucima tokom studija.

Ana Marija Kolar



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



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

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa: 602 - 04 / 21 - 6 / 1	
Ur.broj: 15 - 1703 - 21 -	

ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Ana Marija Kolar** Mat. br.: 0035212307

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Biomehanički model za procjenu opterećenja slabinske kralježnice**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Biomechanical model for estimating the lumbar spine load**

Opis zadatka:

Bolovi u slabinskoj kralježnici su vrlo čest poremećaj koji pogađa radno sposobnu populaciju širom svijeta. Za procjenu opterećenja kralježnice kod podizanja tereta ili savijanja tijela te drugih aktivnosti u svakodnevnom životu, koriste se biomehanički modeli koji su fokusirani na nastanak i razumijevanje boli u slabinskoj kralježnici. Postoje različiti 2D i 3D biomehanički modeli procjene opterećenja slabinske kralježnice.

U radu je potrebno:

- opisati građu slabinskih kralježaka te materijalna svojstva,
- opisati postupak izračunavanja tlačne sile u disku L4/L5 slabinske kralježnice koristeći statički model te model koji se temelji na inverznoj dinamici,
- izračunati tlačnu silu u disku kralježaka L4/L5 za primjere podizanja tereta različite mase.

Potrebne podatke dogovoriti s mentorom.

Potrebno je navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:
30. studenoga 2020.

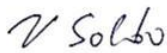
Datum predaje rada:
1. rok: 18. veljače 2021.
2. rok (izvanredni): 5. srpnja 2021.
3. rok: 23. rujna 2021.

Predviđeni datumi obrane:
1. rok: 22.2. – 26.2.2021.
2. rok (izvanredni): 9.7.2021.
3. rok: 27.9. – 1.10.2021.

Zadatak zadao:


Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

Predsjednik Povjerenstva:


Prof. dr. sc. Vladimir Soldo

SADRŽAJ

SADRŽAJ	I
POPIS SLIKA	II
POPIS OZNAKA	III
1. UVOD.....	1
1.1. Anatomija kralježnice	1
1.2. Anatomija lumbalne kralježnice.....	2
1.3. Anatomija lumbalnog kralješka	3
1.4. Materijalna svojstva kralježaka.....	6
1.5. Rukovanje teretom	8
2. INVERZNA DINAMIKA	12
2.1. Postupak izračunavanja opterećenja inverznom dinamikom	12
2.2. Računanje tlačne sile u disku kralješka L4/L5 za primjere podizanja tereta različite mase	16
3. Postupak izračunavanja tlačne sile u disku L4/L5 slabinske kralježnice koristeći statički model	29
3.1. Opisan postupak izračunavanja tlačne sile u disku L4/L5 slabinske kralježnice koristeći statički model	30
4. Rezultati.....	36
5. ZAKLJUČAK.....	37
LITERATURA.....	38

POPIS SLIKA

Slika 1. Segmenti kralježnice	1
Slika 2. Lumbalna kralježnica	2
Slika 3. Intervertebralni disk	3
Slika 4. Kralješnički ligamenti	4
Slika 5. Anatomija lumbalnog kralješka	5
Slika 6. Lumbosakralni kut	5
Slika 7. Naprezanje/deformacija kod trabekularne i kortikalne kosti	6
Slika 8. Tlačna čvrstoća kralježnice	7
Slika 9. Nelinerano ponašanje ligamenata	7
Slika 10. Raspored pritiska na intervertebralnim diskovima.....	9
Slika 11. Učinci položaja tijela pri radu, prilikom podizanja tereta, na pritisak u intervertebralnim diskovima između trećeg i četvrtog lumbalnog kralješka. A = uspravan položaj; B = uspravan položaj sa po 10 kg u svakoj ruci; C = podizanje tereta od 20 kg sa savijenim koljenima i ispravljenim leđima (isparavan način podizanja tereta); D = podizanje tereta od 20 kg s ispravljenim koljenima i savijenim leđima. Prema Nachemson i Elfstrom (1970).	9
Slika 12. Predviđene sile pritiska na L5/S1 u lumbalnom dijelu kralježnice prilikom podizanja tereta različitih težina i udaljenosti od tijela. H = udaljenost od L5/S1 do ruke koja drži teret. Prema Chaffin i Andersson (1984)	10
Slika 13. Dvodimenzionalni model ljudskog tijela	12
Slika 14. Određivanje sile reakcije u laktu	15
Slika 15. Određivanje reakcijske sile u laktu	17
Slika 16. Određivanje udaljenosti lakta i pravca djelovanja mišićne sile	17
Slika 17. Određivanje kraka sile težine podlaktice oko lakta	18
Slika 18. Određivanje kraka sile težine podlaktice oko lakta	18
Slika 19. Određivanje kraka sile težine tereta	19
Slika 20. Računanje momenta tromosti tereta.....	21
Slika 21. Određivanje vertikalne komponente sile u laktu.....	22
Slika 22. Određivanje vertikalne komponente sile u laktu.....	22
Slika 23. Vertikalna komponenta sile reakcije u ramenom zglobu.....	24
Slika 24. Vertikalna komponenta sile reakcije u ramenom zglobu.....	24
Slika 25. Određivanje vertikalne komponente sile u laktu	27
Slika 26. Vertikalna komponenta sile reakcije u ramenom zglobu	28
Slika 27. Izrada radne okoline.....	30
Slika 28. Izrada modela čovjeka	31
Slika 29. Masa čovjeka.....	31
Slika 30. Visina čovjeka.....	32
Slika 31. Stavljanje opterećenja od 22.5 kg u šake	32
Slika 32. Stavljanje opterećenja od 5 kg u šake	33
Slika 33. Rezultati analize za opterećenje od 5 kg.....	34
Slika 34. Rezultati analize za opterećenje od 5 kg.....	34
Slika 35. Rezultati analize za opterećenje od 22.5 kg.....	35
Slika 36. Rezultati analize za opterećenje od 22.5 kg.....	35

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
H	m	udaljenost od L5/S1 do ruke koja drži teret
M_j	Nm	moment opterećenja u zglobu j
M_{j-1}	Nm	moment opterećenja u susjednom zglobu (j-1)
θ_j	°	posturalni kut zgloba (j) u odnosu na horizontalu
m_L	kg	masa segmenta
g	m/s^2	gravitacijsko ubrzanje
$\overline{jj-1}$	m	duljina veze segmenata j i (j-1)
$\overline{jCM_{L-1}}$	m	udaljenost od zgloba (j-1) do središta mase susjednog segmenta (L-1)
a_{Lx}	m/s^2	komponenta x linearnog ubrzanja središta mase segmenta L
a_{Ly}	m/s^2	komponenta y linearnog ubrzanja središta mase segmenta L
$R_{(j-1)y}$	N	vertikalna komponenta reakcijske sile zgloba (j-1)
$\ddot{\theta}_j$	rad/s^2	kutno ubrzanje segmenta oko zgloba (j)
I_L	$kg\ m^2$	moment tromosti segmenta (L) oko osi kroz središte mase okomitu na sagitalnu ravninu
ε	rad/s^2	kutno ubrzanje segmenta
D_1	m	udaljenost zgloba lakta od središta mase podlaktice
D_2	m	duljina podlaktice
D_3	m	udaljenost lakta i pravca djelovanja mišićne sile
W_1	kg	težina podlaktice
D_4	m	krak sile težine podlaktice oko lakta
W_2	kg	težina tereta

D_5	m	krak sile težine tereta oko lakta
F_M	N	mišićna sila
k	m	udaljenost težišta tijela od osi kroz zglob
I_C	kg m ²	moment tromosti s obzirom na težište segmenta

SAŽETAK

Bez obzira što su danas razvijeni razni umjetni egzoskeleti, dizalice, kolica i mnoga druga pomagala kod prenošenja tereta, još uvijek je kod nekih vrsta poslova potrebna ljudska snaga.

Postoje razne vrste poslova koje kod radno sposobne populacije zahtijevaju podizanje tereta ili savijanje tijela, ukoliko se te radnje ponavljaju često dolazi do bolova u slabinskoj kralježnici. Danas se koriste biomehanički modeli uz pomoć kojih se procjenjuje opterećenje slabinske kralježnice. U ovom radu prikazan je statički model i model koji se temelji na inverznoj dinamici kako bi se opisao postupak izračunavanja tlačne sile u disku L4/L5 slabinske kralježnice. Kako bi se mogla napraviti usporedba, izračunata je tlačna sila u disku kralješka L4/L5 kod podizanja tereta različitih masa.

Kroz rad je, uz opis postupka izračunavanja tlačne sile u disku L4/L5, opisana građa slabinskih kralježaka, materijalna svojstva kralježaka te pravilno rukovanje teretom.

Ključne riječi: slabinska kralježnica, biomehanički modeli, tlačna sila, disk L4/L5

SUMMARY

Despite the fact that various artificial exoskeletons, jack-lifts, trolleys and many other aids in carrying load have been developed today, some types of work still require human strength.

There are various types of work that in the working-age population require lifting load or bending the body, and if these actions are repeated frequently, the result is often pain in the lumbar spine. Today, biomechanical models are used to estimate the load on the lumbar spine.

It is in this paper that a static model and a model based on inverse dynamics are presented to describe the procedure of calculating the compressive force in the L4 / L5 disc of the lumbar spine. In order to make a comparison between the two, the compressive force in the L4 / L5 vertebral disc during lifting load of different masses was calculated.

The paper, in addition to the description of the procedure for calculating the compressive force in the disc L4 / L5, describes the structure of the lumbar vertebrae, the material properties of the vertebrae and the proper handling of the load.

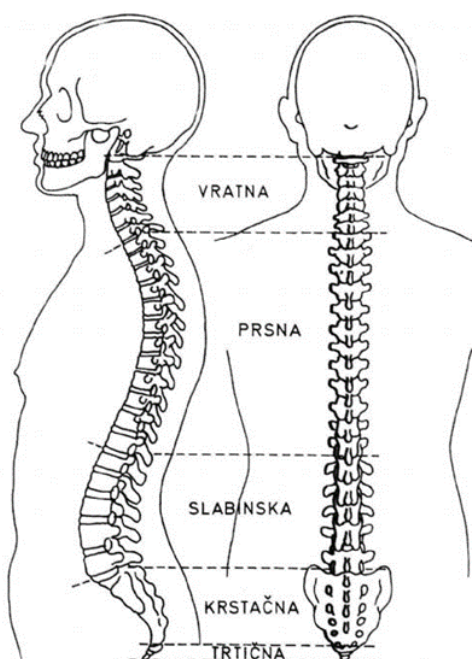
Key words: lumbar spine, biomechanical models, compressive force, L4 / L5 disc

1. UVOD

1.1. Anatomija kralježnice

Kralježnica služi za prenošenje i prigušivanje opterećenja, gibanje glave i trupa te ono najbitnije, štiti živčane ogranke i kralježničku moždinu. Kralježnica je šuplji, nosivi stup tijela u obliku dvostrukog slova S koji svu težinu tijela prenosi preko zdjelice na noge. Sastoji se od pokretnog i nepokretnog dijela te ukupno 33 ili 34 kralježaka koji su međusobno povezani čvrstim vezama mišića. Pokretni dio čini vratna (cervikalna), grudna (torakalna) i slabinska (lumbalna) kralježnica, a nepokretni krstačna (sakralna) i trtična (kokcigealna) kost. Na Slici 1. prikazani su svi pokretni i nepokretni dijelovi kralježnice. Kralješci se zbog jednostavnijeg razumijevanja označavaju pripadnim brojem i slovom, pa postoje C1-C7 (cervikalni), T1-T12 (torakalni), L1-L5 (lumbalni) i S1-S5 (sakralni)[1].

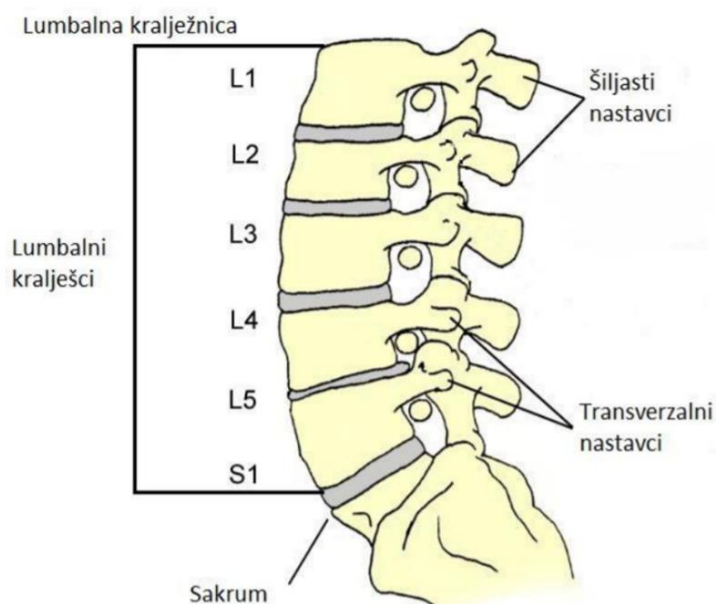
Između svakog pojedinog kralješka nalazi se intervertebralna ploča (disk) koja omogućuje gibljivost kralježnice. Gibljivost kralježnice se razlikuje od osobe do osobe jer ovisi o građi i obliku kralježaka, težini samog tijela, opterećenju i elastičnosti kralježnice. Prema tome, zanimljivo je spomenuti maksimalnu vrijednost pokretljivosti kao što je vratni dio kralježnice od 35° do 45°, slabinski 20°, a grudni do 20° [1].



Slika 1. Segmenti kralježnice [2]

1.2. Anatomija lumbalne kralježnice

Lumbalna ili slabinska kralježnica je građena od pet kralježaka, koje označavamo velikim slovom „L“ i brojevima od 1 do 5 (L1-L5) te se nalazi između krstačne kosti i prsnog dijela kralježnice (Slika 2.). Ovaj dio kralježnice nosi velik dio težine tijela, pa iz tog razloga tijela ovih kralježaka su veća od ostalih kralježaka. S gornje strane slabinske kralježnice nalazi se torakolumbalni spoj kojeg čine prvi i drugi slabinski kralježak te zadnja dva prsna kralješka, a prema dolje je preko križne kosti spojena s zdjeličnim kostima [3].



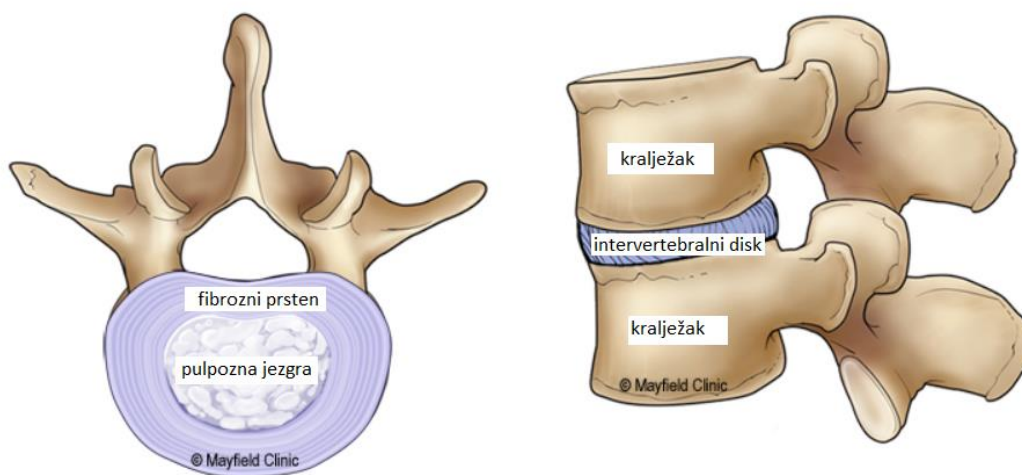
Slika 2. Lumbalna kralježnica [4]

1.3. Anatomija lumbalnog kralješka

Svaki kralježak čini trup, luk i sedam nastavaka (jedan šiljasti nastavak, dva para zglobnih nastavaka te nekoliko poprječnih). Luk kralješka, šiljasti i zglobni nastavci građeni su od zbijene kosti dok trup čini spužvasta kost [5].

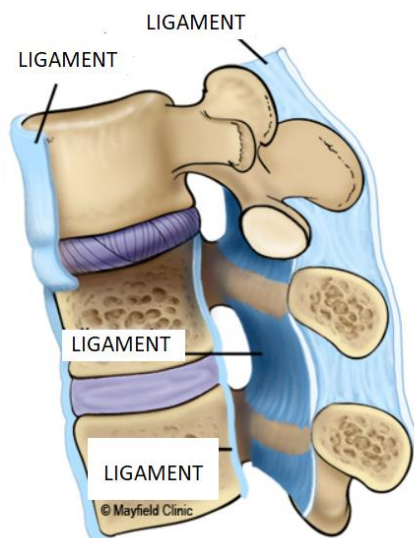
Lumbalni kralježak, prikazan na Slici 3., karakterizira masivan jajoliki trup koji je izbočen na prednjoj strani te udubljen na stražnjoj. Osim toga, ovaj kralježak ima postranične rebrene nastavke i trokutasti otvor za koji možemo reći da je širi od prsnih kralježaka, a uži od vratnih. Na prednjoj strani otvora kralješka nalazi se trup, na bočnim stranama korijen, te luk kralješka na stražnjoj strani. Kralježnična moždina nalazi se unutar kanala kojeg tvore ti otvori poredani jedan iznad drugoga [5].

Trup kralješka je spojen sa susjednim trupom kralješka pomoću intervertebralnog diska unutar kojeg se nalaze pulpozna jezgra i fibrozni prsten. Pulpozna jezgra jest zapravo želatinozna masa sa svojstvom upijanja vode. Tokom starenja taj udio vode u jezgri se smanjuje što dovodi do toga da vidljivost granice između fibroznog prstena i jezgre postepeno nestaje. Fibrozni prsten koji se nalazi oko pulpozne jezgre građen je od kolagenih vlakana u obliku koncentričnih slojeva (Slika 3.) [2].



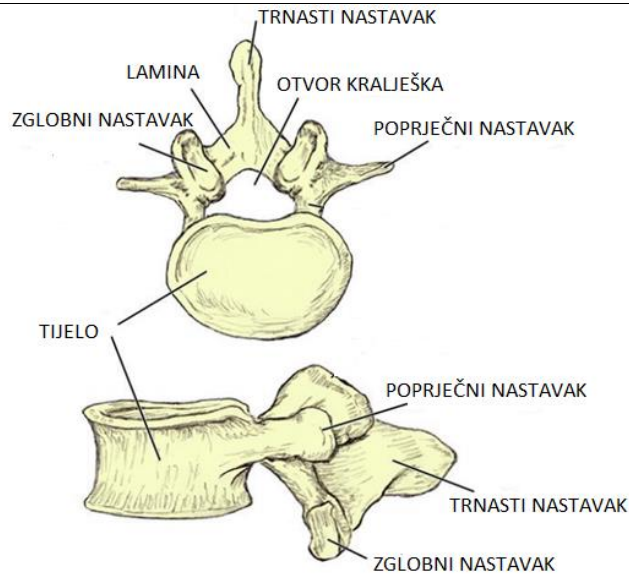
Slika 3. Intervertebralni disk [2]

Uloga ligamenata u kralježnici je da stabiliziraju kralježnicu, štite disk i drže sve kralješke zajedno (Slika 4). Karakterizira ih snažno vlaknasto tkivo koje sprječava pomicanje kostiju kralježnice [2].



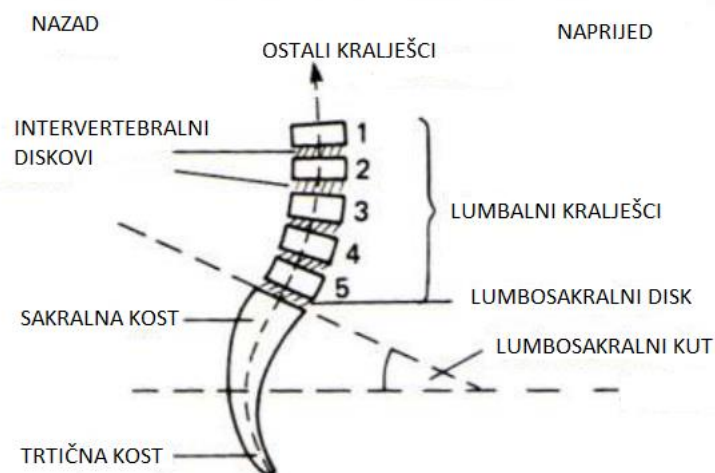
Slika 4. Kralješnički ligamenti [2]

Zglobne nastavke dijelimo na gornje i donje pri čemu su donji zglobni nastavci konveksni i postavljeni bliže središnjoj crti, a gornji su konveksni i međusobno razmaknuti. Pokraj zglobnih nastavaka nalazi se još jedan nastavak poprečno postavljen, a tvori ga zakrčljalo rebro sraslo s trupom kralješka. Poprečni nastavci slabinskih kralježaka se pojavljuje kao poluge leđnim mišićima, dok šiljasti nastavak karakterizira masivnost i pločast oblik (Slika 5.). Uloga šiljastog nastavka jest da služi kao hvatište mišićima kralježnice [5].



Slika 5. Anatomija lumbalnog kralješka [4]

Uspravan čovjekov hod omogućuje posljednji, peti slabinski kralježak. Osim toga, preko ovog kralješka i intervertebralne ploče prenosi se sva težina gornjeg trupa i udova te vrata i glave na zdjelični dio. Ovaj kralježak je najveći pokretni koji zbog svog klinastog oblika zajedno sa sakralnom kosti tvori izbočenje te lumbosakralni kut od oko 40° (Slika 6.) [5].



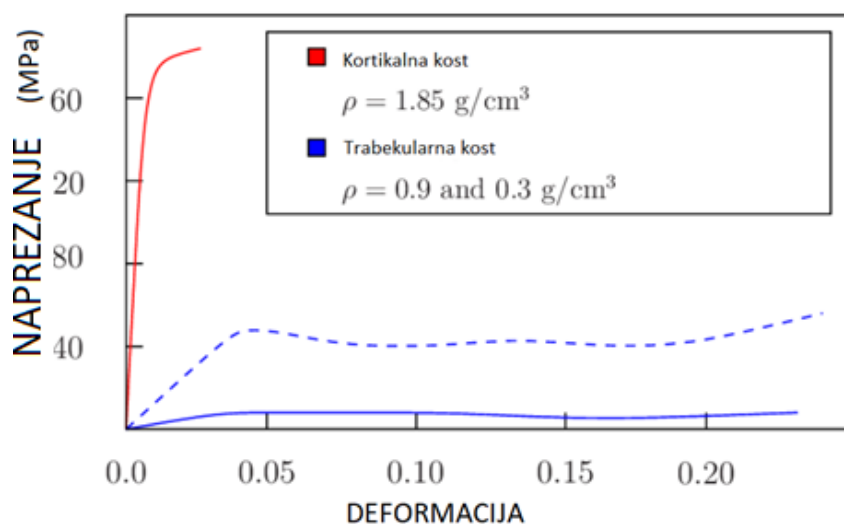
Slika 6. Lumbosakralni kut

1.4. Materijalna svojstva kralježaka

Kralježnica je građena od koštanog tkiva, gledajući makroskopski od zbijenog (kortikalna kost) i spužvastog (trabekularna kost) tkiva. Unutar spužvastog tkiva nalaze se šupljine i mali potpornji koji kosti čine čvršćima, ali opet ne preteškima. Zbito koštano tkivo sastavljeno je od koštanih lamela te staničnih elemenata kosti koji se nalaze između njih [6].

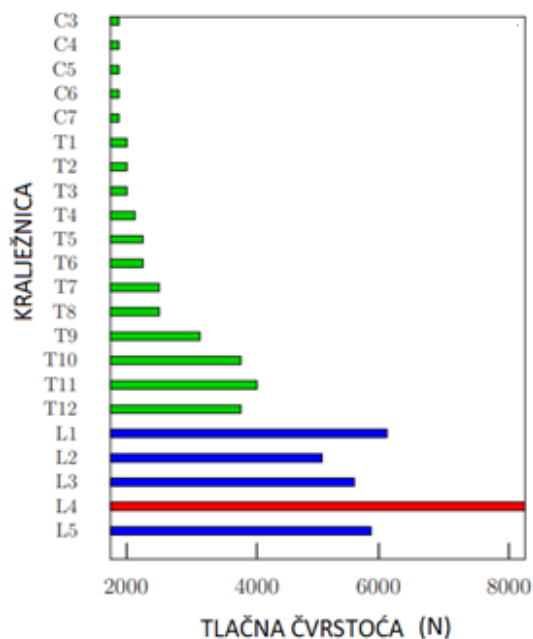
Materijal koštanog tkiva jest heterogen i anizotropan, građen od koštanih matrica i koštanih stanica. Koštanu matricu čini kolagen kao organska komponenta te kristali kao anorganska komponenta. Kako bi kost izdržala djelovanje tlačnih sila, anorganska matrica joj daje krutost i tvrdoću, dok kod djelovanja vlačnih sila elastičnost i fleksibilnost dobiva od kolagena [6].

Najveća razlika između kortikalne i trabekularne kosti jest veća poroznost kod trabekularne kosti. Razlika u poroznosti se može vidjeti prema iznosima gustoće koja kod trabekularne kosti iznosi od 0.1 do 1.0 g/cm³, a kod kortikalne kosti iznosi 1.85 g/cm³ [7]. Na Slici 7. vidi se da ova razlika u gustoći uvelike utječe na ovisnost naprezanja i deformacije.



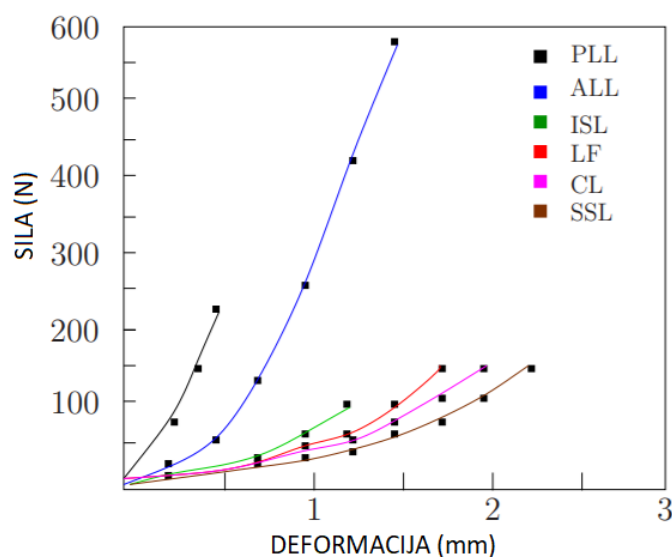
Slika 7. Naprezanje/deformacija kod trabekularne i kortikalne kosti [7]

Na Slici 8. vidljivo je da tlačna čvrstoća kralježnice postupno raste od vratne do slabinske kralježnice. Dijagram je napravljen na osnovu istraživanja tlačne čvrstoće kralježnice kod nošenja tereta, koje je provelo nekoliko autora [8, 9,10, 11,12].



Slika 8. Tlačna čvrstoća kralježnice [7]

Kao što je već rečeno, susjedni kralješci povezani su ligamentima kojih ima sedam. Svaki taj ligament ima drugačije ponašanje kod opterećenja odnosno razlikuje se njihova maksimalna deformacija i čvrstoća. Slika 9. prikazuje krivulje ovisnosti opterećenja i deformacije za svih sedam ligamenata iz kojih je vidljivo da ih karakterizira nelinearno ponašanje.



Slika 9. Nelinearno ponašanje ligamenata [13]

1.5. Rukovanje teretom

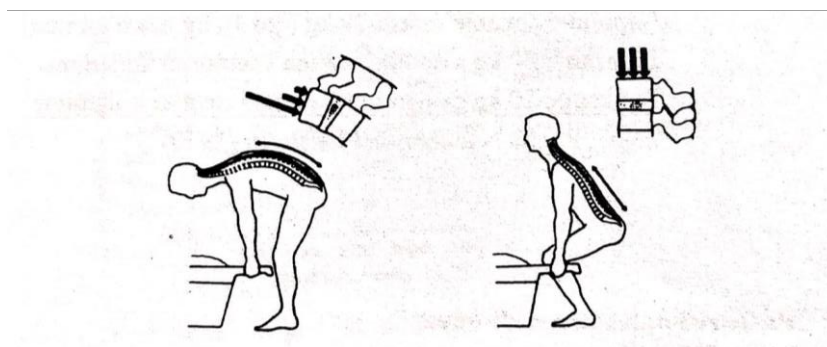
Do ozbiljnog koštanog oštećenja, a time i oštećenja kralježnice može vrlo lako dovesti nepravilan način rukovanja teretom i taloženje različitih štetnih tvari u kostima. Na primjer, ljudi koji rade u industriji gdje se proizvode šibice (žuti fosfor) često oboljevaju od velikih promjena na čeljusti ili skleroze kostiju jer dolazi do taloženja fosfora zajedno s kalcijem (nastaju akutne i kronične intoksikacije). Isto tako ukoliko je kost izložena zračenju može doći do malignih tumora, oštećenja rasta ili prijeloma [14].

Kralježnica je dio tijela na kojem se prvo osjete bolovi zbog nepravilnih izvođenja radova: „Prosječni trup čovjeka važe oko 45 kg i ozib vodoravno položenog trupa iznosi oko 35 cm; to djeluje... na vezivno tkivo petog pojasnog kralješka pritiskom od 300 kg. Ako isti čovjek diže teret od 50 kg, tada pritisak doseže vrijednost od 700 kg.“ (Mikšić) [14]

Ako navedeni teret dižemo vodoravno položenih leđa, dolazi do pojave velikih opterećenja na rubu diska, no ako teret dižemo uspravnih leđa pritisak se ravnomjerno raspoređuje po disku i na taj način smanjujemo opasnost od rupture. Kod podizanja tereta, savijena leđa uzrokuju veliki pritisak na prednjem dijelu diska, a s obzirom da želatinozna tvar ima tendenciju da se pomiče više u stranu gdje je prisutan manji pritisak između diskova, može se pojaviti opasnost od izlivanja tekućine prema kralježničnoj moždini [15].

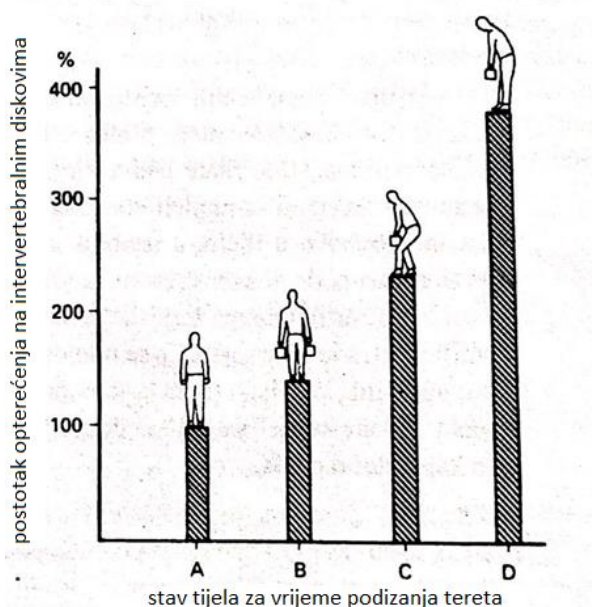
Degenerativna bolest diska se usko povezuje sa starenjem pri čemu diskovi polagano gube svoju fleksibilnost i elastičnost, postaju tanji, gube vodu i tako postaju slabi i lomljivi. Kod ovog stanja bilo kakvo malo podizanje tereta može uzrokovati velike bolove u leđima ili u najgorem slučaju može doći do pritiska na leđnoj moždini ili nekog živca prilikom izlaska želatinozne jezgre diska [15].

Slika 10. pokazuje kvalitativno pritisak koji se pojavljuje na intevertebralnim diskovima kod različitih položaja tijela prilikom podizanja tereta. Vidi se da je manji pritisak kad se teret podiže sa savijenim koljenima te ravnim leđima.



Slika 10. Rasporid pritisaka na intervertebralnim diskovima[15]

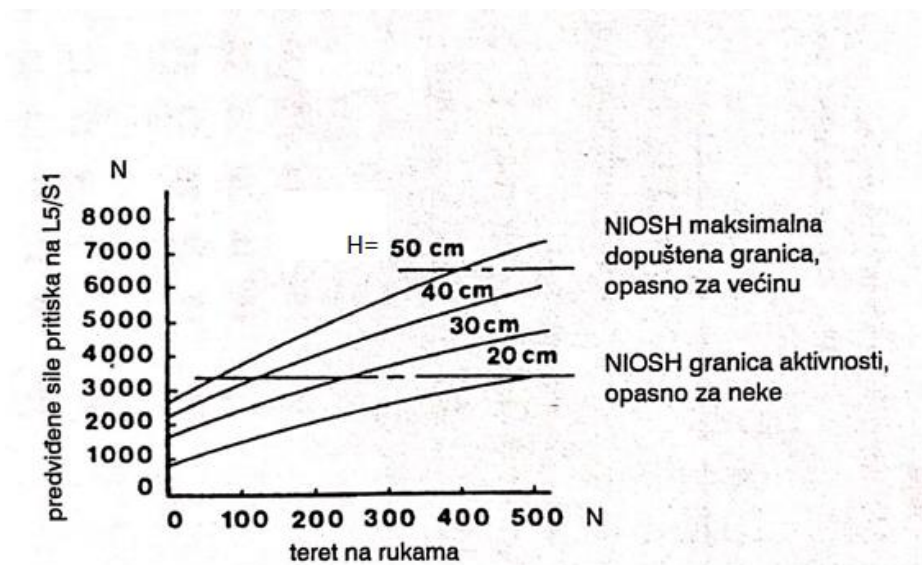
Slika 11. pokazuje koliko savijanje leđa djeluje na opterećenje diskova kod podizanja tereta. Može se zaključiti da kad su leđa ravna i koljena savijena, prisutno je mnogo manje opterećenje diskova u lumbalnom dijelu nego kad su leđa savijena i koljena ravna.



Slika 11. Učinci položaja tijela pri radu, prilikom podizanja tereta, na pritisak u intervertebralnim diskovima između trećeg i četvrtog lumbalnog kralješka. A = uspravan položaj; B = uspravan položaj sa po 10 kg u svakoj ruci; C = podizanje tereta od 20 kg sa savijenim koljenima i ispravljenim leđima (isparavan način podizanja tereta); D = podizanje tereta od 20 kg s ispravljenim koljenima i savijenim leđima. Prema Nachemson i Elfstrom (1970). [15]

Osim položaja leđa, na lumbalni dio kralježnice utječe i udaljenost tereta od tijela prilikom podizanja istog (Slika 12.). Očito je da se sile pritiska povećavaju kako udaljujemo teret od tijela i kako se povećava težina tereta.

U priručniku nacionalnog instituta za radnu sigurnost i zdravlje (eng. Nacional Institute for Occupational Safety and Health - NIOSH) nalazi se cijela problematika vezana za dizanje tereta i bolove u leđima koji se javljaju kod istoga. Tako se na Slici 12. vide NIOSH maksimalna dopuštena granica pritiska na kralježnicu koja je opasna za većinu ljudi te NIOSH granica aktivnosti koja je opasna samo za neke, odnosno ljude koji imaju probleme sa kralježnicom još od prije.



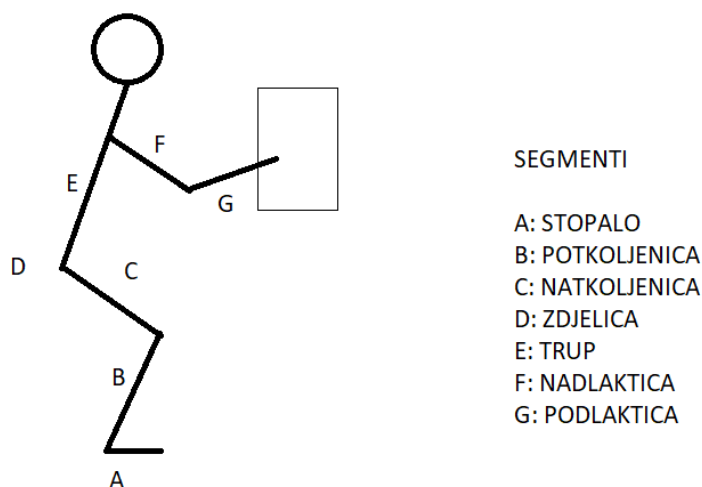
Slika 12. Predviđene sile pritiska na L5/S1 u lumbalnom dijelu kralježnice prilikom podizanja tereta različitih težina i udaljenosti od tijela. H = udaljenost od L5/S1 do ruke koja drži teret. Prema Chaffin i Andersson (1984) [9].

Ovakve poteškoće u leđima mogu biti izrazito bolne te dovesti do smanjene pokretljivosti, a time i do smanjene sposobnosti obavljanja radnih dužnosti kod zvanja kao što su medicinske sestre, poljoprivrednici, nosači prtljage i slično. Bolovi i ozljede u leđima manje su izraženi kod osoba koje cijeli dan sjede na poslu nego kod osoba koje rade fizičko aktivne poslove. Istraživanja koja su provedena u Njemačkoj još prije pedesetak godina (Kroemer) da su ozljede diskova u leđima dovele do 50 posto prijevremenog odlaska u mirovinu te do 20 posto izostanaka s posla. Ozljede koje nastaju zbog prednaprezanja kod podizanja tereta javljaju se najviše u donjem dijelu leđa i u većini slučajeva bol se ne javlja iznenada, već se ona razvija pomalo neko vrijeme sve dok se osoba potpuno onesposobi za normalan rad [15].

2. INVERZNA DINAMIKA

2.1. Postupak izračunavanja opterećenja inverznom dinamikom

Postoje brojni dvodimenzionalni i trodimenzionalni modeli pomoću kojih se mogu izračunati naprezanja u lumbalnom dijelu kralježnice tokom podizanja tereta. Pomoću inverzne dinamike odnosno pomoću dvodimenzionalnog modela kojeg su opisali Chaffin i Anderson možemo prikazati statičko stanje prošireno dinamičkim utjecajem (1.1). Za procjenu i analizu dizanja tereta sasvim je dovoljan dvodimenzionalni model zbog same simetrije ljudskog tijela. Ovaj model olakšava izračun opterećenja na L4/L5 lumbalnom dijelu kralježnice koristeći standardni Newtonov mehanički proračun, koji se sustavno primjenjuje unazad od ruku do četvrtog lumbalnog kralješka. Ovaj se model sastoji od sedam segmenata, koji uključuju: stopalo, potkoljenica, natkoljenica, zdjelica, trup, nadlaktica i podlaktica (Slika 13.). Bitno je napomenuti da ovaj opisani dinamički model Chaffina i Andersona znatno manje obuhvaća anatomske detalje u usporedbi s nekim drugim [20].



Slika 13. Dvodimenzionalni model ljudskog tijela

Ova vrsta analize danas se nastoji zamijeniti s nekom drugom zbog svoje složenosti, dugotrajnosti te opreme koja je potrebna za mjerenje [20].

$$M_j = M_{j-1} + \overline{jCM_L}(\cos \theta_j)m_L g + \overline{jCM_{L-1}}(\cos \theta_j)m_L a_{Ly} + \overline{jCM_L}(\sin \theta_j)m_L a_{Lx} + \overline{j-1}(\cos \theta_j)R_{(j-1)y} + \overline{j-1}(\sin \theta_j)R_{(j-1)x} + I_L \ddot{\theta}_j, \quad (1.1)$$

gdje je:

M_j moment opterećenja u zglobu j (Nm)

M_{j-1} moment opterećenja u susjednom zglobu $(j - 1)$ (Nm)

θ_j posturalni kut zgloba (j) u odnosu na horizontalu ($^\circ$) (Slika 16., 17., 18., 19.)

m_L masa segmenta (kg)

g gravitacijsko ubrzanje (m/s^2)

$\overline{j-1}$ duljina veze segmenta j i $(j - 1)$ (m), (procjenjuje se iz digitalizacije)

$\overline{jCM_L}$ udaljenost od zgloba (j) do središta mase segmenta (L), (procjenjuje se iz antropometrije)

$\overline{jCM_{L-1}}$ udaljenost od zgloba $(j - 1)$ do središta mase susjednog segmenta ($L - 1$), (procjenjuje se iz antropometrije)

a_{Lx} ili a_{Ly} x ili y komponenta linearnog ubrzanja središta mase segmenta L (m/s^2)

$R_{(j-1)y}$ vertikalna komponenta reakcijske sile zgloba $(j - 1)$ (N)

$\ddot{\theta}_j$ kutno ubrzanje segmenta oko zgloba (j) (rad / s^2)

I_L moment tromosti segmenta (L) oko osi kroz središte mase okomitu na sagitalnu ravninu (kg m^2)

Kako bi se izračunalo opterećenje na lumbalnoj kralježnici pomoću izraza (1.1), računa se prvo sila reakcije u laktu pomoću jednadžbe ravnoteže (1.2 i 1.3) te nakon toga moment opterećenja u zglobu lakta.

Jednadžba ravnoteže

$$\sum CWM + \sum ACWM + I\varepsilon = 0, \quad (1.2)$$

gdje je:

$\sum CWM$ zbroj momenata u smjeru kazaljke na satu

$\sum ACWM$ zbroj momenata u smjeru suprotnom od kazaljke na satu

I moment tromosti segmenta i vanjskog opterećenja (kg m^2)

ε kutno ubrzanje segmenta (rad/s^2)

Slika 14. prikazuje podlakticu i nadlakticu s ucrtanim silama. U ovom primjeru podlaktica rotira u smjeru kazaljke na satu. Kako bi se to kretanje aktivno kontroliralo, potrebna je ekscentrična kontrakcija bicepsa koji uzrokuje pojavu mišićne sile F_M te silu reakcije u laktu kao posljedicu (zato je stavljena kao negativna komponenta).

Na slici 14. vidi se da težina podlaktice W_1 , težina tereta W_2 te mišićna sila F_M , rade moment s obzirom na os rotacije oko lakta. Moment inercije definira se kao otpor segmenta da krene ili da nastavi rotaciju oko poznate osi, u ovom slučaju oko lakta.

$$\left(-((W_1 \times D_4) + (W_2 \times D_5)) \right) + (F_M \times D_3) + (-I\varepsilon) = 0 \quad (1.3)$$

gdje je:

W_1 težina podlaktice

D_4 krak sile težine podlaktice oko lakta (Slika 14.)

W_2 težina tereta

D_5 krak sile težine tereta oko lakta (Slika 14.)

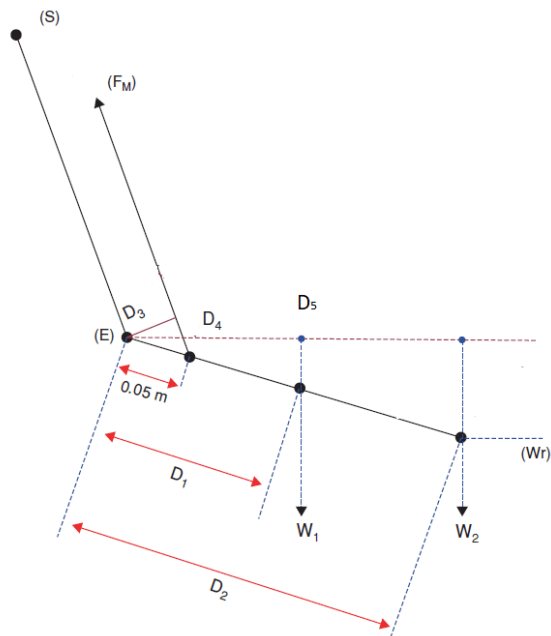
F_M mišićna sila

D_3 udaljenost lakta i pravca djelovanja mišićne sile

I moment tromosti segmenta i vanjskog opterećenja (kg m^2)

ε kutno ubrzanje segmenta (rad/s^2)

Ako podlaktica nije podložna utjecajima vanjskih sila, veličina mišićne sile (F_M) izračunata pomoću izraza (1.3) smatra se jednakom djelovanju zajedničke reakcijske sile u laktu (Slika 14.).



Slika 14. Određivanje sile reakcije u laktu [20]

Nakon što je izračunata sila reakcije koja djeluje u laktu, može se izračunati njena vertikalna komponenta prikazana u formuli (1.1) kao $R_{(j-1)y}$. Sve ove izračunate vrijednosti, odnosno momentno opterećenje laktinog zgloba kao M_{j-1} te vertikalna komponenta sile u zglobu lakta, se uvrštavaju u (1.1) kako bi se dobila vrijednost momenta ramenog zgloba M_j .

Zatim se uz pomoć izračunatog momenta istim postupkom može odrediti sila reakcije u ramenom zglobu i njena vertikalna komponenta. I na kraju sve ove vrijednosti dobivene za rameni zglob uvrštavamo ponovno u (1.1) kako bi dobili vrijednost opterećenja L4/L5 intervertebralnog zgloba.

2.2. Računanje tlačne sile u disku kralješaka L4/L5 za primjere podizanja tereta različite mase

Kako bi prethodni opis postupka izračunavanja opterećenja u disku L4/L5 bio jasniji, proveden je ponovno cijeli postupak sa vrijednošću mase tereta kod podizanja od 22,5kg i 5kg. Antropometrijske konstante korištene za izračunavanje mase podlaktice i mjesto središta segmenta mase uzete su iz antropometrijskih podataka iz Winter [16]. Uz to i duljina podlaktice i kutovi prikazani na Slici 15. preuzeti su za jedan položaj tijela iz kinematičkog skupa podataka dobivenih video digitalizacijom ovog procesa podizanja tereta, dok masa podlaktice i tereta pomnoženi su s gravitacijskim ubrzanjem ($9,81 \text{ m/s}^2$) kako bi se izračunale njihove odgovarajuće težine.

Poznate vrijednosti:

Masa sportaša = 91,40 kg

Duljina podlaktice $D_2 = 0,236 \text{ m}$

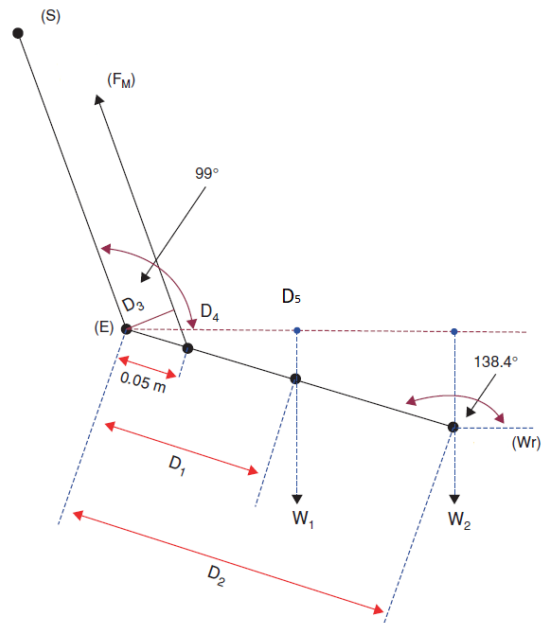
Masa podlaktice = $91,40 \times 0,022$ (antropometrijska konstanta) = 2,011 kg

Težina podlaktice $W_1 = 2,011 \times 9,81 = 19,73 \text{ N}$

Udaljenost zgloba i središta mase $D_1 = 0,236 \times 0,682$ (antropometrijska konstanta) = 0,161 m

1) Podizanje tereta mase 22.5kg

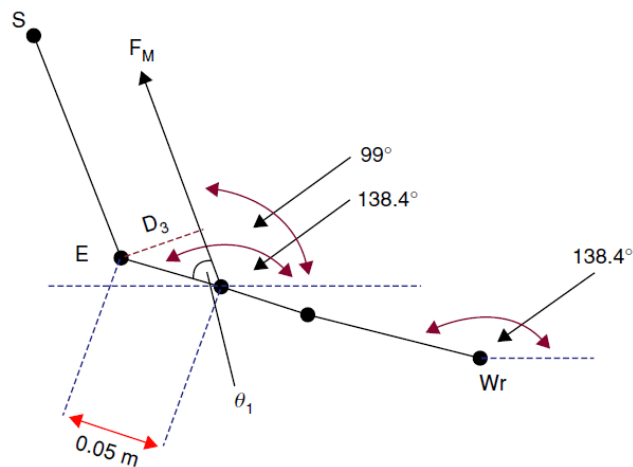
Težina tereta $W_2 = 22,50 \times 9,81 = 220,73 \text{ N}$



Slika 15. Određivanje reakcijske sile u laktu [20]

Kako bi se izračunala sila reakcije u laktu F_M iz jednadžbe ravnoteže (1.3) potrebno je izračunati D_4 (krak sile težine podlaktice oko lakta), D_5 (krak sile težine oko lakta), D_3 (udaljenost lakta i pravca djelovanja mišićne sile) te I (moment tromosti s obzirom na težište segmenta).

a) Udaljenost lakta i pravca djelovanja mišićne sile D_3



Slika 16. Određivanje udaljenosti lakta i pravca djelovanja mišićne sile [20]

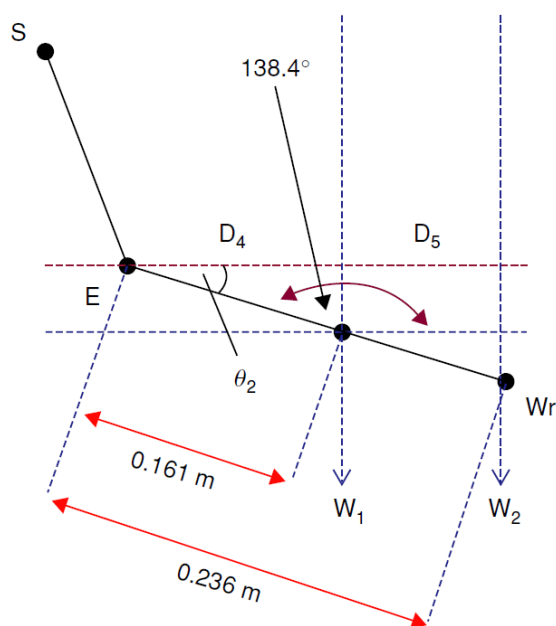
$$\theta_1 = 138.4^\circ - 99^\circ = 39.4^\circ \quad (2.1)$$

$$\sin \theta_1 = \frac{D_3}{0.05} \quad (2.2)$$

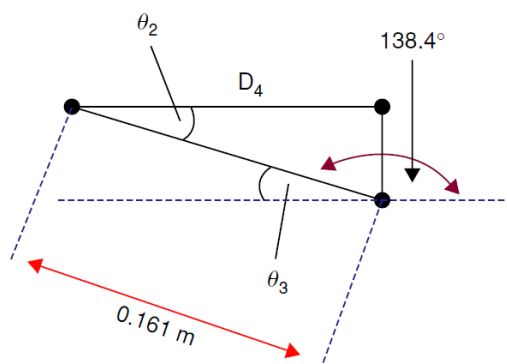
$$D_3 = 0.05 \sin 39.4^\circ$$

$$D_3 = 0.032 \text{ m} \quad (2.3)$$

b) Određivanje kraka sile težine podlaktice oko lakta D_4



Slika 17. Određivanje kraka sile težine podlaktice oko lakta [20]



Slika 18. Određivanje kraka sile težine podlaktice oko lakta [20]

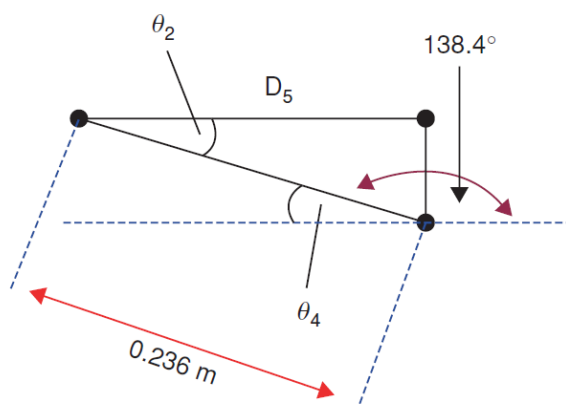
$$\theta_3 = 180^\circ - 138.4^\circ = 41.6^\circ = \theta_2 \quad (2.4)$$

$$\cos\theta_2 = \frac{D_4}{D_1} \quad (2.5)$$

$$D_4 = 0.161 \cos 41.6^\circ$$

$$D_4 = 0.120 \text{ m} \quad (2.6)$$

c) Određivanje kraka sile težine tereta D_5



Slika 19. Određivanje kraka sile težine tereta [20]

$$\cos\theta_2 = \frac{D_5}{D_2} \quad (2.7)$$

$$D_5 = 0.236 \cos 41.6^\circ$$

$$D_5 = 0.177 \text{ m} \quad (2.8)$$

d) Određivanje momenta tromosti podlaktice:

Za izračun momenta tromosti podlaktice primjenjuje se Steinerovo pravilo koje kaže da je moment tromosti tijela za neku os koja ne prolazi težištem jednak zbroju vlastitog momenta tromosti s obzirom na os kroz težište paralelnu s traženom osi i umnoška mase tijela s kvadratom udaljenosti težišta tijela od tražene osi (2.10).

$$I = mk^2 + I_{C_1}, \quad (2.9)$$

pri čemu je:

$$m = 2.01 \text{ kg (masa podlaktice)}$$

$$k = 0.236 \cdot 0.827 \text{ (antropometrijska konstanta)} = 0.195 \text{ m}$$

$$I_{C_1} = 0.0075 \text{ kg m}^2 \text{ [17]}$$

Udaljenost težišta tijela od osi k izračunata je pomoću antropometrijskih podataka koje je predstavio Winter [16]. Vlastiti moment tromosti segmenta I_{C_1} , za os paralelnu s traženom osi izveden je iz podataka koje je prikazao Hay [17].

Nakon uvrštavanja svih poznatih vrijednosti, dobiva se sljedeći rezultat:

$$I = 2.01 \cdot (0.195)^2 + 0.0075 \quad (2.10)$$

$$I = 0.084 \text{ kg m}^2 \quad (2.11)$$

e) Određivanje tromosti tereta

$$I = md^2, \quad (2.12)$$

Pri čemu je:

$$m = 22.5 \text{ kg (masa tereta)}$$

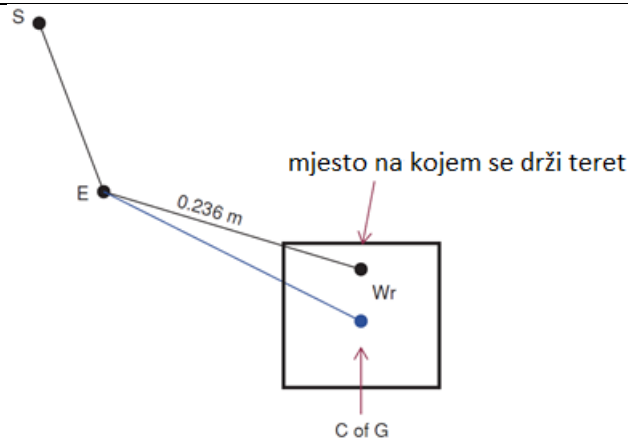
$$d = D_2 = 0.236 \text{ m.}$$

Nakon što se uvrste zadane vrijednosti dobije se sljedeće:

$$I = 22.5 \cdot (0.236)^2 \quad (2.13)$$

$$I = 1.253 \text{ kg m}^2 \quad (2.14)$$

Napomena: Treba imati na umu da se prilikom izračunavanja momenta tromosti za masu poput ove koja se koristi tijekom ovog položaja / aktivnosti podizanja, uzima vrijednost udaljenosti do mjesta na kojem se drži teret, a ne strogo težište mase tereta. (Slika 20.)



Slika 20. Računanje momenta tromosti tereta [20]

Ukupni moment tromosti:

$$I = 0.084 + 1.253 = 1.337 \text{ kg m}^2 \quad (2.15)$$

Uvrštavanjem poznatih vrijednosti W_1 i W_2 te izračunatih vrijednosti D_3 (2.3), D_4 (2.6), D_5 (2.9), I (2.16) i kutnog ubrzanja ε u jednadžbu (1.3):

$$\left(-((19.73 \cdot 0.120) + (220.73 \cdot 0.177)) \right) + (F_M \cdot 0.032) + (-(1.337 \cdot 5.343)) = 0 \quad (2.16)$$

Iz ove jednadžbe izračunamo vrijednost F_M :

$$F_{M_1} = \frac{41.437 + 7.144}{0.032} = 1518.16 \text{ N} \quad (2.17)$$

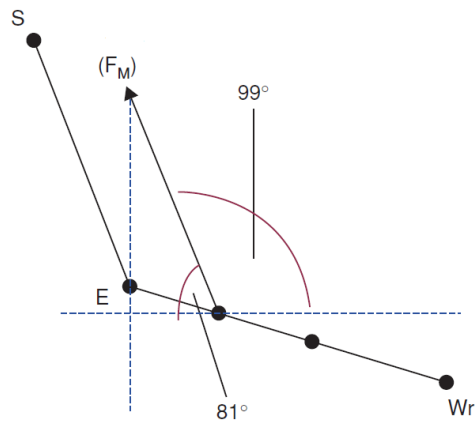
Kako podlaktica nije bila izložena vanjskim silama, veličina izračunate mišićne sile F_M se smatra da je jednaka reakcijskoj sili koja djeluje u laktu [18].

Za daljnji proračun potrebno je još izračunati moment koji radi sila F_M s obzirom na lakat:

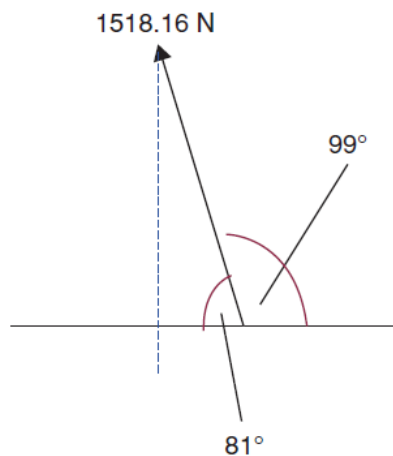
$$M_1 = 1518.16 \cdot 0.032 = 48.58 \text{ Nm.} \quad (2.18)$$

Kako bi se dobila vrijednost ramenog momenta potrebno je izračunati vertikalnu komponentu sile u laktu (Slika 21.) i moment tromosti nadlaktice.

Određivanje vertikalne komponente sile lakta:



Slika 21. Određivanje vertikalne komponente sile u laktu [20]



Slika 22. Određivanje vertikalne komponente sile u laktu [20]

Prema Slici 22. slijedi izraz za vertikalnu komponentu sile zgloba:

$$R_{(j-1)y} = F_{M_1} \sin 81^\circ \quad (2.19)$$

$$R_{(j-1)y} = 1518.16 \cdot 0.9877 = 1499.48 \text{ N} \quad (2.20)$$

Nakon što su izračunati podaci vezani uz lakat prelazi se na izračun podataka vezanih za rame.

 Određivanje momenta tromosti nadlaktice

$$I = mk^2 + I_{C_2} \quad (2.21)$$

Prema Chaffinu i Anderssonu polumjer rotacije zamijenjen je sa udaljenošću od težišta mase nadlaktice:

$$I = md^2 + I_{C_2}, \quad (2.22)$$

gdje je:

$$m = 91.40 \cdot 0.028 \text{ (antropometrijska konstanta)} = 2.56 \text{ kg}$$

$$d = 0.305 \cdot 0.436 \text{ (antropometrijska konstanta)} = 0.133 \text{ m}$$

$$I_{C_2} = 0.021 \text{ kg m}^2 \text{ [17].}$$

Ako se uvrste sve ove vrijednosti u jednadžbu 2.22 dobiva se sljedeći rezultat:

$$I = 2.56 \cdot (0.133)^2 + 0.021$$

$$I = 0.066 \text{ kg m}^2 \quad (2.23)$$

Uz pomoć podataka dobivenih u prethodnom izračunu te uvrštavanjem $\ddot{\theta}_j = 7.249 \text{ rad/sec}^2$ može se izračunati moment ramenog zgloba uvrštavanjem istih u (1.1):

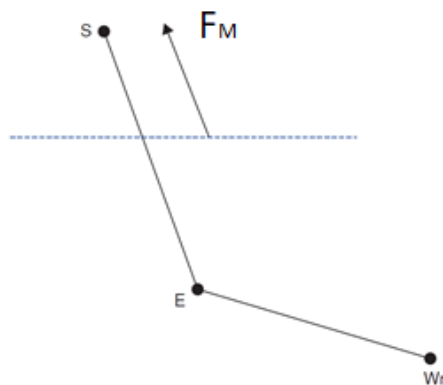
$$M_2 = 173.15 \text{ Nm} \quad (2.24)$$

Također u formuli (2.24) horizontalnoj i vertikalnoj komponenti linearne brzine stavljeni su pozitivni smjerovi zbog toga što se teret sve više približava tijelu te podiže prema gore.

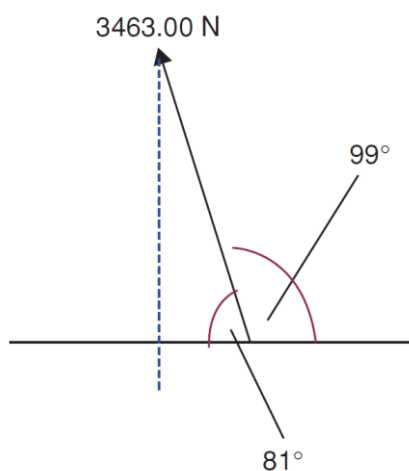
Vertikalna komponenta sile reakcije u ramenom zglobu

Pretpostavka u ovom proračunu jest da je linija povlačenja mišićne sile koja djeluje oko ramenog zgloba paralelna sa nadlakticom te da se nalazi na udaljenosti od 0.05 m od zglobnog središta rotacije [19].

$$F_{M_2} = \frac{173.15}{0.05} = 3463 \text{ N} \quad (2.25)$$



Slika 23. Vertikalna komponenta sile reakcije u ramenom zglobu [20]



Slika 24. Vertikalna komponenta sile reakcije u ramenom zglobu [20]

$$R_{(j-1)y} = F_M \sin 81^\circ \quad (2.26)$$

$$R_{(j-1)y} = 3463 \cdot 0.9877 = 3420.40 \text{ N} \quad (2.27)$$

I na kraju nakon što su dobivene sve vrijednosti opterećenja ramenog zgloba može se izračunati opterećenje lumbalnog kralješka.

Moment inercije tijela

$$I = mk^2 + I_{C_3} \quad (2.28)$$

$$I = md^2 + I_{C_3}, \quad (2.29)$$

gdje je,

$$m = 91.40 \cdot 0.355 \text{ (antropometrijska konstanta)} = 32.45 \text{ kg}$$

$$d = 0.431 \cdot 0.630(\text{proksimalna konstanta}) = 0.272 \text{ m}$$

$$I_{C_3} = 1.261 \text{ kg m}^2 \text{ [17].}$$

Uvrštavanjem prethodnih podataka u jednadžbu 2.29 dobiva se konačna vrijednost momenta tromosti tijela:

$$I = 32.45 \cdot (0.272)^2 + 1.261 \quad (2.30)$$

$$I = 3.654 \text{ kg m}^2 \quad (2.31)$$

Uvrštavanjem podataka ($\varepsilon = 10.86 \text{ rad/s}^2$) u formulu (1.1) dobiva se moment u L4/L5 lumbalnom disku:

$$M_3 = 922.2 \text{ Nm} \quad (2.32)$$

Računanje tlačne sile koja djeluje na L4/L5 lumbalni dio

$$F_{M_3} = \frac{922.22}{0.06} = 15370.3 \text{ N} \quad (2.33)$$

2) Podizanje tereta mase 5kg

Težina tereta (W_2) = $5 \times 9,81$ (ubrzanje zbog gravitacija) = 49,05 N

Za izračun sile reakcije u laktu F_M preko jednadžbe ravnoteže (1.3) potrebno je izračunati ukupan moment tromosti zbog opterećenja tereta od 5 kg. Sve ostale veličine jednake su kao i kod podizanja tereta od 22,5 kg (Slike 15., 16., 17., 18., 19.).

Određivanje momenta tromosti tereta

$$I = md^2, \quad (2.34)$$

Pri čemu je:

$m = 5$ kg (masa tereta)

$d = D_2 = 0.236$ m.

Nakon što se uvrste zadane vrijednosti, dobije se sljedeće:

$$I = 5 \cdot (0.236)^2 \quad (2.35)$$

$$I = 0.278 \text{ kg m}^2 \quad (2.36)$$

Ukupni moment tromosti:

$$I = 0.084 + 0.278 = 0.362 \text{ kg m}^2 \quad (2.37)$$

Uvrštavanjem poznatih vrijednosti W_1 i W_2 te izračunatih vrijednosti D_3 (2.3), D_4 (2.6), D_5 (2.9), I (2.16) i kutnog ubrzanja ε u jednadžbu (1.3):

$$\left(-((19.73 \cdot 0.120) + (49.05 \cdot 0.177)) \right) + (F_M \cdot 0.032) + (-(0.362 \cdot 5.343)) = 0 \quad (2.38)$$

Iz ove jednadžbe izračunamo vrijednost mišićne sile F_{M_1} :

$$F_{M_1} = 405.72 \text{ N} \quad (2.39)$$

Kao što je već rečeno prije, veličina izračunate mišićne sile F_M se smatra da je jednaka reakcijskoj sili koja djeluje u laktu.

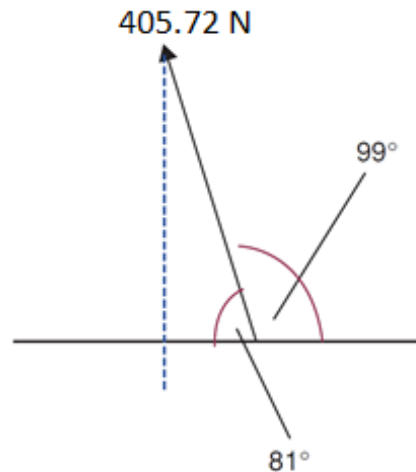
Moment koji radi sila F_M s obzirom na lakat:

$$M_1 = F_{M_1} \cdot D_3 = 405.72 \cdot 0.032 = 12.983 \text{ Nm.}$$

(2.40)

Kako bi se dobila vrijednost momenta u ramenu potrebno je izračunati vertikalnu komponentu sile u laktu (Slika 21.) dok moment inercije nadlaktice ostaje iste vrijednosti kao i (2.24).

Određivanje vertikalne komponente sile lakta:



Slika 25. Određivanje vertikalne komponente sile u laktu [20]

Prema Slici 25. i izrazu 2.19 slijedi izraz za vertikalnu komponentu sile zgloba:

$$R_{(j-1)y} = 405.72 \cdot \sin 81^\circ = 400.73 \text{ N} \quad (2.41)$$

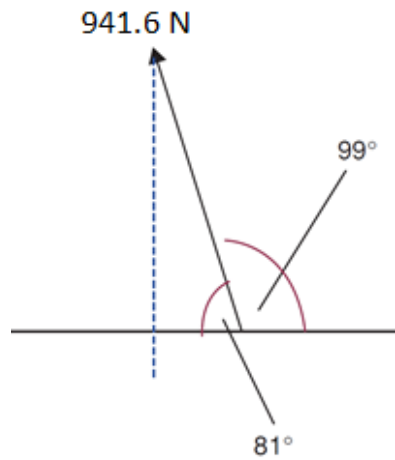
Uz pomoć podataka dobivenih u prethodnom izračunu, može se izračunati moment ramenog zgloba uvrštavanjem istih u (1.1):

$$M_2 = 47.08 \text{ Nm} \quad (2.42)$$

Uz pretpostavku da je pravac djelovanja mišićne sile oko ramenog zgloba paralelan s nadlakticom te se nalazi, kao što je već navedeno, na udaljenosti 0.05 m od nadlaktice, može se izračunati mišićna sila:

$$F_{M_2} = \frac{47.08}{0.05} = 941.6 \text{ N} \quad (2.43)$$

Vertikalna komponenta reakcijske sile u ramenu računa se prema Slici 26. i izrazima (2.44) i (2.45).



Slika 26. Vertikalna komponenta sile reakcije u ramenom zglobu [20]

$$R_{(j-1)y} = F_M \sin 81^\circ \quad (2.44)$$

$$R_{(j-1)y} = 941,6 \cdot 0,9877 = 930 \text{ N} \quad (2.45)$$

I na kraju, nakon što su dobivene sve vrijednosti opterećenja ramenog zgloba može se izračunati opterećenje lumbalnog kralješka.

Uvrštavanjem ovih podataka u formulu (1.1) dobiva se moment u L4/L5 lumbalnom disku:

$$M_3 = 346.332 \text{ Nm} \quad (2.46)$$

Računanje tlačne sile koja djeluje na L4/L5 lumbalni dio

$$F_{M_3} = \frac{346.332}{0.06} = 5772.2 \text{ N} \quad (2.47)$$

3. Postupak izračunavanja tlačne sile u disku L4/L5 slabinske kralježnice koristeći statički model

Česta dizanja teških tereta, nepravilna držanja i ručno dizanje obično se javlja kod radnika u građevinarstvu, rudarstvu i brodogradnji [21]. Dizanje teških tereta i ponavljajuće savijanje kralježnice smatrani su glavnim uzrocima umora mišića leđa, ozljeda kralježnice i ozljeda leđa [22]. Kako bi se radnicima pomoglo izvršiti zadatak dizanja sa što manjim posljedicama i bolovima u kralježnici, koriste se dizalice, nosivi egzoskeleti [23] i odjeća te druga oprema [24]. Ručno podizanje ne može se u potpunosti zamijeniti strojevima, stoga je još uvijek potrebno istražiti i procijeniti opterećenja tijekom ručnog podizanja.

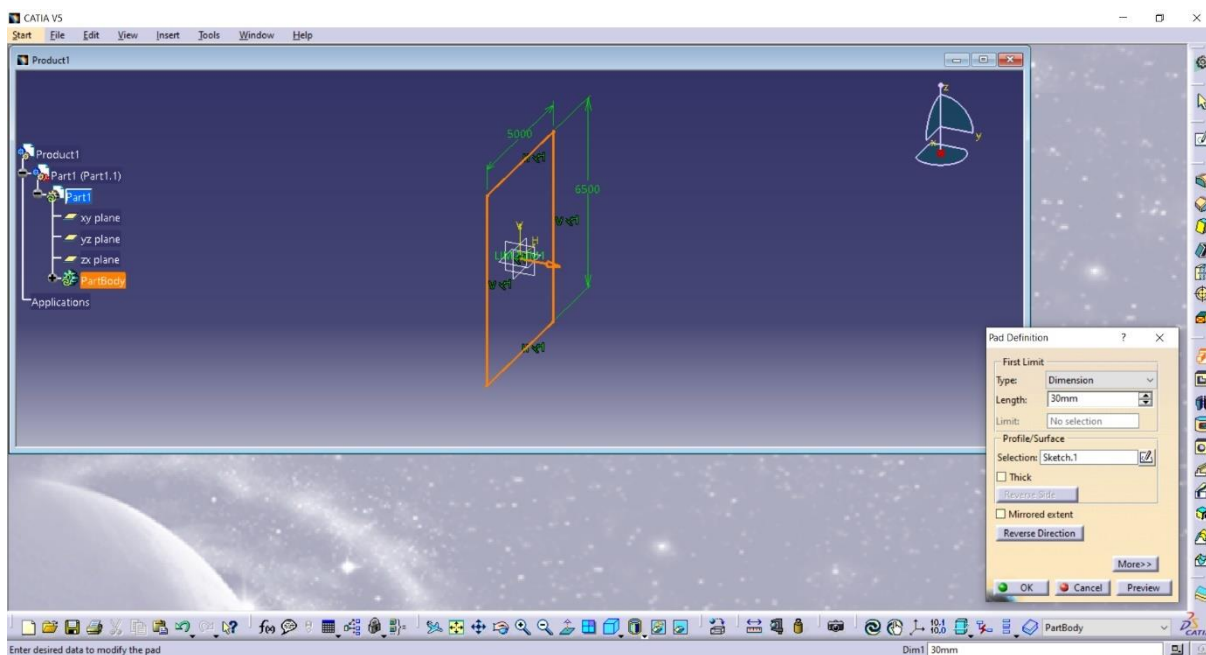
Posljednjih desetljeća istraživači su razvili biomehaničke modele kako bi odredili opterećenje kralježnice tijekom ručnog rada podizanja tereta, uključujući statičke modele na temelju analize položaja tijela [25] te dinamičke modele koji uzimaju u obzir pokrete [26].

Brojne studije istraživale su učinke različitih uvjeta dizanja, poput brzine podizanja, težine predmeta i učestalosti dizanja, ali većina nije uzela u obzir utjecaj kao što su težina i visina ljudi koji podižu taj teret [27]. Stoga je iz perspektive uspostavljanja statičkog biomehaničkog modela vrlo značajno istraživati utjecaj čimbenika kao što su visina i težina ljudi te težina i visina predmeta koji se podižu [27]. S jedne strane, uspostavljeni model statičke mehanike može ne samo poboljšati trenutne ergonomske prijedloge, već i pružiti referencu za buduća istraživanja dinamičkog intenziteta rada i prilagodbe radnog položaja. S druge strane, izračunavanje sile koja opterećuje kralježnicu može se smatrati pokazateljem budućih dizajna egzoskeleta koji mogu rasteretiti čovjekov lokomotorni sustav. Uz pomoć tih modela želi se poboljšati radni status i zdravstvena zabrinutost radnika, potaknuti produktivnost i stvoriti koristi za poduzeće.

3.1. Opisan postupak izračunavanja tlačne sile u disku L4/L5 slabinske kralježnice koristeći statički model

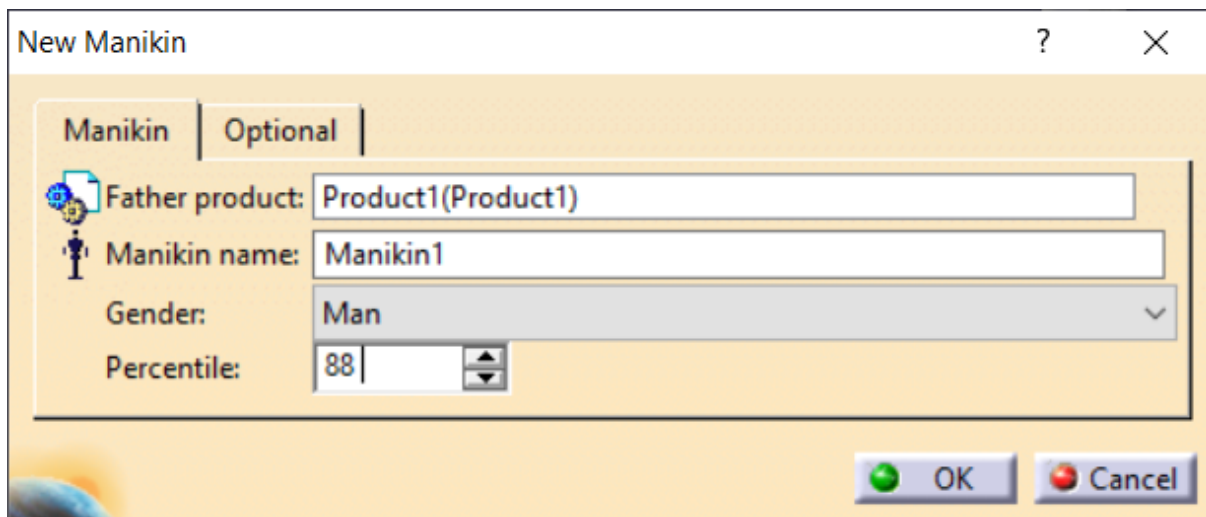
Za izračun tlačne sile u disku L4/L5 slabinske kralježnice koristeći statički model odabran je programski paket Catia. U ovom programskom paketu moguće je koristiti razne vrste analize kao što su RULA analiza, biomehanička analiza te NIOSH analiza. Ovdje je odrađena biomehanička analiza kojom su dobiveni podaci o opterećenju lumbalnog dijela kralježnice (moment i tlačna sila). NIOSH analiza je dosta zanimljiva zato što daje preporučenu težinu tereta kod dizanja/spuštanja uz pomoć specifikacija koje se moraju staviti tokom analize (trajanje, frekvencija, masa tereta).

Prvo je potrebno modelirati radno okruženje, u ovom slučaju samo podloga na kojoj se nalazi čovjek. Nakon toga se povezuju radna okolina i čovjek. Slika 27. prikazuje skicu podloge dimenzija 5000x6500 mm te debljine od 30 mm zadana preko Pad Definition.



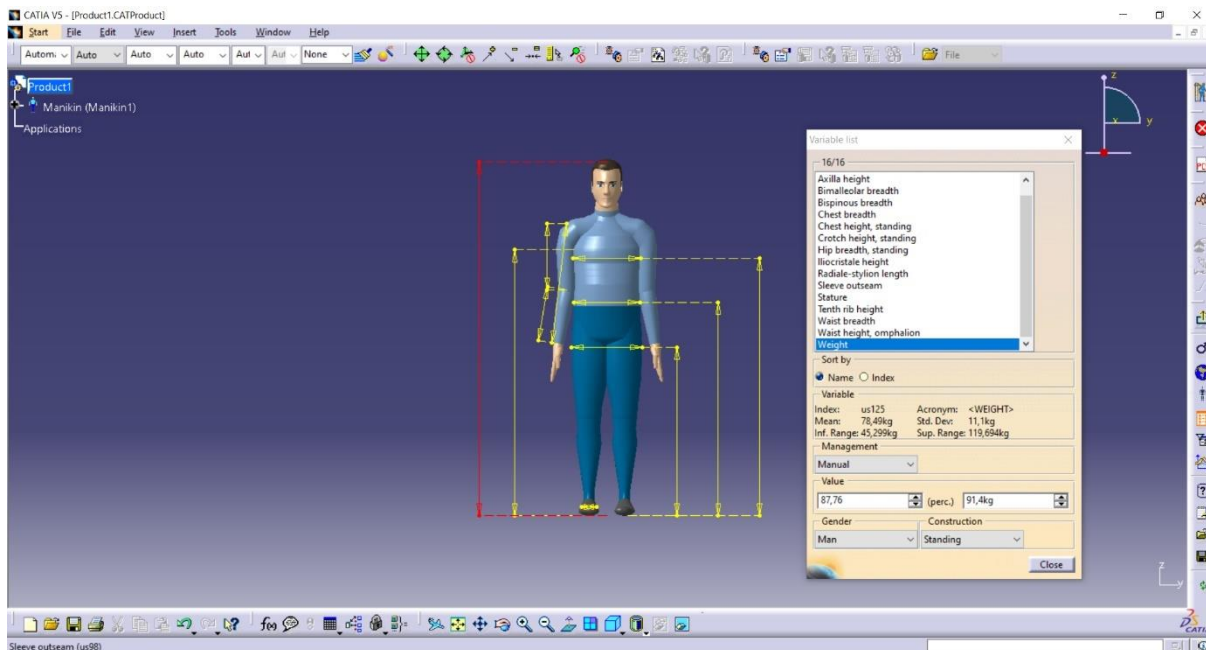
Slika 27. Izrada radne okoline

Nakon što se napravila radna okolina, potrebno je u nju ubaciti model čovjeka, tj. manikina tako da se odabere opcija *New Manikin*. U skočnom prozoru potrebno je odabrati muški ili ženski rod, te odabrati percentil kojem će manikin pripadati. Upisuje se percentil, i klikom na prozor *Optional* dolazi se do opcije *Referential* gdje se odabire *Between Feet* te označava kućica kod *Set Referential Compass Location*. Time se ostvaruje lakše pozicioniranje manikina u prostoru.

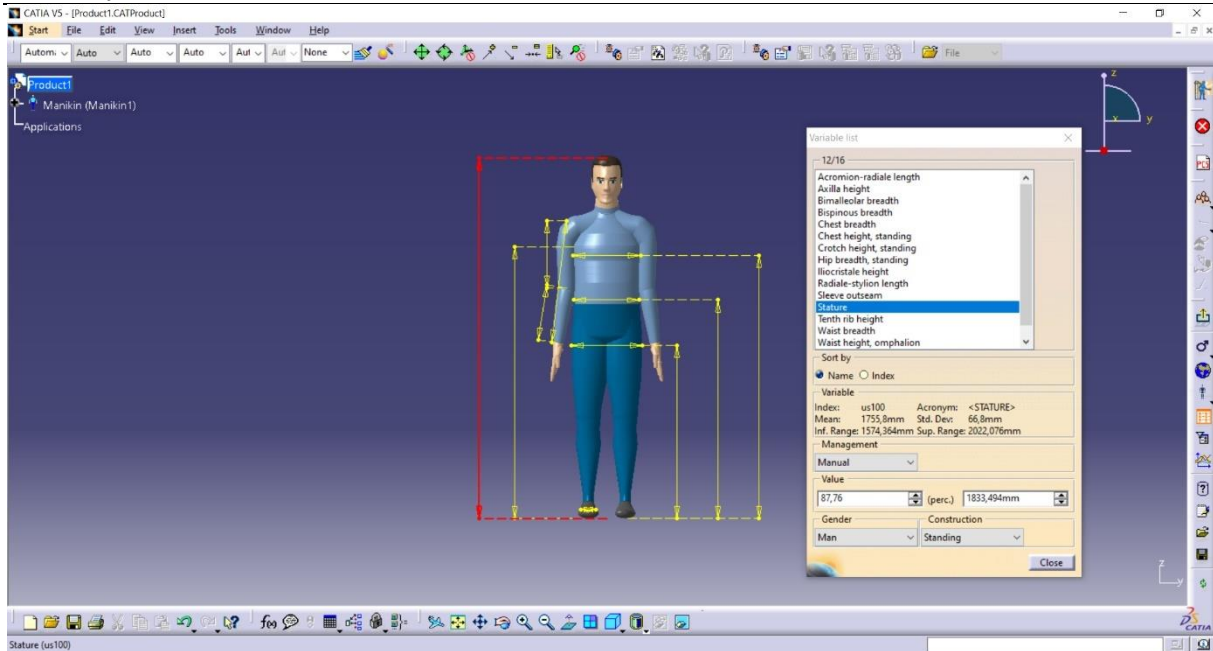


Slika 28. Izrada modela čovjeka

Sada dolazi na red za unos podataka o masi (slika 29.) i visini (slika 30.) čovjeka. Zbog usporedbe sa rezultatima koji su dobiveni inverznom dinamikom, uzeta je ista masa čovjeka koja iznosi 91,4kg te visina od 1833.45mm.

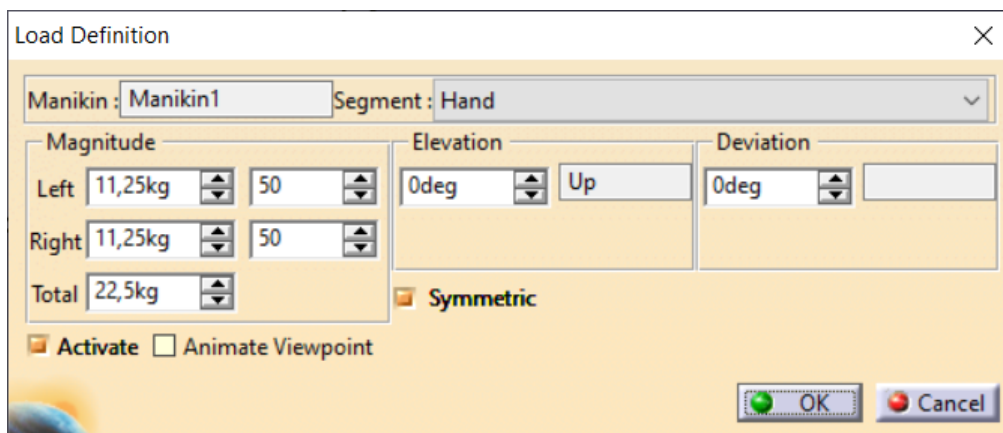


Slika 29. Masa čovjeka

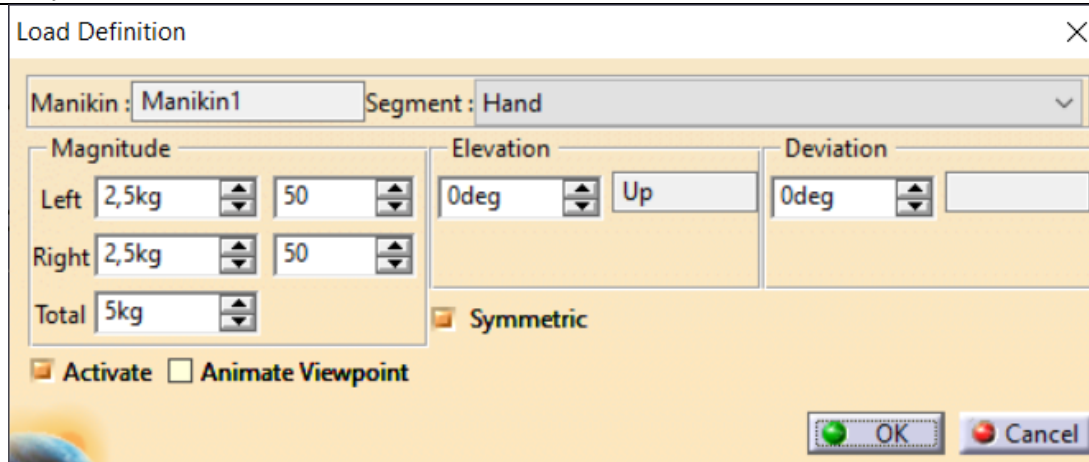


Slika 30. Visina čovjeka

Nakon što je izrađen mainikin opcijom *Insert a new load* dodjeljuje mu se opterećenje koje se smješta u šake. Kako bi se napravila usporedba stavit će se opterećenja kao i kod inverzne dinamike, dakle 22,5kg (Slika 31.) i 5kg (Slika 32.).



Slika 31. Stavljanje opterećenja od 22.5 kg u šake



Slika 32. Stavljanje opterećenja od 5 kg u šake

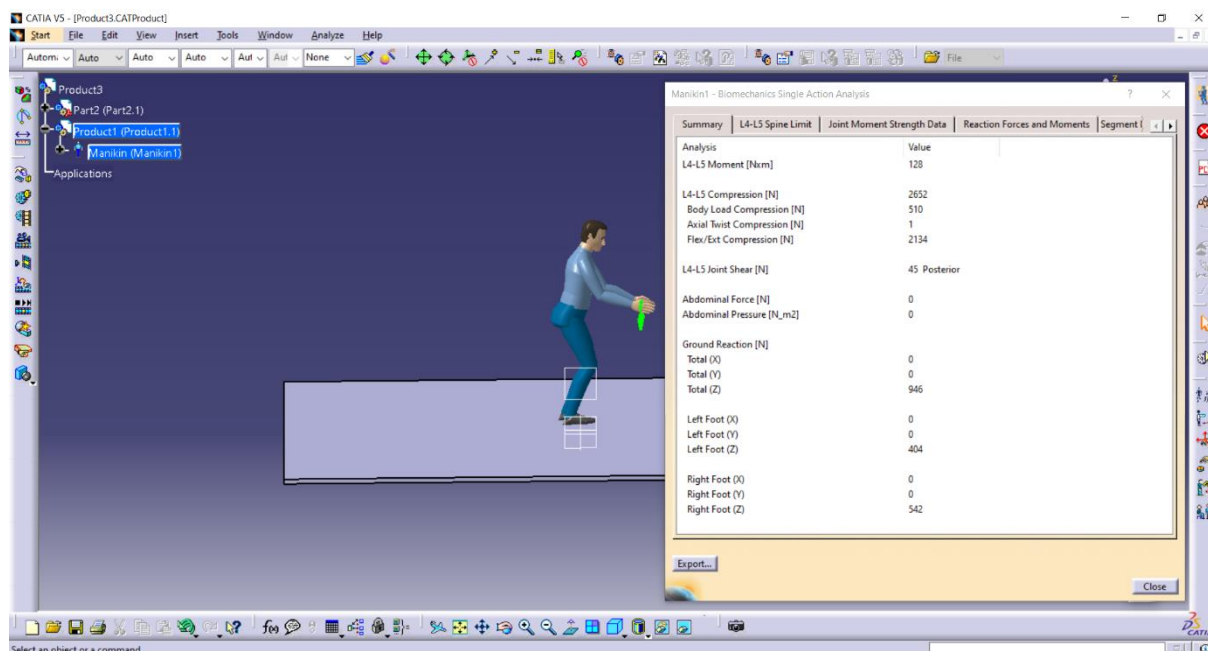
Rezultati analize:

Odlaskom na Ergonomics Design & Analysis, odabirom Human Activity Analysis te klikom na opciju Biomechanics Single Action Analysis dobivaju se rezultati opterećenja u kritičnom mjestu lumbalne kralježnice L4-L5, kao i reakcije podloge i abdominalni pritisak.

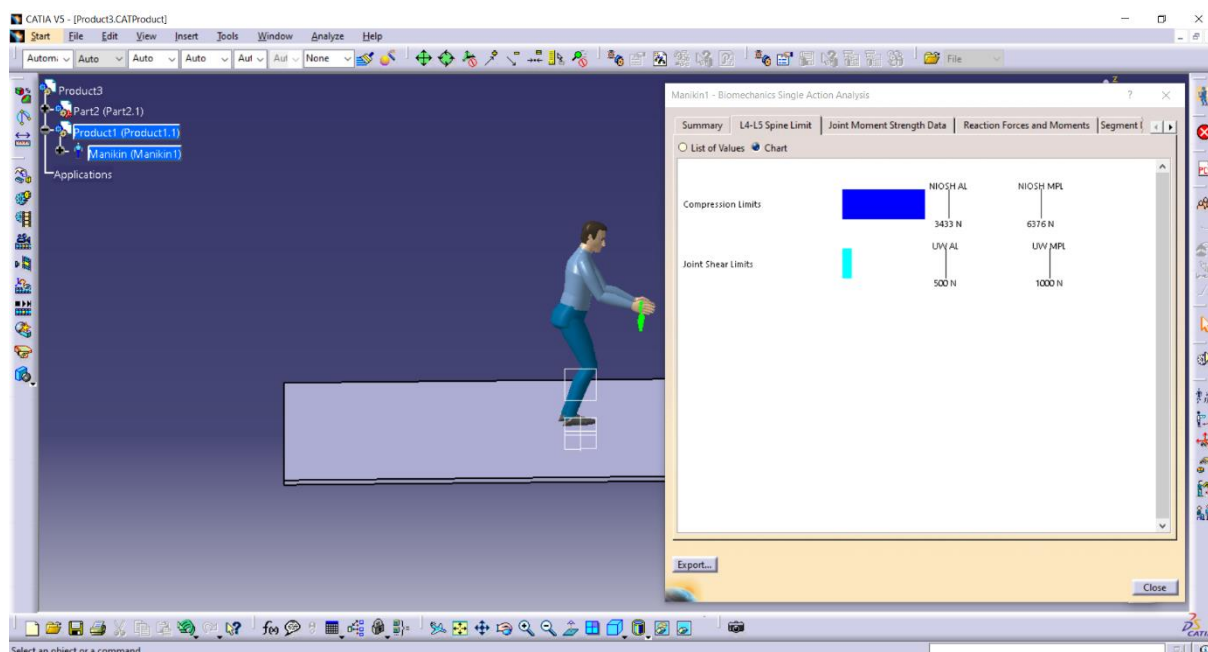
Kod ove analize čovjek je postavljen u položaj u kojem podiže teret sa pravilnim držanjem tijela. Pravilno držanje tijela kod podizanja tereta podrazumijeva ravnu kralježnicu, ruke što bliže tijelu te savijena koljena. Kako bi usporedba sa rezultatima inverzne dinamike bila što preciznija model je u CATIA-i i stavljen u isti položaj odnosno stavljeni su približno isti kutevi na području ruku (podlaktice i nadlaktice).

Prema rezultatima analize koji se mogu vidjeti na slikama 34. i 36. vidi se da je opterećenje lumbalne kralježnice, kod podizanja tereta od 22,5kg i 5kg, unutar dopuštenih vrijednosti. S time da je vidljivo kako opterećenje kod podizanja tereta od 22.5 kg prelazi NIOSH granicu aktivnosti koja je opasna samo za neke, no bitnije je kao što se i vidi da ne prelazi NIOSH maksimalnu dopuštenu granicu. Kod podizanja tereta od 5kg dobivene su vrijednosti momenta u disku kralješaka L4/L5 od 128 Nm te iznos tlačne sile na istom mjestu od 2652 N. Dok kod podizanja tereta od 22,5 kg su dobivene nešto veće vrijednosti, moment od 265 Nm te tlačna sila od 5122 N.

Vrijednosti opterećenja lumbalne kralježnice kod podizanja tereta od 5kg prikazana su na slikama 33. i 34.

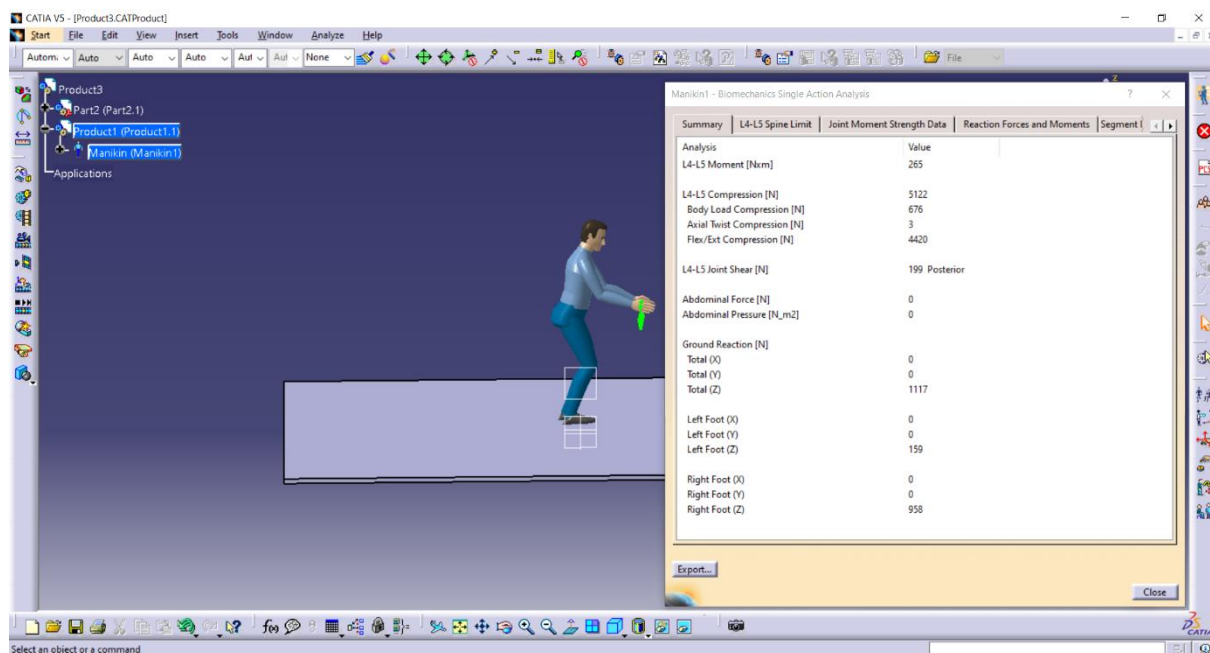


Slika 33. Rezultati analize za opterećenje od 5 kg

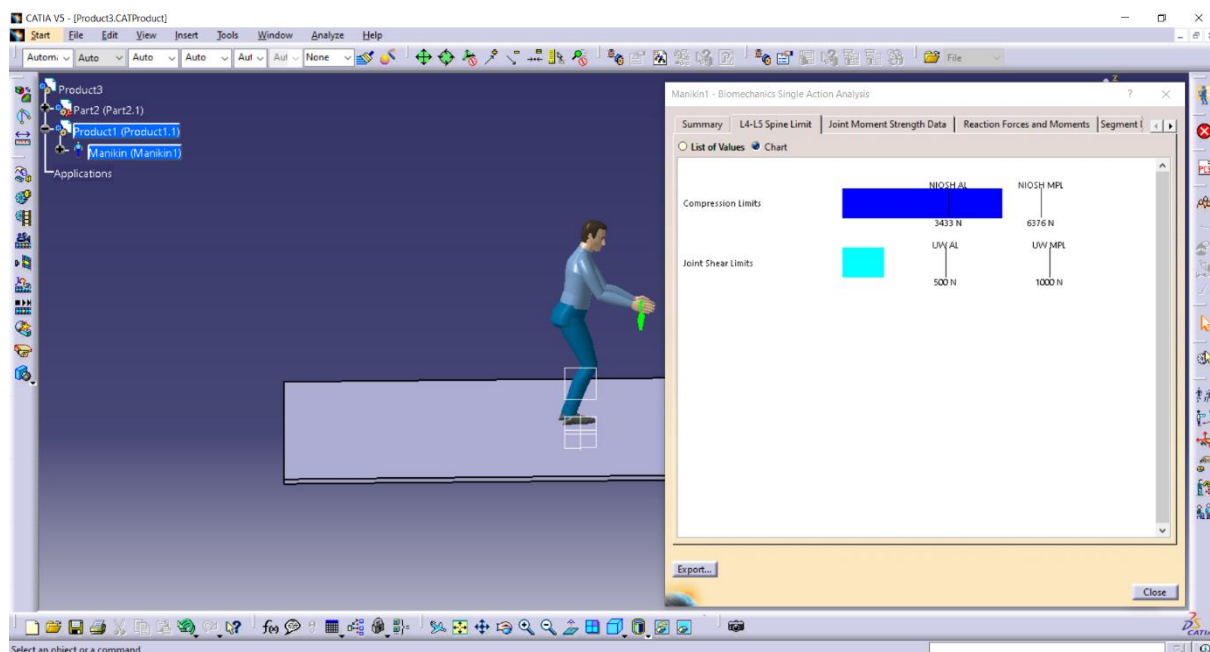


Slika 34. Rezultati analize za opterećenje od 5 kg

Vrijednosti opterećenja lumbalne kralježnice kod podizanja tereta od 22,5kg prikazane su na slikama 35. i 36.



Slika 35. Rezultati analize za opterećenje od 22.5 kg



Slika 36. Rezultati analize za opterećenje od 22.5 kg

4. Rezultati

Na temelju dobivenih rezultata može se napraviti usporedba između modela kod kojeg je za jedan položaj tijela računato inverznom dinamikom i statičkog modela u programskom paketu CATIA. Tablica 1. prikazuje rezultate, odnosno moment u L4/L5 i tlačnu silu L4/L5 za istog ispitanika ($m= 91.4$ kg, $h= 1833.45$ mm) s teretom od 5 kg i 22.5 kg, te dva načina određivanja rezultata, pomoću inverzne dinamike te programskog paketa CATIA.

Tablica 1. Rezultati inverzne dinamike i programskog paketa CATIA

Masa tereta	M (moment u L4/L5 lumbalnom disku, Nm)	F (tlačna sila na L4/L5 lumbalni disk, N)
22.5kg (inverzna dinamika)	922.2	15370.3
22.5 kg (CATIA)	265	5122
5 kg (inverzna dinamika)	346.332	5772.2
5 kg (CATIA)	128	2652

Iz tablice je vidljivo da su vrijednosti dobivene pomoću programskog paketa CATIA puno niže od vrijednosti utvrđenih inverznom dinamikom.

5. ZAKLJUČAK

Izračunate tlačne sile i momenti s obzirom na kritičnu točku L4/L5 pomoću inverzne dinamike te u programu CATIA, za ispitanika mase 91.4 kg i visine 1800 cm, pokazuju razlike u vrijednostima, pri čemu su rezultati utvrđeni u CATIA-i značajno manji. I druga istraživanja [20] su pokazala da su vrijednosti utvrđene inverznom dinamikom veće u odnosu na rezultate dobivene pomoću programskog paketa. Razlog tome je niz pojednostavljenja koja su uključena u modele. Razlike nastaju zbog antropomjera, kinematičkih podataka, nedostataka anatomskih detalja kod modela inverzne dinamike te ostalih pojednostavljenja.

Inverzna dinamika može pružiti točniju procjenu opterećenja, ali nije primjenjiva u industriji zbog složenog postupka, potrebne opreme i vremena. Moguće je da su vrijednosti stvarnog opterećenja diska L4/L5 negdje između ove dvije procjene te unatoč činjenici da CATIA može podcijeniti opterećenje u kralježnici u usporedbi s inverznom dinamikom, može se dogoditi da su procijenjene tlačne sile još uvijek unutar dopuštenih granica za radnike. Za istraživačke svrhe trebalo bi primijeniti inverznu dinamiku, a za procjenu rizika u industriji mogu se koristiti programski paketi.

Kako bi se moglo pravilno upravljati raznim poremećajima kralježnice te primijeniti učinkovita prevencija ozljeda u sportu i na radnom mjestu, potrebno je detaljno znanje o opterećenjima kralježnice. Upravo ti biomehanički modeli, o kojima se prethodno pričalo, pomažu poslodavcima osmisliti ili dodijeliti zadatke na temelju ergonomije uzimajući u obzir osobne fizičke karakteristike. Jedna od prednosti biomehaničke analize držanja tijela je u tome što može objektivno procijeniti rizik od bolova u donjem dijelu leđa. Objektivno opterećenje kralježnice utvrđeno pomoću biomehaničkog modela nije uvijek u skladu sa subjektivnim opterećenjem koje djeluje na čovjeka, jer postoje razlike u podnašanju opterećenja i mišićnoj snazi kod različitih pojedinaca. Stoga se razina udobnosti može smatrati pouzdanim pokazateljem za procjenu rizika kod osoba povezanih s radom koji uzrokuje bolove i ozljede u leđima. Također, ovakve analize su korisne za dizajn nosivih egzoskeleta, koji se trenutno široko istražuje.

LITERATURA

- [1] S. Kirin: Uvod u ergonomiju, Veleučilište u Karlovcu, 2019.
- [2] <https://mayfieldclinic.com/pe-anat spine.htm>, 26.5.2021.
- [3] Jelić M. Systema skeletale, koštani sustav. U: Krmpotić-Nemanić J, Marušić A, urednici. Anatomija čovjeka. 2. izdanje. Zagreb: Medicinska naklada; 2007, str. 43-7.
- [4] <https://emedicine.medscape.com>, 26.5.2021.
- [5] Jelić M. Systema skeletale, koštani sustav. U: Krmpotić-Nemanić J, Marušić A, urednici. Anatomija čovjeka. 2. izdanje. Zagreb: Medicinska naklada; 2007.
- [6] <https://hr.healthandmedicineinfo.com/knochengewebe-TJE>, 30.5.2021.
- [7] Mow, V. C. & Hayes, W. C.: Basic Orthopedic Biomechanics. LippincottRaven, Philadelphia, 1997.
- [8] Messerer, O.: Uber Elastizitat and Festigkeit der menschlichen Knochen ..J.G Cottaschen Buchhandling, Stuttgart, 1880.
- [9] Ruff, S.: Brief acceleration: less than one second. in german aviation medicine in world war ii. U.S government printing office (1950).
- [10] Bell, G. H.; Dunbar, O.; Beck, J. S. & Gibb, A.: Variation in strength of vertebrae with age and their relation to osteoporosis. Calcified Tissue Research 1 (1967), 75–86.
- [11] Perry, O.: Resistence and compression of the lumbar vertebrae. Springer Verlag
- [12] Chalmers, J. & Weaver, J. K.: Cancellous bone:its strength and changes with aging and evaluation of some methods for measuring its mineral content. II. An evaluation of some methods for measuring osteoporosis. Journal of Bone and Joint Surgery 2 (1966), 299–308.
- [13] White, A. A. & Panjabi, M. M.: Clinical Biomechanics of the Spine. J.B Lippincott Company, Philadelphia, 1990.
- [14] Mikšić, Dragutin: Uvod u ergonomiju, Fakultet strojarstva i brodogradnje, 1997.
- [15] Grandjean, Kroemer: Prilagođavanje rada čovjeku-ergonomski priručnik
- [16] David A. Winte, Biomechanics and motor control of human movement, 1990.
- [17] Hay JG. 1973. The biomechanics of sports technique. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hal
- [18] LeVeau BF. 1992. Williams & Lissner's biomechanics of human motion. Philadelphia: WB Saunders.

- [19] Poppen NK, Walker PS. 1978. Forces at the glenohumeral joint in abduction. *Clin Orthop*, 135:165–170.
- [20] M. H. Cole and P. N. Grimshaw: Compressive loads on the lumbar spine during lifting: 4D WATBAK versus inverse dynamics calculations, 2004.
- [21] Watanabe, S.; Takahashi, T.; Takeba, J.; Miura, H. Factors associated with the prevalence of back pain and work absence in shipyard workers. *BMC Musculoskelet. Disord.* 2018, 19, 12.
- [22] Holtermann, A.; Clausen, T.; Aust, B.; Mortensen, O.; Andersen, L. Risk for low back pain from different frequencies, load mass and trunk postures of lifting and carrying among female healthcare workers. *Int. Arch. Occup. Environ. Health* 2013, 86, 463-470.
- [23] Rosales, I.; Gutierrez, J.R.L.; Zamora, A.; Salazar, S.; Osorio-Cordero, A.; Aguilar, H.; Lozano, R. Comparison of Control Techniques in a Weight Lifting Exoskeleton. *J. Bionic Eng.* 2019, 16, 663-673.
- [24] Lamers, E.P.; Yang, A.J.; Zelik, K.E. Feasibility of a Biomechanically-Assistive Garment to Reduce Low Back Loading During Leaning and Lifting. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2018, 65, 1674-1680.
- [25] Rajaei, M.A.; Arjmand, N.; Shirazi-Adl, A.; Plamondon, A.; Schmidt, H. Comparative evaluation of six quantitative lifting tools to estimate spine loads during static activities. *Appl. Ergon.* 2015, 48, 22-32.
- [26] Chowdhury, S.K.; Byrne, R.M.; Zhou, Y.; Aiyangar, A.; Zhang, X. Lumbar Facet Joint Kinematics and Load Effects During Dynamic Lifting. *Proc. Hum. Factors Ergon. Soc. Annu. Meet.* 2017, 61, 976-980.
- [27] Wu, S.-P. Maximum acceptable weights for asymmetric lifting of Chinese females. *Appl. Ergon.* 2003, 34, 215.