

Raspodjela pritiska u kontaktnim površinama kod sjedenja

Čeredar, Marko

Undergraduate thesis / Završni rad

2022

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

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:223169>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-17**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Marko Čeredar

Zagreb, 2022.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Mentori:

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

Student:

Marko Čeredar

Zagreb, 2022.

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

Zahvaljujem se mentorici prof. dr. sc. Tanji Jurčević Lulić na savjetima i sugestijama prilikom izrade ovog rada te pruženoj mogućnosti za provođenje mjerenja na katedri za biomehaniku i ergonomiju. Hvala i asistentu Kristijanu Lucijetiću, mag.ing. za pomoć pri izradi mjerenja.

Veliko hvala mojoj obitelji te kolegama i prijateljima koji su mi bili podrška tijekom studiranja.

Marko Čeredar



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: **Marko Čeredar** JMBAG: **0035217709**

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Raspodjela pritiska u kontaktnim površinama kod sjedenja**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Pressure distribution in contact surfaces when sitting**

Opis zadatka:

Svake godine se sve više povećava količina vremena koju ljudi provode sjedeći, a time raste i učestalost mišićno-koštanih oštećenja i bolesti. Jedan od pokazatelja udobnosti pri sjedenju je raspodjela pritiska na kontaktnim površinama. Kontaktni pritisak utječe na fiziološke i biomehaničke procese, prije svega na cirkulaciju, prijenos živčanih impulsa, opskrbu kisikom i koncentraciju.

U radu je potrebno:

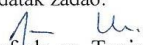
- opisati uređaje za mjerenje kontaktnog pritiska kod sjedenja,
- objasniti raspodjelu pritiska kod sjedenja na ravnoj horizontalnoj površini te navesti faktore i njihov utjecaj na raspodjelu pritiska,
- objasniti ovisnost dimenzija kontaktne površine i raspodjele pritiska o rotaciji zdjelice,
- objasniti model sjednih kostiju (engl. *ischial tuberosities*),
- pomoću Tekscan platforme provesti mjerenje kontaktnog pritiska pri sjedenju u različitim položajima te usporediti rezultate s podacima iz literature.

U radu je potrebno navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:

30. 11. 2021.

Zadatak zadao:


Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

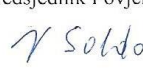
Datum predaje rada:

1. rok: 24. 2. 2022.
2. rok (izvanredni): 6. 7. 2022.
3. rok: 22. 9. 2022.

Predvideni datumi obrane:

1. rok: 28. 2. – 4. 3. 2022.
2. rok (izvanredni): 8. 7. 2022.
3. rok: 26. 9. – 30. 9. 2022.

Predsjednik Povjerenstva:


Prof. dr. sc. Vladimir Soldo

SADRŽAJ

SADRŽAJ	I
POPIS SLIKA	II
POPIS TABLICA.....	V
POPIS OZNAKA	VI
SAŽETAK.....	VIII
SUMMARY	IX
1. UVOD.....	1
2. SJEDNE KOSTI.....	5
3. RASPODJELA PRITISKA	7
4. RASPODJELA PRITISKA U OVISNOSTI O ROTACIJI ZDJELICE	13
5. UTJECAJNI FAKTORI NA RASPODJELU PRITISKA	17
6. MJERNI UREĐAJI	20
7. MJERENJE.....	23
7.1. Statičko mjerenje – uspravno sjedenje (90°).....	28
7.2. Statičko mjerenje – sjedenje s trupom nagnutim unaprijed (60°).....	30
7.3. Statičko mjerenje – sjedenje s trupom nagnutim unaprijed (45°).....	32
7.4. Statičko mjerenje – sjedenje s trupom nagnutim unazad (120°).....	34
7.5. Statičko mjerenje – sjedenje prekriženim nogama	36
7.6. Dinamičko mjerenje – naginjanje trupa unaprijed	39
7.7. Dinamičko mjerenje – naginjanje trupa unazad.....	42
8. REZULTATI	45
8.1. Rezultati statičkog mjerenja	45
8.2. Rezultati dinamičkog mjerenja	46
9. ZAKLJUČAK.....	52
LITERATURA.....	53
PRILOZI.....	56

POPIS SLIKA

Slika 1.	Najčešća mjesta pojave dekubitusa [1]	1
Slika 2.	Ultrazvučni prikaz razvitka dekubitusa u 3 faze: a) nastanak edema u potkožnom tkivu; b) razvitak edema prema epidermu; c) induciranje dekubitusa na površini [2]	2
Slika 3.	Primjer 1. stupnja dekubitusa na stražnjici [3]	2
Slika 4.	Primjer različitih konstrukcija stolica [5]	3
Slika 5.	Prikaz lokalnih neudobnosti prema ISO 2631-1:1997. [6].....	3
Slika 6.	Primjer raspodjele pritiska pri sjedenju [7]	4
Slika 7.	Model sjednih kostiju [13]	5
Slika 8.	Zdjelična kost [14].....	6
Slika 9.	Razlike oblika zdjelice ovisno o spolu [15]	6
Slika 10.	Prikaz zona najvećih pritiska [18][16]	7
Slika 11.	Struktura stražnjice u presjeku pri sjedenju [19].....	7
Slika 12.	Prikaz modela izračuna površine [16]	8
Slika 13.	Izmjerene zone naprezanja preko senzora prije i nakon interpolacije te prikaz aktivne krivulje [17]	8
Slika 14.	Definiranje površine ispod jedne sjedne kosti korištenjem algoritma [17].....	9
Slika 15.	Zone O1 i O2 oko sjednih kostiju [16].....	10
Slika 16.	Shematski prikaz dodira sfernog materijala sa ravnom podlogom [20].....	10
Slika 17.	Usporedba linearnog i hiperelastičnog materijala [23]	12
Slika 18.	Definiranje parametra pri sjedenju [25]	13
Slika 19.	Tipovi tjelesne građe [26].....	14
Slika 20.	Model rotacije zdjelice [24]	14
Slika 21.	Okvirno maksimalno gibanje naprijed nazad.....	15
Slika 22.	Nagib zdjelice u ovisnosti o posturi sjedenja [25]	16
Slika 23.	Primjer moderne stolice.....	17
Slika 24.	Primjer nagnutog naslona stolice za ležeći položaj.....	18
Slika 25.	Primjer sjedišta stolice.....	19
Slika 26.	Primjer senzorske ćelije za praćenje pritiska na površini [29].....	20
Slika 27.	Primjer savitljive senzorske ploče [30]	21
Slika 28.	Korištenje skenera u svrhu snimanja stražnjice [31].....	21
Slika 29.	Prikaz „Mirror box“-a [24].....	22
Slika 30.	Shema kapacitativnog senzora [32].....	22
Slika 31.	Platforma MobileMat tvrtke Tekscan™ [33]	23
Slika 32.	Položaji sjedenja [34]	24
Slika 33.	Visina stola	24
Slika 34.	Postava mjerenja.....	25
Slika 35.	Marker dubine sjedenja	25
Slika 36.	Grafičko sučelje programskog paketa „FootMat Research“	27
Slika 37.	Ulazni parametri ispitanika	27
Slika 38.	Definiranje mjernih jedinica programa	27
Slika 39.	Sjedenje pri nagibu trupa od 90°	28
Slika 40.	Prikaz 2D kontaktnih površina s označenim zonama najvećeg pritiska pri nagibu trupa od 90°	28
Slika 41.	3D prikaz raspodjele pritiska pri nagibu trupa od 90°.....	29
Slika 42.	Sjedenje pri nagibu trupa od 60°	30
Slika 43.	Prikaz 2D kontaktnih površina s označenim zonama najvećeg pritiska pri nagibu trupa od 60°	30

Slika 44.	3D prikaz raspodjele pritiska pri nagibu trupa od 60°	30
Slika 45.	Sjedenje pri nagibu trupa od 45°	32
Slika 46.	Prikaz 2D kontaktnih površina s označenim zonama najvećeg pritiska pri nagibu trupa od 45°	32
Slika 47.	3D prikaz raspodjele pritiska pri nagibu trupa od 45°	32
Slika 48.	Sjedenje pri nagibu trupa od 120°	34
Slika 49.	Prikaz 2D kontaktnih površina s označenim zonama najvećeg pritiska pri nagibu trupa od 120°	34
Slika 50.	3D prikaz raspodjele pritiska pri nagibu trupa od 120°	34
Slika 51.	Sjedenje prekriženih nogu	36
Slika 52.	Prikaz 2D kontaktnih površina s označenim zonama najvećeg pritiska pri sjedenju prekriženim nogama	36
Slika 53.	3D prikaz raspodjele pritiska pri sjedenju prekriženim nogama	37
Slika 54.	Prikaz presjeka bedra [35]	37
Slika 55.	Prikaz ekstremne situacije pri naginjanju trupa unazad u svrhu prikaza raspodjele pritiska ispod trtične kosti	38
Slika 56.	Početak dinamičkog mjerenja kod naginjanja trupa unaprijed	39
Slika 57.	Dinamičko mjerenje kod naginjanja trupa unaprijed nakon 2 sekunde	39
Slika 58.	Dinamičko mjerenje kod naginjanja trupa unaprijed nakon 4 sekunde	39
Slika 59.	Dinamičko mjerenje kod naginjanja trupa unaprijed nakon 6 sekundi	40
Slika 60.	Dinamičko mjerenje kod naginjanja trupa unaprijed nakon 8 sekundi	40
Slika 61.	Kraj dinamičkog mjerenja kod naginjanja trupa unaprijed	40
Slika 62.	Dijagrami pritiska u ovisnosti o vremenu pri nagibanju trupa unaprijed za: visoku, normalnu i nisku stolicu	41
Slika 63.	Početak dinamičkog mjerenja kod naginjanja trupa unazad	42
Slika 64.	Dinamičko mjerenje kod naginjanja trupa unazad nakon 2 sekunde	42
Slika 65.	Dinamičko mjerenje kod naginjanja trupa unazad nakon 4 sekunde	42
Slika 66.	Dinamičko mjerenje kod naginjanja trupa unazad nakon 6 sekundi	43
Slika 67.	Dinamičko mjerenje kod naginjanja trupa unazad nakon 8 sekundi	43
Slika 68.	Kraj dinamičnog mjerenja kod naginjanja trupa unazad	43
Slika 69.	Dijagrami pritiska u ovisnosti o vremenu pri nagibanju trupa unazad za: visoku, normalnu i nisku stolicu	44
Slika 70.	Grafička usporedba promjene kontaktnih površina u vremenu kod dinamičkih mjerenja prilikom gibanja prema naprijed za visoku, normalnu i nisku stolicu ...	47
Slika 71.	Grafička usporedba promjene maksimalnih pritiska u vremenu kod dinamičkih mjerenja prilikom gibanja prema naprijed za visoku, normalnu i nisku stolicu ...	47
Slika 72.	Grafička usporedba promjene kontaktnih površina u vremenu kod dinamičkih mjerenja prilikom gibanja unazad za visoku, normalnu i nisku stolicu	48
Slika 73.	Grafička usporedba promjene maksimalnih pritiska u vremenu kod dinamičkih mjerenja prilikom gibanja unazad za visoku, normalnu i nisku stolicu	48
Slika 74.	Grafička usporedba promjene kontaktnih površina kod oba dinamička mjerenja za normalnu visinu stolice	49
Slika 75.	Grafička usporedba promjene maksimalnih pritiska kod oba dinamička mjerenja za normalnu visinu stolice	49
Slika 76.	Grafička usporedba promjene kontaktnih površina kod oba dinamička mjerenja za previsoku stolicu	50
Slika 77.	Grafička usporedba promjene maksimalnih pritiska kod oba dinamička mjerenja za previsoku stolicu	50
Slika 78.	Grafička usporedba promjene kontaktnih površina kod oba dinamička mjerenja za prenisku stolicu	51

Slika 79. Grafička usporedba promjene maksimalnih pritiska kod oba dinamička mjerenja za prenisku stolicu	51
---	----

POPIS TABLICA

Tablica 1. Dodatne specifikacije platforme [33]	23
Tablica 2. Prikaz mjerenja.....	26
Tablica 3. Očitane vrijednosti za sjedenje pri nagibu trupa od 90°	29
Tablica 4. Očitane vrijednosti za sjedenje pri nagibu trupa od 60°	31
Tablica 5. Očitane vrijednosti za sjedenje pri nagibu trupa od 45°	33
Tablica 6. Očitane vrijednosti za sjedenje pri nagibu trupa od 120°	35
Tablica 7. Očitane vrijednosti za sjedenje prekriženih nogu.....	37
Tablica 8. Vrijednosti za promatranje trtične kosti	38
Tablica 9. Očitane vrijednosti pri dinamičkom mjerenju unaprijed.....	41
Tablica 10. Očitane vrijednosti pri dinamičkom mjerenju unazad	44
Tablica 11. Postotne vrijednosti statičkih mjerenja u usporedbi sa normalnom visinom stolice pri nagibu trupa od 90°	45
Tablica 12. Postotne vrijednosti kod dinamičkog mjerenja za visoku stolicu	46
Tablica 13. Postotne vrijednosti kod dinamičkog mjerenja za normalnu stolicu.....	46
Tablica 14. Postotne vrijednosti kod dinamičkog mjerenja za nisku stolicu	46

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
A	mm	Udaljenost od naslona do pozadine stražnjice
A_i	kPa	Materijalni parametar
a	mm	Kontaktni radijus
B	mm	Udaljenost od pozadine stražnjice do stražnjeg dijela zone sjednih kostiju
C	mm	Dubina zone sjednih kostiju
C	F	Kapacitet
$c_{1,2}$	1/GPa	Materijalna karakteristika
D	mm	Udaljenost bočnog ruba stražnjice do bočnog ruba zone sjednih kostiju
d	mm	Udaljenost membrane od vodne ploče
E	mm	Širina zone sjedne kosti
E_{iter}	-	Preoblikovanje krivulje
E_{kont}	-	Kontinuitet deformabilne krivulje
E_{kriv}	-	Ugladenost krivulje
F	mm	Najmanja udaljenost zona lijeve i desne sjedne kosti
F	N	Sila
$G_{1,2}$	GPa	Moduli smicanja materijala
H	mm	Debljina plohe
h	mm/mm	Normalizirana debljina plohe
I	cd	Intenzitet
J_0	-	Bassel-ova funkcija 1. reda
J_i	N/mm ²	Invarijante tenzora naprezanja
P_{max}	kPa	Maksimalni pritisak
p	kPa	Pritisak ispod zone O1
$Q(z)$	-	Hankel-ova transformacija
q	kPa	Pritisak ispod zone O2
$q(\rho)$	kPa	Raspodjela pritiska u ovisnosti o radijusu
RT	%	Raspodjela pritiska
r	mm	Radijus zdjelice
S	mm ²	Površina osjetne membrane
Δs	mm	Pomak rotacije zdjelice
T	cm	Udaljenost sjednih kostiju
u_i	-	Senzori
W	-	Energijska funkcija naprezanja
z	-	Transformacijska varijabla
α	-	Koeficijent elastičnosti krivulje
α_p	rad	Kut zakreta zdjelice

β	-	Koeficijent otpornosti na savijanje krivulje
$\beta_T^{\alpha_p}$	cm/°	Faktor ovisnosti udaljenosti T o kutu zakreta
γ	-	Koeficijent stope konvergencije
γ	°	Kut između sjednih kostiju
δ	mm	Dubina penetracije
ε	F/m	Dielektrična konstanta
$\varphi(\rho)$	-	Funkcija definiranja oblika sfere
ρ	-	Bezdimenzijski radius
ν	-	Poisson-ov faktor
ϵ	-	Funkcija energije

SAŽETAK

Sjedenje je važan aspekt života modernog čovjeka te prilikom duljeg perioda može utjecati na zdravlje čovjeka. Iz tog razloga važno je provoditi sve više istraživanja na temu raspodjele pritiska prilikom sjedenja kako bi se poboljšao svakodnevni život koji zahtijeva duže periode sjedenja i smanjio utjecaj razvitka bolesti i komplikacija koje dugotrajno sjedenje može uzrokovati. Ovaj završni rad obuhvaća načine mjerenja raspodjele pritiska i utjecaj različitih faktora na raspodjelu pritiska u svrhu proučavanja zona najvećeg naprezanja kako bi se sagledalo na koje načine se one mogu mijenjati. Ustanovljena teorija je potkrijepljena eksperimentalnim mjerenjima odrađenim na Fakultetu strojarstva i brodogradnje na Tekscan™ MobileMat platformi.

Ključne riječi: ergonomija, sjedenje, raspodjela pritiska

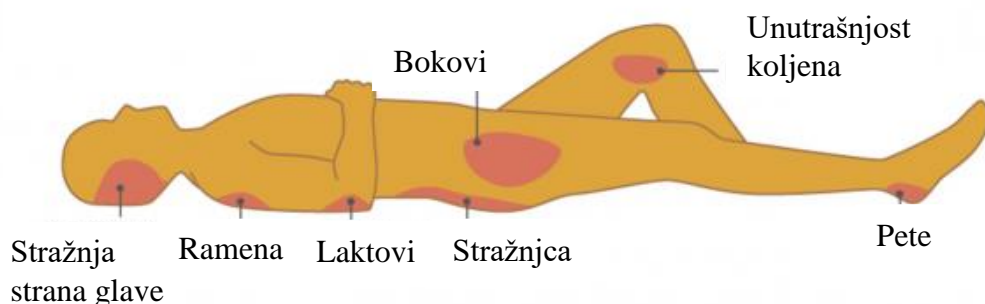
SUMMARY

Sitting is a valuable aspect of life for modern humans and during prolonged periods of exposure it can affect human wellbeing. Hence, it is important to conduct more research on the subject of pressure distribution in a seated position to improve upon everyday life which demands longer periods of sitting, and to diminish the development of all kinds of illnesses and complications it can cause. This bachelor's thesis goes into ways of monitoring pressure distribution and the influence of different factors on the pressure distribution itself in order to look upon the ways it fluctuates. The theoretical basis is substantiated with an experiment conducted in the Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture on the Tekscan™ MobileMat measuring platform.

Key words: ergonomics, sitting, pressure distribution

1. UVOD

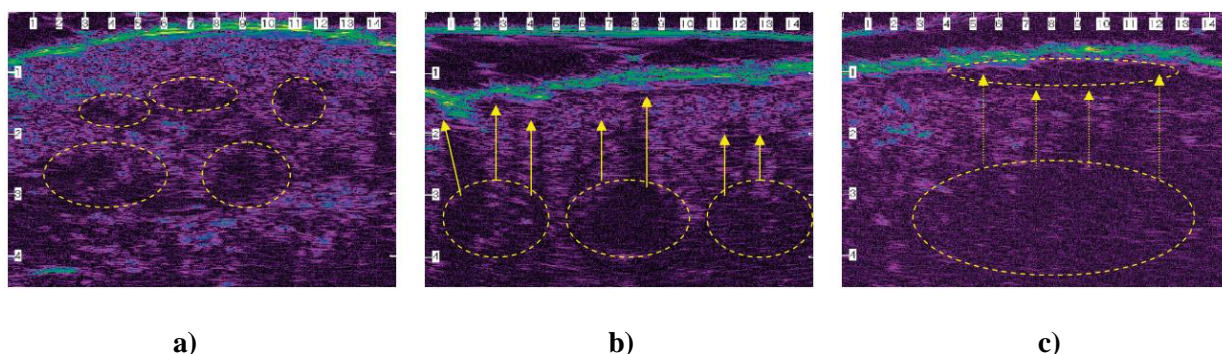
U današnje vrijeme sjedilački način života se u potpunosti ugradio u našu svakodnevicu. Ljudi provode barem pola dan sjedeći, bilo to u automobilu na putu prema poslu, za vrijeme rada, ili tijekom opuštanja nakon napornog dana. Sva ta opterećenja se induciraju na stražnjici gdje dolazi do kompresije i deformacije mekog tkiva te se prenose na kosti zdjelice i kralježnice. Takva mehanička opterećenja mogu biti dovoljna da se naruši zdravlje čovjeka te utječu na razvitak raznih mišićno-koštanih oštećenja i oboljenja. Najčešće od tkivnih oboljenja je dekubitus, bolest koja nastaje prilikom dugotrajnog i intenzivnog pritiska na određeni dio tkiva. Uslijed doticaja s podlogom dolazi do pritiska mekog tkiva između tvrde podloge i kostiju. Slika 1. prikazuje najčešća mjesta pojave dekubitusa kod osoba koje se nalaze u dugotrajnom ležećem položaju.



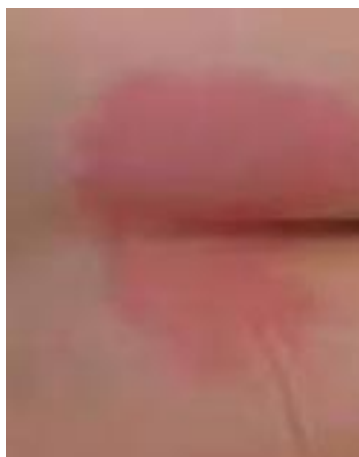
Slika 1. Najčešća mjesta pojave dekubitusa [1]

Doticajni pritisak dovodi do smanjenja cirkulacije krvi, što za posljedicu ima nedovoljni protok kisika do organa. Ukoliko organi/tkiva ne dobivaju dovoljnu količinu kisika, dolazi do atrofije tkiva, a u rijetkim slučajevima može prodrijeti kroz mišiće sve do kostiju što dovodi do većih komplikacija. Moguće je i oštećenje vanjskog dijela kože ukoliko se krvotok djelomično prekine uslijed vanjskog utjecaja primjerice trenja ili neprikladne odjeće. Općenito zahvaća starije i nemoćne i ljude s poteškoćama u kretanju te se konstruiraju specijalizirani jastuci kako bi se smanjio doticajni pritisak direktno ispod sjednih kostiju (lat. *ischial tuberosities*).

Istraživanja su pokazala da je dekubitusa progresivna bolest koja započinje na dubljim potkožnim slojevima koja se širi prema površni i epidermu (Slika 2.) [2]. Primjer prvog stupnja dekubitusa vidljiv je na Slici 3.



Slika 2. Ultrazvučni prikaz razvitka dekubitusa u 3 faze: a) nastanak edema u potkožnom tkivu; b) razvitak edema prema epidermu; c) induciranje dekubitusa na površini [2]



Slika 3. Primjer 1. stupnja dekubitusa na stražnjici [3]

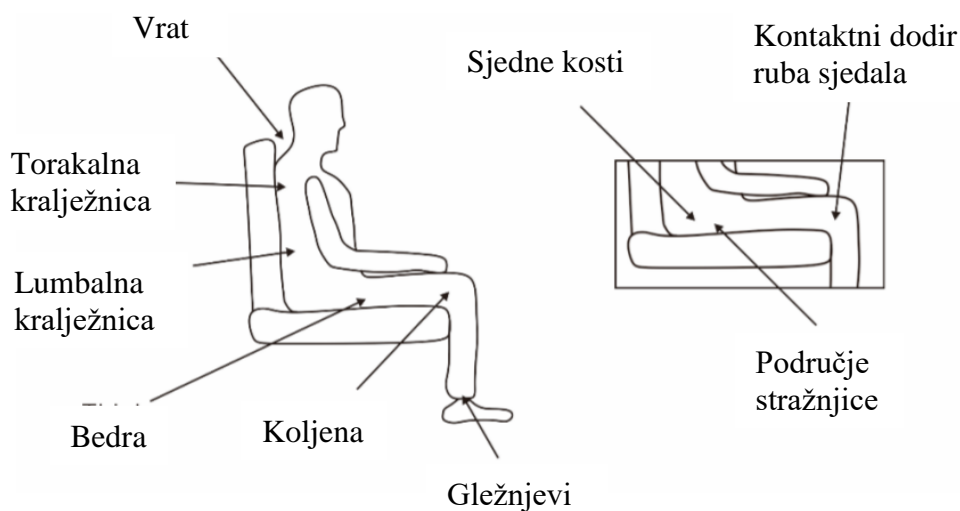
Kako bi se smanjila mogućnost razvitka dekubitusa u zdravih osoba, te održala vitalnost tkiva u zdrave osobe, važno je ostati pokretan, bilo to aktivno vježbanje ili preraspodjelom kontaktne površine. Postoji mogućnost od infekcije raznim bakterijama, od kojih je značajnija „Staphylococcus aureus“ ili zlatni stafilocok, koji dovodi do raznih kožnih bolesti te je razlog za oko 50 000 smrti u SAD-u godišnje. [4]

Isto je tako važno napomenuti kako je danas mnogo proizvoda u neposrednom kontaktu sa ljudskim tijelom. Ti proizvodi utječu na način kako se opterećenja i naprezanja induciraju na kontaktne površine. Postoji velik broj faktora koji utječu na ta opterećenja, a neki od važnijih su sama površina i konstrukcija proizvoda (različite površine različito raspodjeljuju dodirne pritiske), materijal (različiti materijali imaju različite faktore trenja što može dovesti do nadražaja), krutost (ukoliko je materijal fleksibilniji obuhvatit će veću površinu) itd.

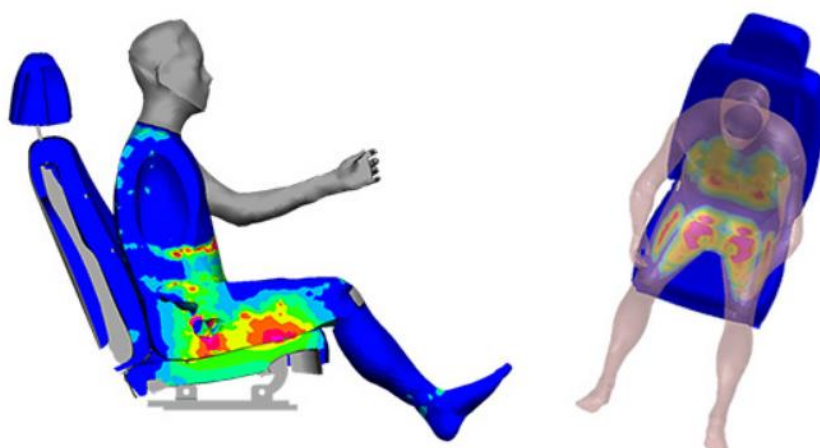
Neki od tih proizvoda su posebno konstruirani sa idejom povećanja udobnosti. Udobnost je psihofizička subjektivna ekspresija pojedinca koja se može opisati kao manjak neugodnih osjećaja boli i pritiska, a ovisi o reakcijskim silama na stražnjicu te o vremenskom periodu sjedenja. Ima velik utjecaj na raspoloženje, no ne mora biti ukoliko je nešto udobno da je i najefektivnije u smanjenju naprezanja na ljudsko tijelo. U pojedinim slučajevima, ukoliko se smanji na udobnosti, dolazi do nesvjesnog pomicanja lokomotornog sustava te se na taj način smanjuje vrijeme dodira sa kontaktnom površinom što dovodi do prevencije razvitka bolesti. Slika 4. prikazuje različite konstrukcije stolica, dok Slika 5. prikazuje mjesta lokalnih neudobnosti za vrijeme sjedenja, a na Slici 6. vidljiv je primjer raspodjele pritiska pri sjedenju.



Slika 4. Primjer različitih konstrukcija stolica [5]



Slika 5. Prikaz lokalnih neudobnosti prema ISO 2631-1:1997. [6]

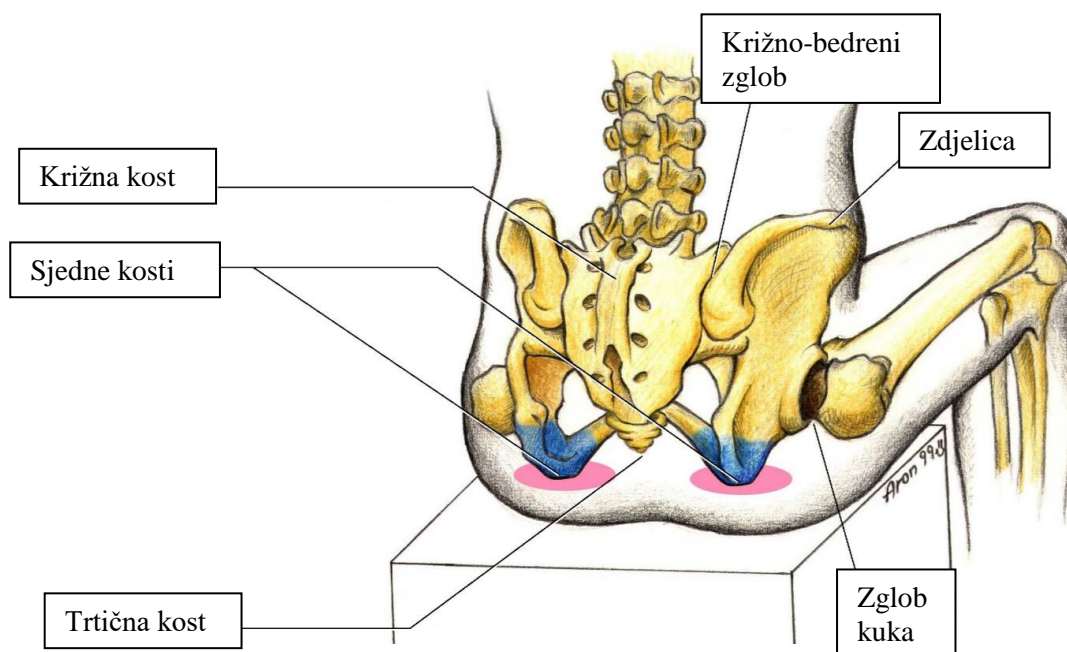


Slika 6. Primjer raspodjele pritiska pri sjedenju [7]

Ovaj rad istražuje kako sjedenje u različitim pozicijama utječe na raspodjelu kontaktnog pritiska na ravnoj nejastučnoj horizontalnoj površini u svrhu pronalaska kritičnih dodirnih mjesta. Za mjerenja koristi se Tekscan™ prijenosna platforma na kojoj su odrađena sva ispitivanja.

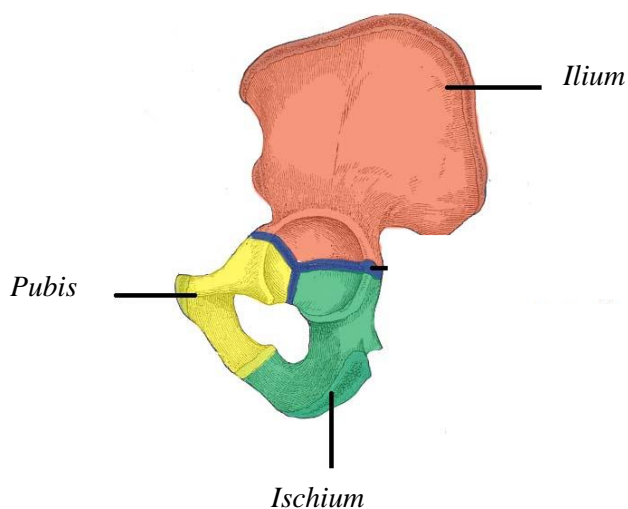
2. SJEDNE KOSTI

Križna kost (lat. *sacrum*) trokutasta je kost koja se nalazi na dnu kralježnice između petog segmenta lumbalne kralježnice L5 i trtične kosti. Sastoji se od 5 segmenata (S1-S5) koji su srašteni skupa. Ima važnu ulogu jer je zadužena za glavne funkcije lokomotornog sustava, primjerice stajanje, sjedenje, nošenje težine itd. Spojena je sa zdjelicom preko križno-bedrenog zgloba (lat. *articulatio sacroiliaca*). Sami križno-bedreni zglob ima ulogu apsorpiranja udarnog opterećenja između gornjeg i donjeg dijela tijela te za razliku od ostalih zglobova u ljudskom tijelu, postiže minimalne pomake prilikom gibanja čime se smanjuju naprezanja na kralježnicu. Također, stabilizira zdjelicu što omogućuje uspravan položaj pri sjedenju ili stajanju. Trtična kost (lat. *coccyx*) nalazi se ispod križne kosti te je završetak kralježnice. Pruža dodatnu stabilnost pri sjedenju uz sjedne kosti kao treća dodirna točka ([8],[9],[10],[11],[12]) Model sjednih kostiju vidljiv je na Slici 7.



Slika 7. Model sjednih kostiju [13]

Zdjelica je prstenasta konstrukcija koja prenosi teret sa gornjeg dijela tijela na donji i u mirovanju i u kretanju. Sastoji se od dvije zdjelične kosti (lat. *os coxae*) koje se dijele na bočne kosti (lat. *ilium*), sjedne kosti (lat. *ischii*) i preponske kosti (lat. *os pubis*) (Slika 8.). Te tri kosti tvore zglobnu čašicu kuka (lat. *acetabuli*).



Slika 8. Zdjelična kost [14]

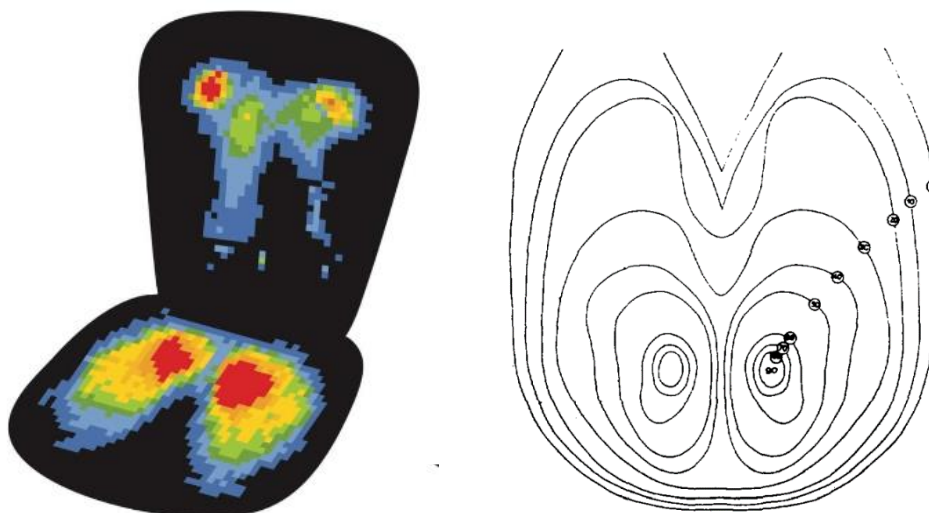
Bočna kost sastoji se od *corpus ossis ilii* i *ala ossis ilii*. Kranijalni rub krila bočne kosti tvori greben bočne kosti. Taj greben započinje sa *spina iliaca anterior superior*, a završava sa *spina iliaca posterior superior*. Sa unutarnje strane nalazi se *fossa iliaca*. Sjedna kost omeđuje stražnju polovicu otvora kosti (lat. *foramen obturatum*). Sastoji se od trupa (lat. *Corpus ossis ischii*) i grane (lat. *Ramus ossis ischii*). Između gornjeg i donjeg dijela grane, na donjem završetku *incisure ischiadica minor* nalazi se sjedna kvrga (lat. *tuber ischiadicum*). Sama zdjelica ima izraženi spolni dimorfizam prikazan na, odnosno razliku u građi među spolovima. Zdjelica u muškarca ima oštrije kut (lat. *angulus subpubicus*), uža je, otvor kostiju je okrugli, a bočna kost jače je izbočena u otvoru zdjelice (srcoliki oblik). Kod žena zdjelica je šira i jajolikog oblika te su otvori poprečno ovalnog oblika (Slika 9.). [12]



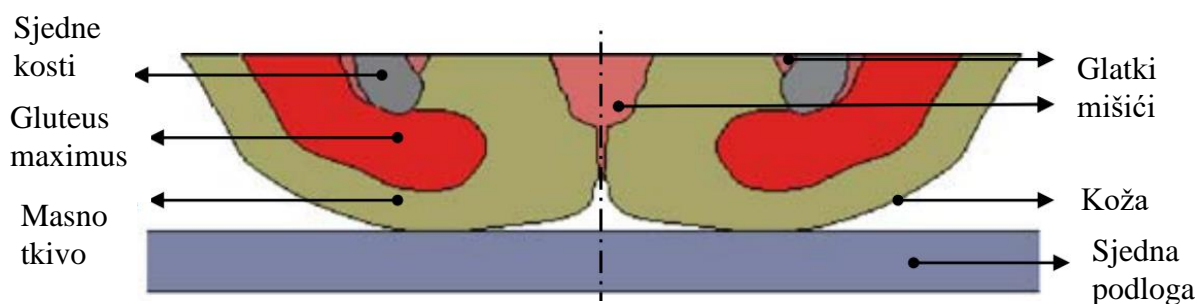
Slika 9. Razlike oblika zdjelice ovisno o spolu [15]

3. RASPODJELA PRITISKA

Sama površina kontakta ovisi o masi gornjeg dijela tijela. Prema Staarniku [16] oko 75% mase ljudskoga u kontaktu je sa sjednom plohom, a ostala masa se raspoređi na tlo na doticajnom mjestu stopala, na naslon gornjeg dijela trupa te na naslon za ruke. Zone mesa neposredno ispod sjednih kostiju nisu jedina mjesta pod pritiskom. Na Slici 10. vidljive su krivulje koje prikazuju zone različitih pritiska koje se smanjuju kako se udaljavamo od sjednih kostiju. Prema Drummond et al [17] oko 30% ukupnog pritiska nalazi se oko sjednih kostiju. Ukoliko gledamo stražnjicu sa svrhom mehaničkog opisivanja može se zaključiti da je vrlo slična današnjim stolicama. Sastoji se od krutog, nedeformabilnog dijela, odnosno kostiju i mekog deformabilnog dijela, odnosno meko tkivo, masti, i koža kao što je prikazano na Slici 11. Stolice se analogno tome sastoje od krute konstrukcije i mekanog sjedišta. [16]



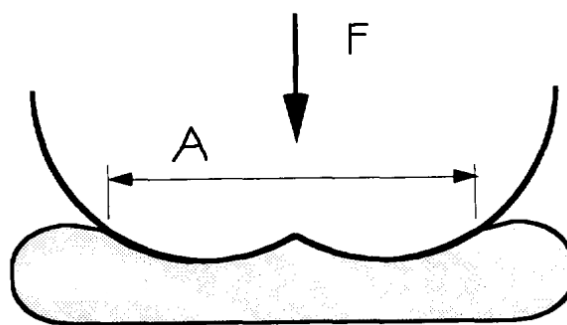
Slika 10. Prikaz zona najvećih pritiska [18][16]



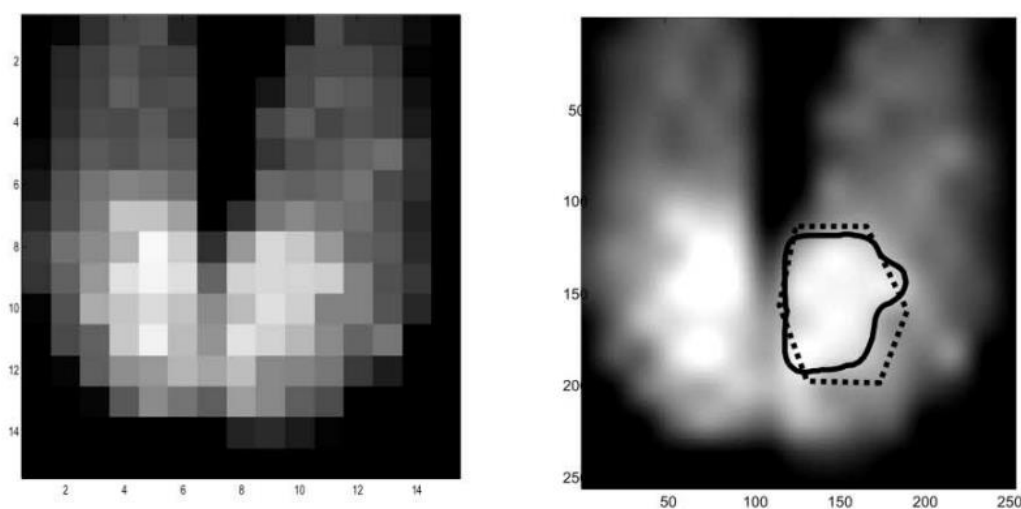
Slika 11. Struktura stražnjice u presjeku pri sjedenju [19]

Ukoliko je sjedište tvrdo, dolazi do deformacije mekog tkiva i obratno. Naravno, bolje je da se sjedište deformira jer, kako je prethodno navedeno, pretjerana deformacija mekog tkiva dovodi do smanjenja cirkulacije i razvitka raznih oboljenja.

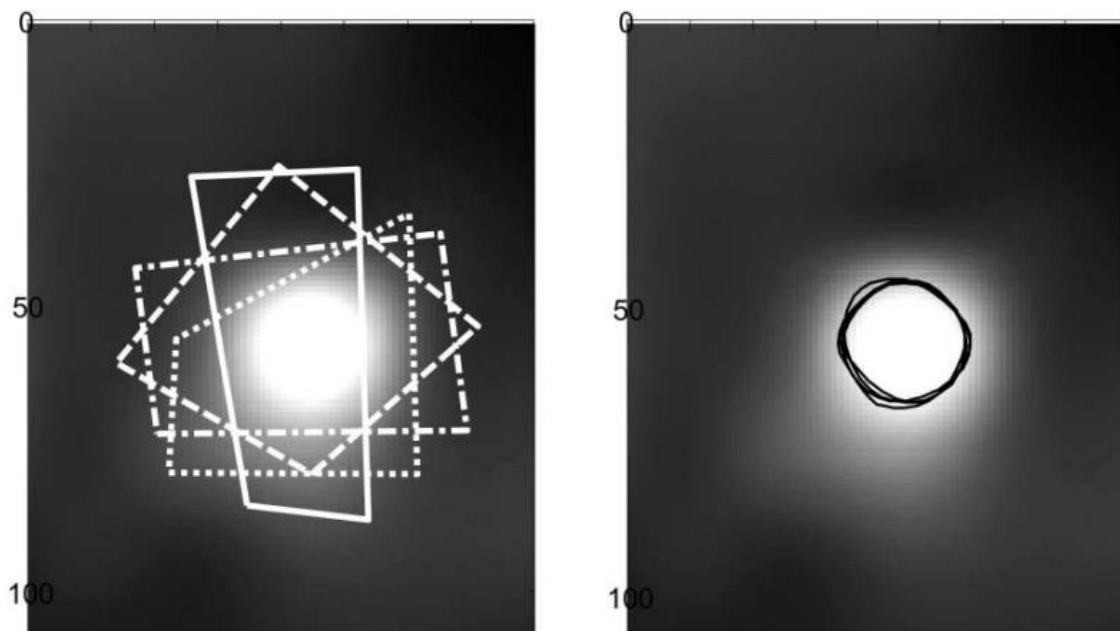
U najgrubljem proračunu pritisak je kvocijent sile i površine (Slika 12.). Jedan od načina definiranja površine je putem senzora i računala. Koristi se sustav panela koji mjere sile na svakom od senzora. Primjer korištenja jednog takvog mjernog sustava vidljiv je na Slici 13. Kass et al [17] sastavili su algoritam aktivnih krivulja koji definira funkcije energija te ih dodjeljuje svakoj vidljivoj konturi. Preko tih funkcija mogu se detektirati različite krivulje kao minimumi funkcija te se na taj način mogu opisati krivulje preko njihovih duljina luka. Nakon detekcije svih krivulja, iterativnim postupkom algoritma dolazimo do konačne površine sjedišta kao što prikazuje Slika 14. Sam algoritam može se opisati u 3 faze, modeliranje unutarnjih svojstva poput elastičnosti i fleksijskih opterećenja, definiranje vanjskih utjecaja na opisivanje krivulje te iterativni postupak koji pokušava naći konfiguraciju koja zadovoljava unutarnje i vanjske uvjete.



Slika 12. Prikaz modela izračuna površine [16]



Slika 13. Izmjerene zone naprezanja preko senzora prije i nakon interpolacije te prikaz aktivne krivulje [17]



Slika 14. Definiranje površine ispod jedne sjedne kosti korištenjem algoritma [17]

Funkcija energije može se raspisati kao:

$$\epsilon = \int (\alpha \cdot E_{kont} + \beta \cdot E_{kriv} + \gamma \cdot E_{iter}) ds, \quad (1)$$

gdje ϵ predstavlja funkciju. E_{kont} se definira kao kontinuitet deformabilne krivulje odnosno kao razlika udaljenosti mjerenja dva sukcesivna senzora u , a E_{kriv} predstavlja zaglađenost te krivulje. E_{iter} se koristi u svrhu iteracije da preoblikuje krivulju i do najbližeg vidljivog ruba, a definira se kao prostorni gradijent intenziteta I .

$$E_{kont} = |u_i - u_{i-1}|^2, \quad (2)$$

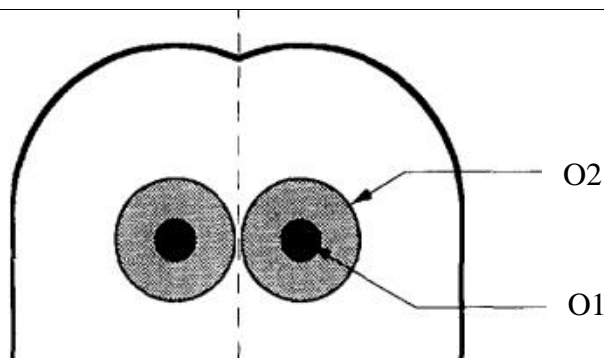
$$E_{kriv} = |u_{i-1} - 2u_i + u_{i+1}|^2, \quad (3)$$

$$E_{iter} = |\nabla I|. \quad (4)$$

Faktor α definira elastičnost krivulje, β predstavlja otpornost na savijanje, a γ određuje stopu konvergencije. [17]

Kako je prethodno navedeno, prema Drummund et al [16] oko 30% ukupnog pritiska nalazi se oko sjednih kostiju. Staarnik je došao do sličnog zaključka gdje se izmjerila sjedna sila od 600 N te su definirane dvije zone O1 i O2 oko sjednih kostiju prikazane na Slici 15. Pomoću senzora su izmjerena naprezanja p koje se odnosi na zonu O1 i q koje se odnosi na O2 i te vrijednosti su podjeljene sa sveukupnom silom.

$$RT = \frac{p + q}{F} \cdot 100 = \frac{191,53}{600} \cdot 100 = 31,92\% \quad (5)$$



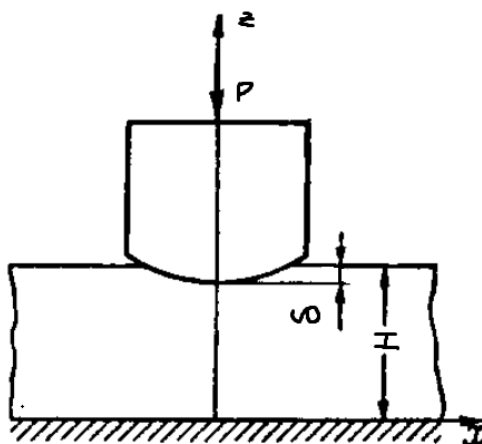
Slika 15. Zone O1 i O2 oko sjednih kostiju [16]

Lebedev i Ufliand te Vorovich i Ustinov [20]. riješili su problem deformacije elastičnog materijala s krutim objektom. Korištenjem Love-ove funkcije naprezanja u kombinaciji sa Navier-ovom jednažbom za asimetrične probleme dobili su matematički model koji se sastoji od 2 integrala.

$$\int_0^{\infty} \left\{ \left[\frac{\cosh(2zh)}{2zh + \sinh(2zh)} \right] c_1 + c_2 \right\} Q(z) J_0(z\rho) dz = \delta - \varphi(\rho), \quad 0 \leq \rho \leq 1 \quad (6)$$

$$\int_0^{\infty} Q(z) J_0(z\rho) d\rho. \quad (7)$$

h predstavlja normaliziranu debljinu definiranu kao kvocijent debljine plohe H i kontaktnog radijusa a . ρ je bezdimenzijski radijus koji je definiran kao kvocijent radijusa sfere r i kontaktnog radijusa a . z je transformacijska varijabla. $Q(z)$ je Hankel-ova transformacija za opterećenje, a Bessel-ova funkcija 1. reda označena je sa $J_0(z\rho)$. $\varphi(\rho)$ je funkcija koja definira oblik sfere, dok je δ dubina penetracije u ravnu podlogu [20]. Slika 16. prikazuje shematski prikaz dodira sfernog materijala sa ravnom podlogom.



Slika 16. Shematski prikaz dodira sfernog materijala sa ravnom podlogom [20]

$$c_i = \frac{1 - \nu_i}{G_i} \quad (8)$$

G i ν su smični modul i Poissonov faktor materijala te u slučaju c_1 odnose se na sferu, dok se c_2 odnose na ravnu plohu koja može predstavljati sjedište. Daljnjim proračunom možemo doći do jednadžbi za silu, maksimalni pritisak i raspodjelu pritiska [20][21]:

$$q(\rho) = \int_0^\infty Q(z)J_0(z\rho)zdz \quad (9)$$

$$F = a \int_0^{2\pi} \int_0^q q(\rho)\rho d\rho d\theta = \frac{8a^3}{3R} \frac{1}{c_1 + c_2} \quad (10)$$

$$P_{max} = \frac{1}{a} \int_0^\infty Q(z)zdz = \frac{q}{a} \quad (11)$$

Prethodne jednadžbe opisuju linearno ponašanje materijala, no ako sagledamo da je stražnjica sačinjena od kože, masti, mekog tkiva i mišića potrebno je sagledati model hiperelastično izotropnog materijala. Razlika između linearnog i hiperelastičnog ponašanja materijala vidljiva je na Slici 17. Energetska funkcija naprezanja prema [22] može se definirati kao:

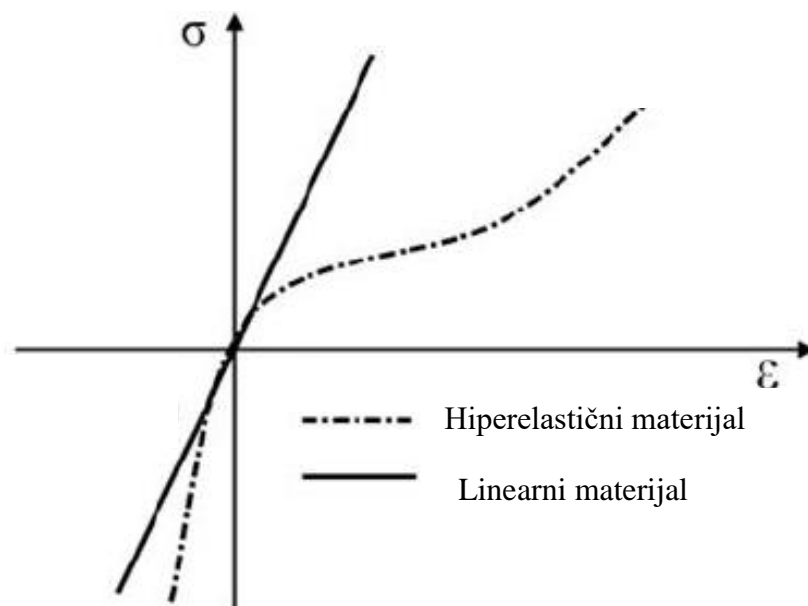
$$W = A_1(J_1 - 3) + A_2(J_2 - 3) + A_3(J_3^{-2} - 1) + A_4(J_3 - 1)^2, \quad (12)$$

gdje su $J_{1,2,3}$ invarijante Cauchy-Green tenzora naprezanja.

$A_{1,2}$ su materijalni parametri koji su unaprijed definirani prema literaturi [22]: $A_1 = 1,65$ kPa, $A_2 = 3,35$ kPa i $\nu = 0,49$ za vrijednosti mekog ljudskog tkiva; a parametri $A_{3,4}$ izvode se iz parametra $A_{1,2}$ prema:

$$A_3 = \frac{1}{2}A_1 + A_2 \quad (13)$$

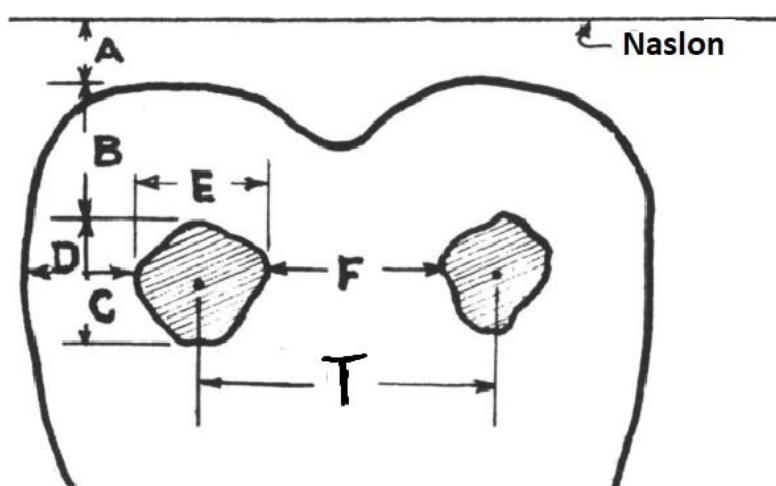
$$A_4 = \frac{A_1(5\nu - 2) + A_2(11\nu - 5)}{2(1 - 2\nu)} \quad (14)$$



Slika 17. Usporedba linearnog i hiperelastičnog materijala [23]

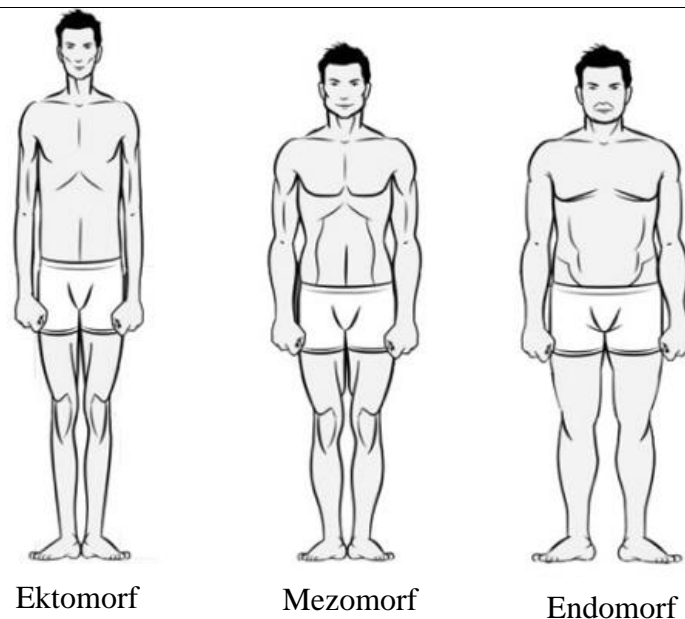
4. RASPODJELA PRITISKA U OVISNOSTI O ROTACIJI ZDJELICE

Kod muškaraca se javljaju veći kontaktni pritisci kod sjedenja nego kod žena. Razlozi tome su manja zdjelica, što znači manja kontaktna površina i veća težina, odnosno veća sjedna sila. Prema Moes-u [24], u pravilu muškarci imaju veći prosječni pritisak za otprilike 2,1 kPa. Prilikom praćenja sjednih sila važno je definirati opće udaljenosti kako bi se unificirali rezultati pri mjerenju. Jedan od načina diskretiziranja parametra vidljiv je na Slici 18.



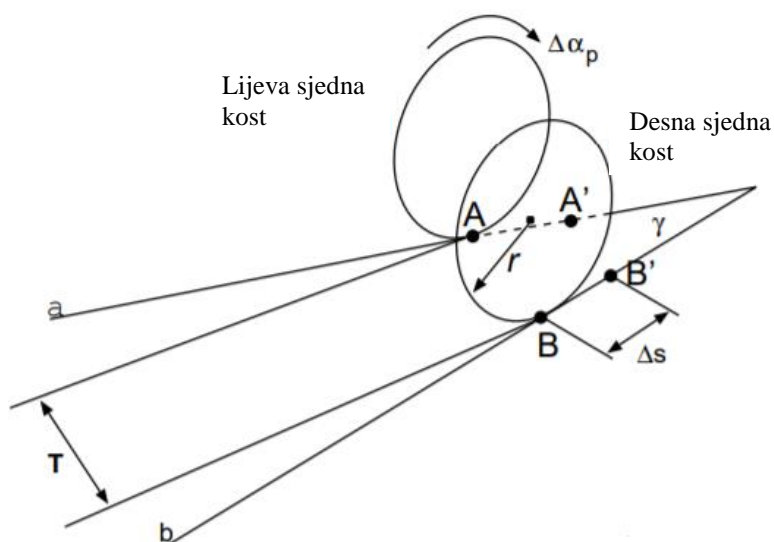
Slika 18. Definiranje parametra pri sjedenju [25]

Slova od *A* do *F* predstavljaju udaljenosti, pa tako *A* predstavlja udaljenost od pozadine stražnjice do naslona. *B* označava udaljenost od pozadine stražnjice do stražnjeg dijela zone sjednih kostiju (slično prethodno navedenoj zoni O2). *D* je udaljenost od bočnog ruba stražnjice do bočnog ruba zone sjednih kostiju, a *E* definira širinu same zone sjedne kosti. Dok *F* označava udaljenost između dvije zone, najvažnija je dimenzija *T*, udaljenost središta zona [25]. Moes je proučavao kako različiti tipovi građe tijela utječu na rotaciju zdjelice. Ektomorfni, mezomorfni i endomorfni tip građe tijela prikazani su na Slici 19. te je uveden ektomorfni indeks kao parametar pri određivanju raspodjele pritiska. Na kraju je Moes [24] došao do zaključka da što je taj indeks veći, veći su pritisci pri rotaciji zdjelice.



Slika 19. Tipovi tjelesne građe [26]

Raspodjela pritiska ovisi i o kutu zakreta zdjelice radi samog oblika sjednih kostiju. Sjedne kosti su izdužene te se mijenja njihov razmak u sagitalnoj ravnini. Ukoliko su poznati zakrivljenost kostiju te kut između kostiju, udaljenost T može se definirati kao funkcija rotacije zdjelice. Model rotacije zdjelice prema Moes-u (Slika 20.) definira se tako da se sjedne kosti zamjene kružnim diskovima radijusa r koji se gibaju po pravcima a i b . Točke A i B su doticajna mjesta s podlogom. Ukoliko dođe do nagninjanja unaprijed za kut $\Delta\alpha_p$, točke A i B će se pomaknuti unaprijed za Δs i doći u poziciju točka A' i B' , a udaljenost T će se mijenjati u ovisnosti o kutu γ . [24]



Slika 20. Model rotacije zdjelice [24]

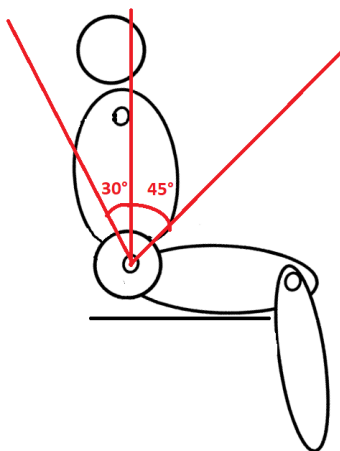
$$\Delta s = r \cdot \Delta \alpha_p \quad (15)$$

Faktor ovisnosti udaljenosti točka A i B o kutu zakreta $\beta_T^{\alpha_p}$ jednak je derivaciji udaljenosti T po kutu zakreta α_p .

$$\beta_T^{\alpha_p} = \frac{dT}{d\alpha_p} = -\frac{2r \cdot d\alpha_p \cdot \sin\left(\frac{\gamma}{2}\right)}{d\alpha_p} = -2r \cdot \sin\left(\frac{\gamma}{2}\right) \quad (16)$$

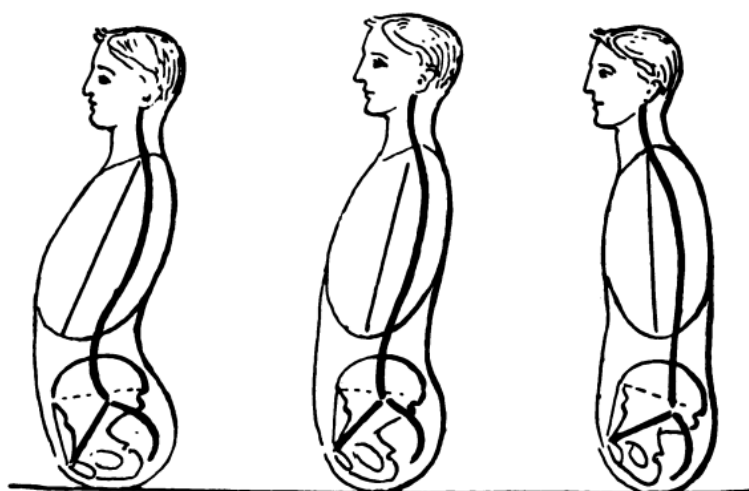
Taj faktor je negativan što dokazuje da sa pozitivnim zakretom zdjelice prema naprijed, odnosno nagnjanjem unaprijed, udaljenost T se smanjuje. Ukoliko uvedemo udaljenost ruba sjedala od središta zona ispod sjednih kostiju kao y_f , prilikom nagnjanja unaprijed, ako gledamo samo model rotacije, doći će to jednoličnog smanjenja. [24]

Kada se govori o rotaciji zdjelice unaprijed, prethodne formule uzimaju u obzir čistu rotaciju. Svako ljudsko biće ima drugačije navike gibanja i motorike te sami faktor trenja unutrašnjosti mekog tkiva u doticaju sa kostima varira i nije poznat. Zato se uvodi model rotacije u kombinaciji s translacijom koji se opisuje sa spiralnom osi postavljenom u bočnom položaju. Sama udaljenost T striktno ovisi o kutu nagiba te je njen maksimum definiran sa maksimumom kuta nagiba. Ako se nagib vrši prema naprijed može se postići nagib od otprilike 45° nakon čega dolazi do odizanja stražnjice od podloge. Analogno tome u slučaju da ne postoji oslonac moguće je gibanje unazad do oko 30° , nakon čega dolazi do gubljenja balansa. Naravno, te vrijednosti variraju u ovisnosti o pokretnosti čovjeka, anatomskim faktorima poput fleksibilnosti lumbalne kralježnice, fizičkoj spremi čovjeka i dugim karakteristikama. Slika 21. prikazuje maksimalne kutove nagiba



Slika 21. Okvirno maksimalno gibanje naprijed nazad

Prilikom normalnog uspravnog sjedenja postoji konkavnost u lumbalnom dijelu kralježnice, a time prirodno i blagi nagib zdjelice prema naprijed. Kada ljudi sjede opušteno nagnuto prema naprijed prilikom bilo kakve radnje poput korištenja računala ili vožnje, zdjelica se nagnje prema nazad te se cijela težina stavlja na krajeve sjednih kostiju kao na Slici 22. desno. Ako se sagleda projekciju tih krajeva, ocrtavale bi se kružnice i bila bi najmanja površina ispod sjednih kostiju što rezultira u povećanju pritiska. Iz tog razloga dugotrajno sjedenje u toj poziciji dovodi do umora te je važno osigurati lumbalnu potporu, a u današnje vrijeme tu svrhu ispunjavaju posebni jastuci. [25]



Slika 22. Nagib zdjelice u ovisnosti o posturi sjedenja [25]

5. UTJECAJNI FAKTORI NA RASPODJELU PRITISKA

Postoji niz faktora koji utječu na raspodjelu naprezanja kao što je već navedeno u uvodu ovog rada. Sam kut naslona utječe na centar gravitacije te povećava kontaktnu površinu pri sjedenju na način da stvara poluležeći položaj [27]. Visina nogu i položaj također je jedan od važnijih faktora koji su sagledani kasnije u eksperimentalnom dijelu ovog rada. Sa svim tim faktorima na umu, današnji konstruktori stolica razvili su ergonomске stolice sa mnogo dodatne opreme koja pripomaže pri posturi i udobnosti sjedenja. Jedna takva stolica prikazana je na Slici 23.



Slika 23. Primjer moderne stolice

Jastuk za glavu koristi se na način da se spriječi naginjanje unaprijed tijekom sjedenja tako da se glava može udobno nasloniti te time osigurati bolju posturu. Ergonomski podesivi naslon ima funkciju rotiranja za 90°, (Slika 24.), tako da se može postići 100% ležeći položaj gdje se koristi cijela masa i površina gornjeg dijela tijela u svrhu smanjenja pritiska. Jastuk za lumbalnu podršku ima svrhu održavanja zakrivljenja kralježnice u prirodnom položaju kako bi se omogućilo dugotrajno sjedenje i kako je prethodno navedeno, inducira lagani nagib sjednih kostiju prema naprijed. Naslon za ruke olakšava težinu tijela jer preko njega težina ruku prelazi izravno na konstrukciju stolice umjesto na sjedne kosti. Važno je napomenuti da je moguće

ručno prilagođavati svaki od tih dijelova opreme stolica, od visine jastuka za lumbalnu podršku, do visine naslona za ruke i same visine stolice kako bi se mogla prilagoditi konfiguracija koja odgovara individualnoj osobi.



Slika 24. Primjer nagnutog naslona stolice za ležeći položaj

Samo sjedište može biti od raznih materijala i raznih konstrukcijskih izvedbi. Sjedište stolice na prethodnim slikama izrađeno je šavno sa ispunom od memorijske pjene kao što prikazuje Slika 25. Ima ugrađene „sjedne kanale“ koji kao konstrukcijski faktor služe kako bi se mogao održati pravilni način sjedenja, a i kako bi se povećala kontaktna površina. Sjedište je izrađeno od memorijske pjene, stoga zone ispupčenja ne pružaju nikakav osjećaj neugodnosti. Naravno, kao i svaka druga konstrukcija ima svoje prednosti i mane. Prednosti takve stolice iskazuju se u njenoj udobnosti i mogućnosti „disanja“, ali šavna izvedba izrazito povećava hrapavost, a samim time i faktor trenja sjedišta. Jedan od faktora koji utječe na udobnost stolice je i termalni faktor. Dugotrajnim sjedenjem predajemo toplinu našeg tijela stolici te može doći do termalnog osjećaja neudobnosti. Ukoliko bi se koristila kožna izvedba sjedišta, trenutna udobnost bila bi jače izražena, no nakon duljeg sjedenja došlo bi do bržeg zagrijavanja te osjećaja neudobnosti.

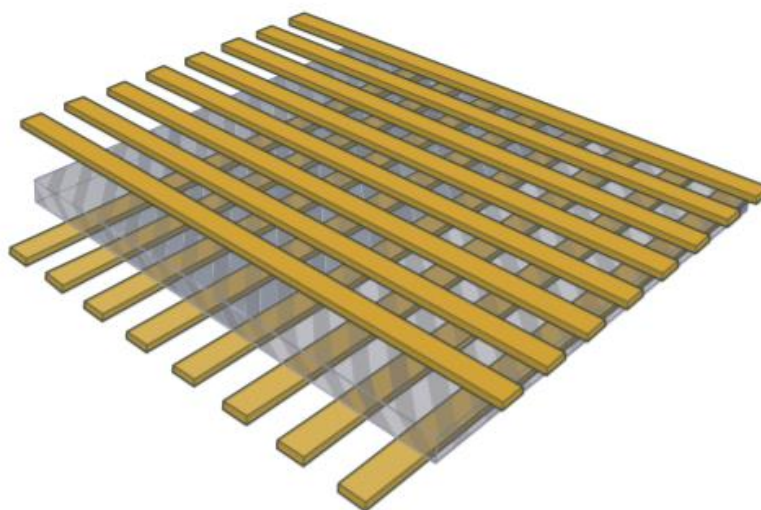


Slika 25. Primjer sjedišta stolice

6. MJERNI UREĐAJI

U slučaju mjerenja sile ili opterećenja potrebno je koristiti prikladne uređaje. Jedan od tih uređaja je pretvarač (transduktor) za sile. Postoji više vrsta pretvarača poput kapacitativnog, piezoelektričnog, piezootpornog, tenzometar i drugi. Svi uglavnom rade na principu da kada se primijeni neka sila, dolazi do signala unutar pretvarača. Kod tenzometra metalna pločica dobiva naboj te taj naboj proizvodi promjenu u otpornicima što dovodi do promjene u naponima proporcionalno sili. Piezoelektrični koriste male kristale, najčešće silicijev-oksidi te prilikom mjerenja dolazi do malih deformacija unutar kristalne strukture što dovodi do promjene naboja. [28]

Senzorska ćelija vidljiva na Slici 26. sastavljena je od horizontalnih i vertikalnih elektroda između kojih se nalazi vodljivi polimerni materijal. Samo očitavanje događa se na način da se aktiviraju horizontalne elektrode te se prati očitani otpor na vertikalnim elektrodama. Polimerni materijal koji se nalazi na sredini je uglavnom kompozitni materijal od vodljivih čestica koje definiraju svojstva ovisno o veličini i obliku. Mana takvog materijala je njegova skupa proizvodnja za točno određenu vodljivost [29]. Za mjerenje sila kod sjedenja uglavnom se koriste kapacitativni senzori radi njihove mogućnosti ugradnje u fleksibilni materijal kako bi se senzorska ploča prilagodila sjedištu. Primjer takvog mjernog uređaja vidljiv je na Slici 27.



Slika 26. Primjer senzorske ćelije za praćenje pritiska na površini [29]

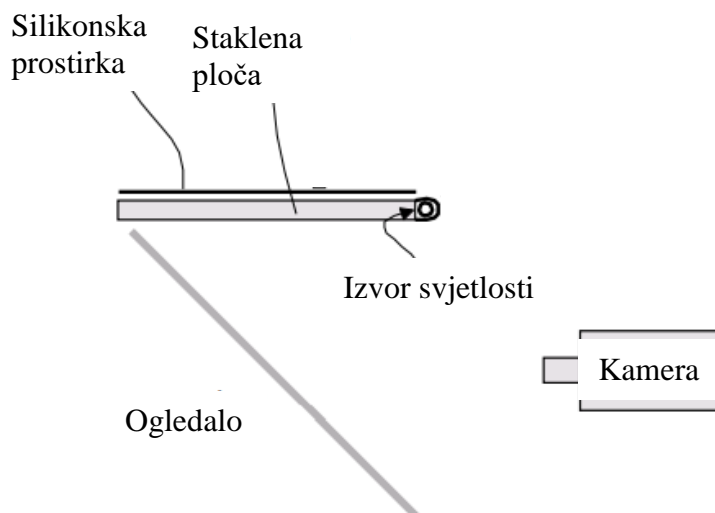


Slika 27. Primjer savitljive senzorske ploče [30]

S obzirom na to što je potrebno izmjeriti, ponekad je i najobičniji skener dovoljan, (Slika 28.), pa tako, ukoliko je potrebno dobiti konturu stražnjice pri sjedenju, nije potrebna nikakva skupa oprema. Ukoliko se sagleda primitivna opremu za pedobarografiju, odnosno proučavanje pritiska između površine stopala i podloge, ista mjerna oprema može se koristiti u svrhu dobivanja zona maksimalnog pritiska pri sjedenju. Takav uređaj naziva se „*Mirror box*“. Koristi staklenu ploču određene debljine koja se s jedne strane osvjetli te ta svjetlost ulazi u samo staklo radi kuta upada. Na to staklo stavi se neprozirna bijela silikonska prostirka valovitog izgleda s donje strane. Kada dođe do utjecaja sile na tu prostirku, dolazi do povećanja kontaktne površine te do promjene omjera kuta upada. Radi te promjene dolazi do lokaliziranog osvjetljenja prostirke koje se zatim bilježi kao bijela mrlja. S povećanjem pritiska dolazi do većeg pritiska valovite površine uz staklo i većeg mjerenja. „*Mirror box*“ je prikazan na Slici 29. [24]



Slika 28. Korištenje skenera u svrhu snimanja stražnjice [31]

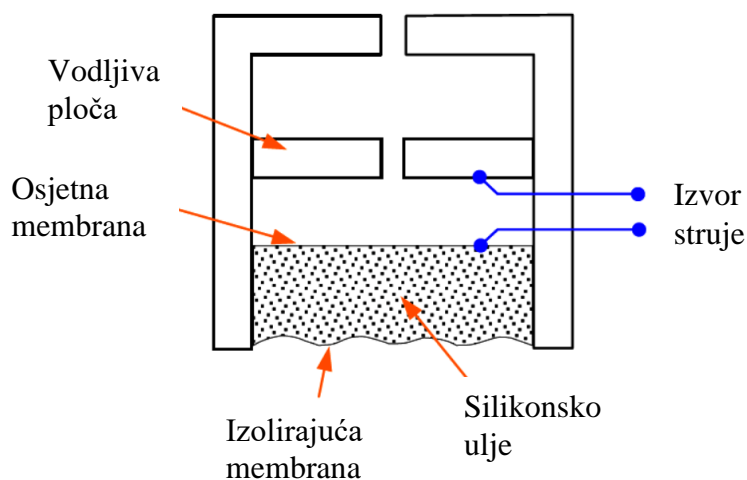


Slika 29. Prikaz „Mirror box“-a [24]

Pošto se za eksperimentalni dio ovog rada koristi platforma koja radi na principu kapacitativnih senzora, na Slici 30. prikazana je shema rada kapacitativnog senzora. Shema se sastoji od izolacijske i osjetne membrane, vodljive ploče i fluida između membrana. Osjetna membrana i vodljiva ploča spoje na izvor električne energije te dolazi do indukcije kapaciteta između osjetne membrane i ploče. Kada se vrši pritisak na izolacijsku membranu, dolazi do tlačenja fluida i do deformacije te pomaka osjetne membrane prema vodljivoj ploči. Kako se smanjuje udaljenost između ploče i membrane, dolazi do povećanja električnog kapaciteta prema:

$$C = \varepsilon \cdot \frac{S}{d}, \quad (15)$$

gdje ε predstavlja dielektričnu konstantu, S predstavlja površinu membrane, a d udaljenost membrane od vodljive ploče. Sama vodljiva ploča sadrži provrt na sredini kako bi zrak mogao cirkulirati prilikom gibanja membrane. [32]



Slika 30. Shema kapacitativnog senzora [32]

7. MJERENJE

Eksperimentalni dio ovog rada izvršen je na katedri za biomehaniku i ergonomiju Fakulteta strojarstva i brodogradnje u Zagrebu. Ispitivanja su rađena na prijenosnoj pedobarografskoj platformi tvrtke Tekscan™, model MobileMat (Slika 31.). Platforma se može koristiti za mjerenje i procjenu statičkog i dinamičkog rada stopala, za procjenu posture, i analizu hoda. Masa platforme iznosi 3,5 kg te dolazi sa popratnim programskim paketom. S računalom se povezuje preko USB 2.0 te pri paljenju programa odmah počinje sa očitavanjem sila. Dodatne specifikacije platforme vidljive su u Tablici 1. [33]

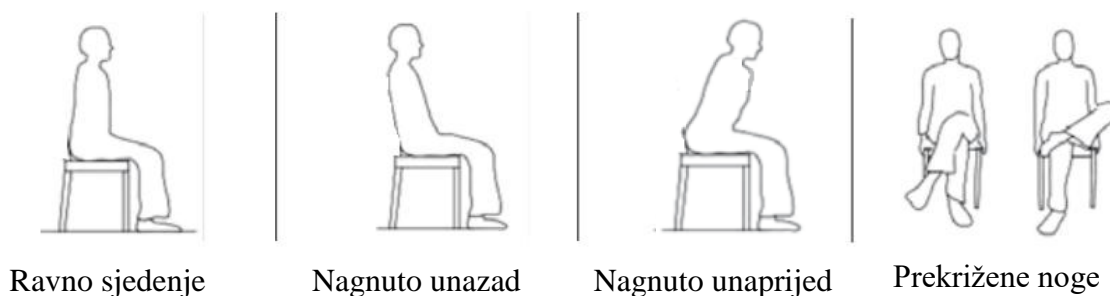


Slika 31. Platforma MobileMat tvrtke Tekscan™ [33]

Tablica 1. Dodatne specifikacije platforme [33]

Rezolucija senzora	1 senzor/cm ²
Frekvencija mjerenja	100 Hz
Dimenzije platforme (duljina x širina x visina)	63,6 x 55,9 x 4,2
Područje mjerenja	48,7 x 44,7
Debljina senzora	0,76 cm
Gornje granične vrijednosti maksimalnog pritiska	345-862 kPa

Mjerenja su rađena za različite pozicije i različite načine sjedenja te obuhvaćaju ravno sjedenje s trupom u položaju pod kutem od 90° , sjedenje s trupom nagnutim unaprijed za 30° i 45° , nagnuto unazad s trupom pod 30° i sjedenje s prekrizanim nogama. Sva mjerenja su rađena u slučaju stolice bez naslona: u slučaju gdje su noge u dodiru sa tлом, za slučaj preniske stolice kada su noge odignute od sjedišta te za slučaj visoke stolice gdje noge nisu u doticaju s tлом. Tablični prikaz odrađenih mjerenja vidljiv je u Tablici 2. Položaji sjedenja prikazani su na Slici 32. U ispitivanju je sudjelovao jedan ispitanik (m-spol, težine $G = 685$ N, visine $h = 178$ cm).



Slika 32. Položaji sjedenja [34]

Kako bi se izbjegla potreba za izradom posebne stolice koja bi zadovoljavala dimenzije platforme, korišten je drveni stol visine 68 cm uključujući platformu kao što je prikazano na Slici 33. Za definiranje visine nogu i stolice korištene su razni podmetači. Postava za mjerenje u cijelosti vidljiva je na Slici 34.



Slika 33. Visina stola




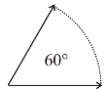
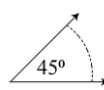
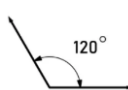
Slika 34. Postava mjerenja

Dubina sjedenja postavljena je na 44 cm od ruba stola te je označena markerom kako bi se održala jednakost mjerenja, (Slika 35). Za određivanje kutova nagiba korišteni su drveni trokuti za ploču.

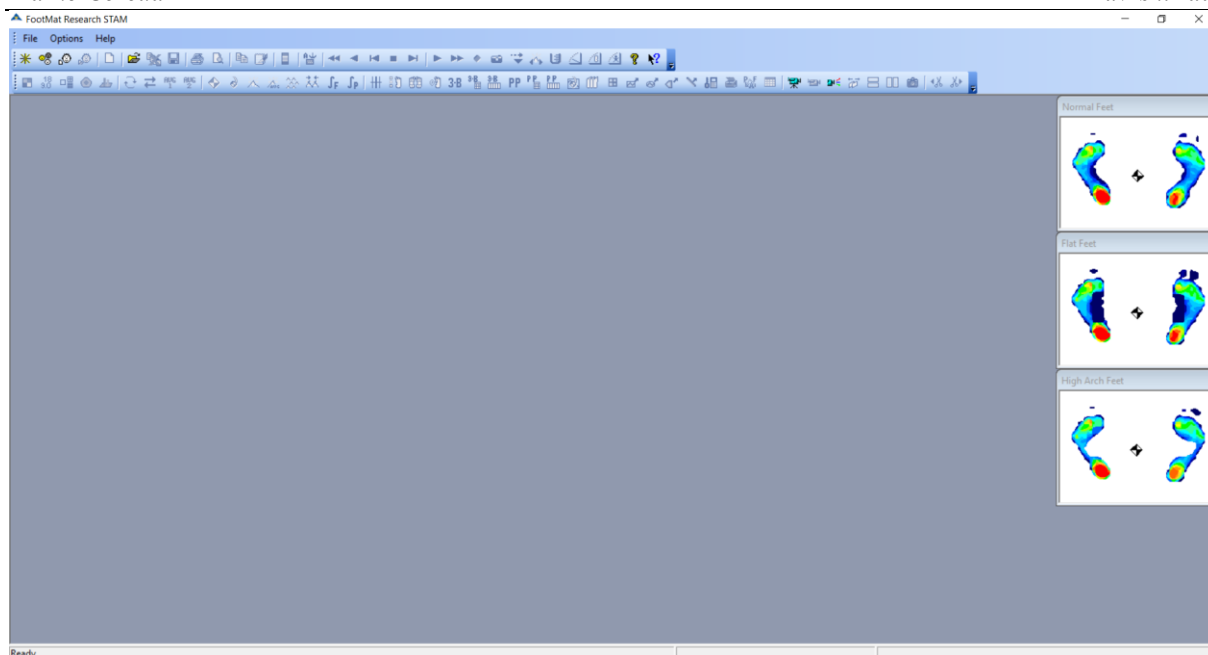


Slika 35. Marker dubine sjedenja

Tablica 2. Prikaz mjerenja

Vrsta Mjerenja	Statička mjerenja				Dinamička mjerenja	
Kut nagiba trupa					90° → 45°	90° → 120°
Niska stolica (28 cm)	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Normalna stolica (47 cm)	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Visoka stolica (68 cm)	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Prekrižene noge preko natkoljenice	✓	✗	✗	✗	✗	✗
Prekrižene noge preko koljena	✓	✗	✗	✗	✗	✗

Popratni programski paket koji je korišten za mjerenja naziva se „FootMat Research“ te se koristi za analizu pritiska, sila i doticajnih površina. Grafičko sučelje programa vidljivo je na Slici 36. Prije početka rada potrebno je izmjeriti težinu ispitanika u svrhu definiranja ulaznih parametra (Slika 37.). Za statička mjerenja definirana je frekvencija od 5 Hz u trajanju od 5 sekundi što rezultira s 25 *frame*-ova. Dinamička mjerenja rađena su sa jednakom frekvencijom od 5 Hz, ali u trajanju od 10 sekundi, odnosno 50 mjerenja. Iz tih mjerenja je izvučen prosječni pritisak u svakom senzoru te se taj pritisak koristio u prikazu rezultata mjerenja. Zone najvećeg pritiska automatski su definirane u samom programu prilikom korištenja značajke „Pressure analysis“, odnosno analize pritiska. Sam program daje funkciju definiranja mjernih jedinica (Slika 38.), ali prilikom analize pritiska, svi grafovi i sva mjerenja prikazani su u „raw“ mjerne jedinici koja predstavlja unificirano opterećenje senzora pritiskom. Ishodišta koordinatnih sustava postavljena su u težište.



Slika 36. Grafičko sučelje programskog paketa „FootMat Research“

Patient Record - Marko Čeredar

Patient Info

FIRST NAME: Middle Name: LAST NAME:

Patient ID: Date of Birth (d.M.yyyy.): Gender: Female Male

Body Weight (N): (Patient Change) OK

Slika 37. Ulazni parametri ispitanika

Units of Measure

Units of Length: OK

Units of Force: Cancel

Units of Pressure: Help

0 0.000
 0.0 0.0000
 0.00 0.00000

0 0.000
 0.0 0.0000
 0.00 0.00000

0.0001
 0.0010
 0.0100
 0.1000
 1.0000

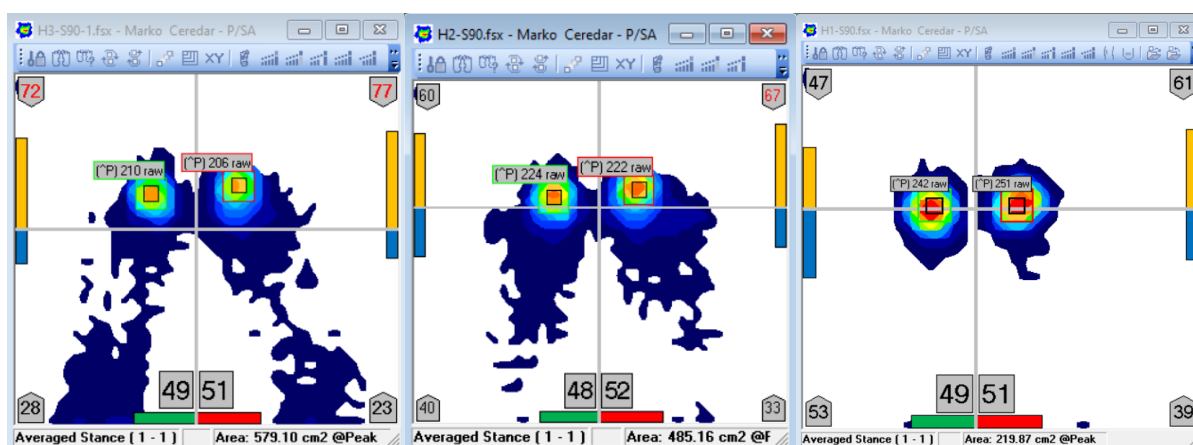
Slika 38. Definiranje mjernih jedinica programa

Na slikama 39, 42, 45 i 48, slika lijevo prikazuje slučaj visoke stolice, slika u sredini prikazuje normalnu visinu stolice, a slika desno prikazuje nisku stolicu. Slike 40, 43, 46 i 49 prikazuju 2D kontaktnu površinu s označenim zonama najvećeg pritiska pri raznim kutovima nagiba trupa, dok se na Slikama 41, 44, 47 i 50 nalaze 3D vršne vrijednosti pritiska pri različitim kutovima nagiba trupa. Na prikazu 2D kontaktne površine s označenim zonama najvećeg pritiska crveni pravokutnik predstavlja pritisak ispod lijeve kontaktne površine, a zeleni ispod desne kontaktne površine. Kao što je prethodno navedeno težišta se nalaze u ishodištima koordinatnih sustava. Tablice 3, 4, 5 i 6 prikazuju očitane vrijednosti kontaktne površine i pritiska ispod lijeve i desne sjedne kosti.

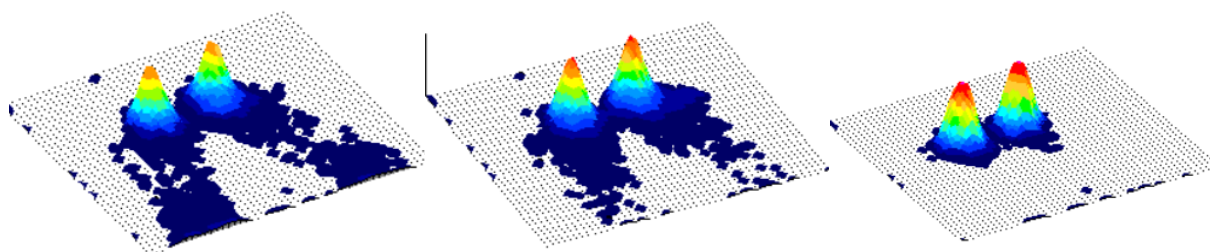
7.1. Statičko mjerenje – uspravno sjedenje (90°)



Slika 39. Sjedenje pri nagibu trupa od 90°



Slika 40. Prikaz 2D kontaktnih površina s označenim zonama najvećeg pritiska pri nagibu trupa od 90°



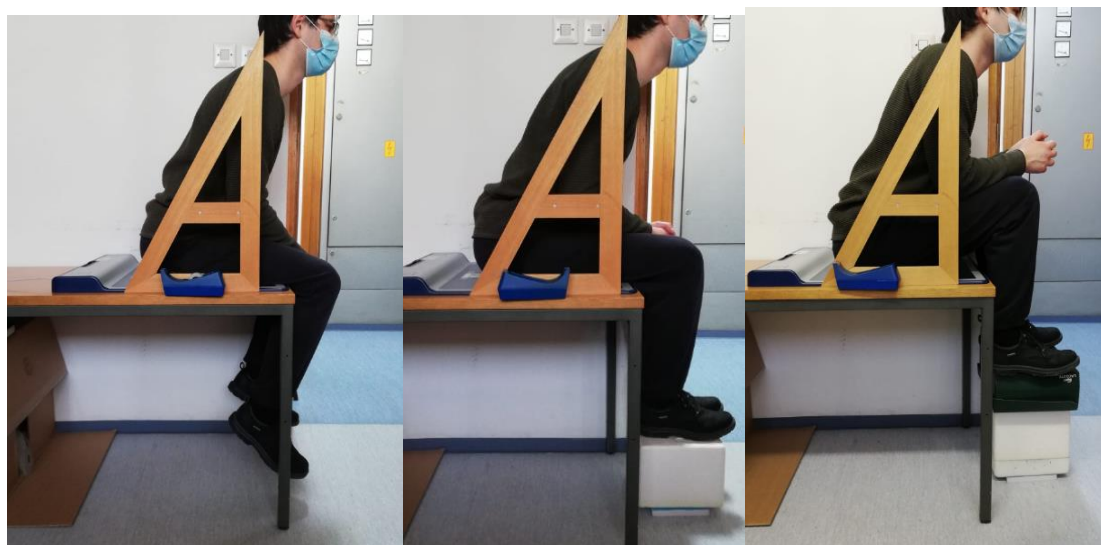
Slika 41. 3D prikaz raspodjele pritiska pri nagibu trupa od 90°

Tablica 3. Očitane vrijednosti za sjedenje pri nagibu trupa od 90°

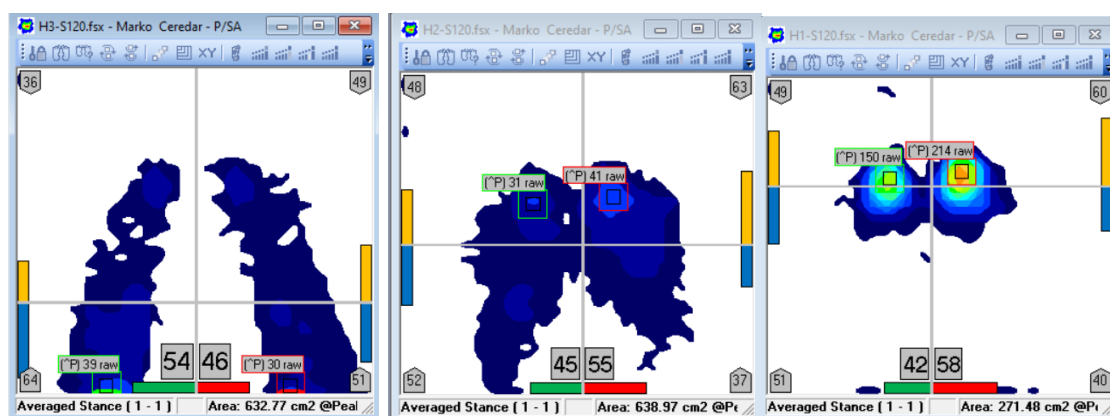
Sjedenje pri 90°	Dodirna površina (cm ²)	Maksimalni pritisak L (<i>raw</i>)	Maksimalni pritisak D (<i>raw</i>)
Visoka stolica	579,1	206	210
Normalna stolica	485,16	222	224
Niska stolica	219,87	251	242

Iz rezultata vidljivih u Tablici 3. možemo zaključiti da visina stolice ima znatni utjecaj na raspodjelu pritiska. Ukoliko uspoređujemo razliku dodirne površine između niske i normalne stolice vidi se povećanje dodirne površine za 120,66%, a pritisak se smanji za oko 11%. Tako velike razlike u površini vidljive su iz razloga što pri normalnoj stolici postoji kontakt nogu sa podlogom. Naravno isto vrijedi i za sjedenje kod visoke stolice. Ako sagledamo sjedenje na niskoj stolici vidi se ravnomjerno raspoređen pritisak po cijelom površini (došežu se vršne vrijednosti)

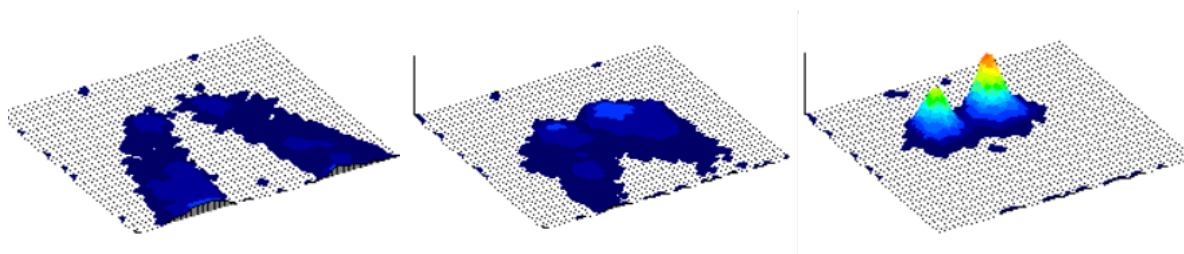
7.2. Statičko mjerenje – sjedenje s trupom nagnutim unaprijed (60°)



Slika 42. Sjedenje pri nagibu trupa od 60°



Slika 43. Prikaz 2D kontaktnih površina s označenim zonama najvećeg pritiska pri nagibu trupa od 60°



Slika 44. 3D prikaz raspodjele pritiska pri nagibu trupa od 60°

Tablica 4. Očitane vrijednosti za sjedenje pri nagibu trupa od 60°

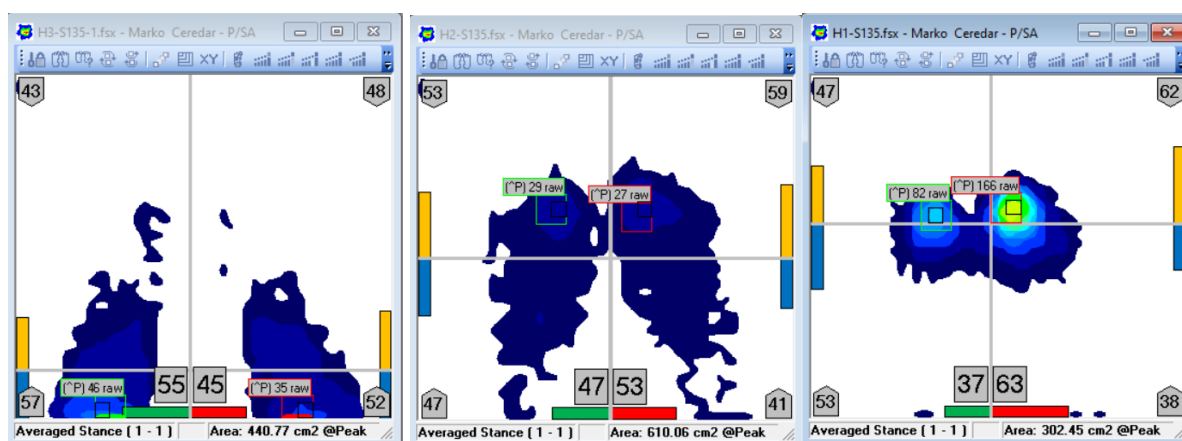
Sjedenje pri 60°	Dodirna površina (cm ²)	Maksimalni pritisak L (<i>raw</i>)	Maksimalni pritisak D (<i>raw</i>)
Visoka stolica	632,77	30	39
Normalna stolica	638,97	41	31
Niska stolica	271,48	214	150

Prilikom naginjanja naprijed vidljivo je iz rezultata da se maksimalni pritisak značajno smanjio iz razloga jer dolazi do odizanja stražnjice i noge preuzimaju većinu težine, a i dolazi do rotacije zdjelice unaprijed koje, kao što je prethodno navedeno, smanjuje doticajni pritisak. U slučaju normalne stolice, zone najvećeg pritiska nalaze se otprilike iznad sredine natkoljenice, dok se kod previsoke stolice zone najvećeg pritiska induciraju na samom rubu sjedišta, izravno ispod koljena. Važno je napomenuti da je ispitaniku dijagnosticirana skolioza što je vidljivo iz razlike izmjerenih vrijednosti ispod lijeve i desne sjedne kosti. Razlika između pritiska ispod lijeve i desne sjedne kosti iznosi 64 jedinice. Kod niske stolice vidljivi su vršni pritisci, ali su manjeg iznosa nego u usporedbi sa sjedenjem pri nagibu trupa od 90°.

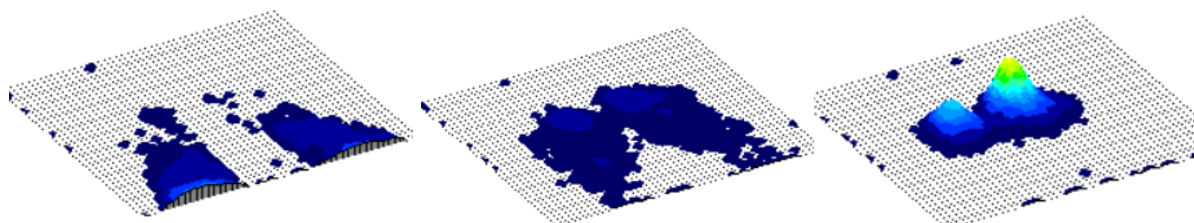
7.3. Statičko mjerenje – sjedenje s trupom nagnutim unaprijed (45°)



Slika 45. Sjedenje pri nagibu trupa od 45°



Slika 46. Prikaz 2D kontaktnih površina s označenim zonama najvećeg pritiska pri nagibu trupa od 45°



Slika 47. 3D prikaz raspodjele pritiska pri nagibu trupa od 45°

Tablica 5. Očitane vrijednosti za sjedenje pri nagibu trupa od 45°

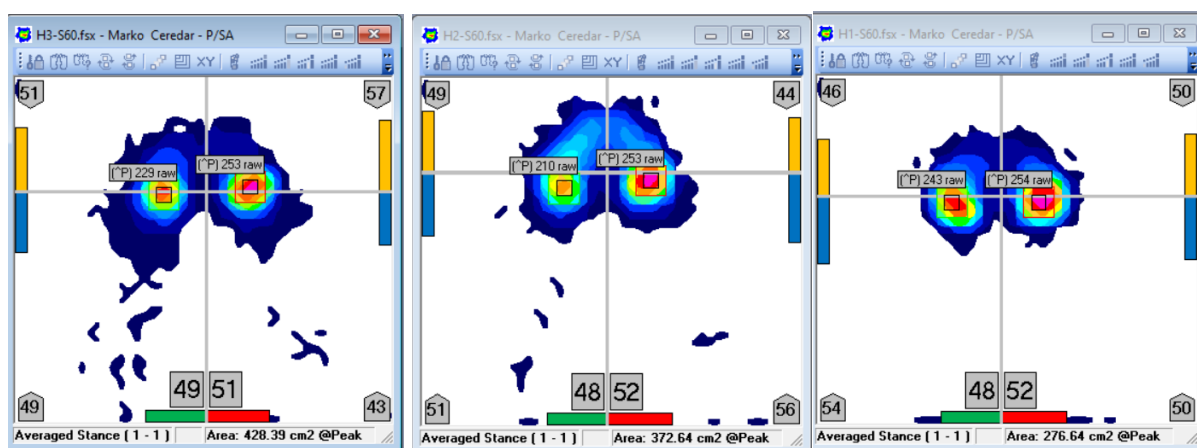
Sjedenje pri 45°	Dodirna površina (cm ²)	Maksimalni pritisak L (<i>raw</i>)	Maksimalni pritisak D (<i>raw</i>)
Visoka stolica	440,77	35	46
Normalna stolica	610,06	27	29
Niska stolica	302,45	166	82

Sjedenje pod kutom nagiba trupa od 45° uglavnom prikazuje slične vrijednosti kao pri 60°. Što se tiče normalne stolice, u usporedbi sa vrijednostima pri nagibu trupa od 60° doticajna površina smanjila se za oko 4,5%, maksimalni pritisak ispod lijeve kontaktne površine pokazuje smanjenje od 32,5%, a ispod desne kontaktne površine vidljivo je smanjenje od 6,4%. Zbog samog kuta nagiba teško je održati posturu ravne kralježnice kao što je i vidljivo na Slici 45. Radi tog zakrivljenja kralježnice razlika između pritiska ispod lijeve i desne sjedne kosti jače je izraženija te iznosi 84 jedinice. Kod visoke stolice pritisci ispod koljena na rubu stolice jače su izraženi zbog pomicanja težišta unaprijed za veću udaljenost nego kod 60° (otprilike 11%), te je manja kontaktna površina za 30% radi većeg odizanja površine. Kontaktne površine kod niske stolice također prikazuje manje vrijednosti maksimalnog pritiska radi većeg pomaka težišta unaprijed pa tako ispod lijeve sjedne kosti imamo smanjenje od 22,4%, dok vrijednosti desne sjedne kosti prikazuju razliku od 45%.

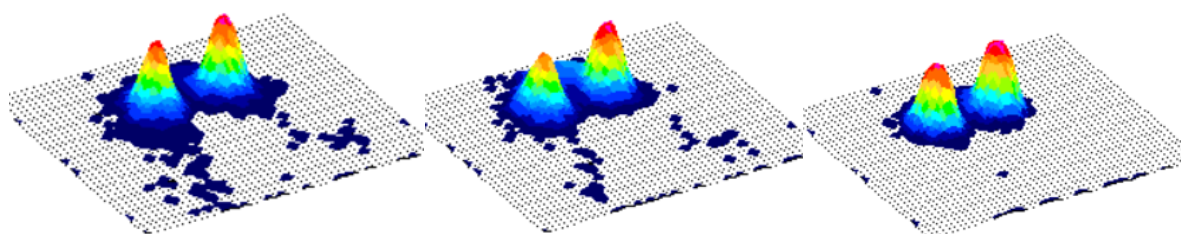
7.4. Statičko mjerenje – sjedenje s trupom nagnutim unazad (120°)



Slika 48. Sjedenje pri nagibu trupa od 120°



Slika 49. Prikaz 2D kontaktnih površina s označenim zonama najvećeg pritiska pri nagibu trupa od 120°



Slika 50. 3D prikaz raspodjele pritiska pri nagibu trupa od 120°

Tablica 6. Očitane vrijednosti za sjedenje pri nagibu trupa od 120°

Sjedenje pri 120°	Dodirna površina (cm ²)	Maksimalni pritisak L (<i>raw</i>)	Maksimalni pritisak D (<i>raw</i>)
Visoka stolica	428,39	253	229
Normalna stolica	372,64	253	210
Niska stolica	276,64	254	243

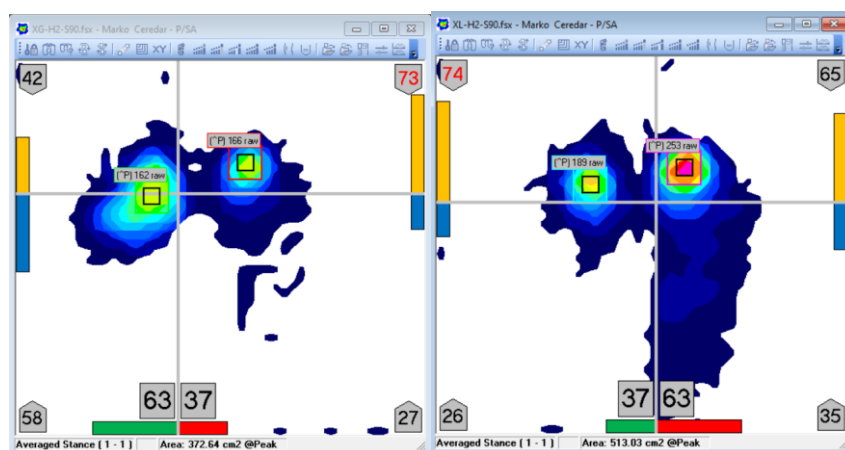
Kod rotacije zdjelice unazad vidljivo je iz rezultata da dolazi do smanjenja kontaktne površine te dolazi i do povećanja pritiska. Mjerenja kod visoke stolice prikazuju veći pritisak nego kod normalne jer noge prilikom sjedenja nemaju uporište i dolazi do odizanja nogu radi održavanja ravnoteže, vidljivo na Slici 48. Postotne razlike u usporedbi sa sjedenjem pri nagibu trupa od 90° vidljive su u kasnijem poglavlju ovog rada.

7.5. Statičko mjerenje – sjedenje s prekriženim nogama

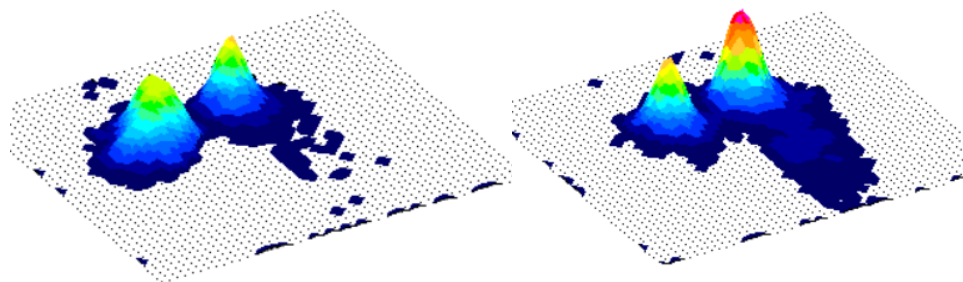
Slika 51. sa lijeve strane predstavljaju sjedenje prekriženih nogu u slučaju kada se desna noga nalazi na lijevoj natkoljenici, a s desne strane kada je desna noga prebačena preko lijevog koljena. Na Slici 52. prikazane su 2D kontaktne površine s označenim zonama najvećeg pritiska, a 3D prikaz raspodjele pritiska vidljiv je na Slici 53.



Slika 51. Sjedenje prekriženih nogu



Slika 52. Prikaz 2D kontaktnih površina s označenim zonama najvećeg pritiska pri sjedenju prekriženim nogama



Slika 53. 3D prikaz raspodjele pritiska pri sjedenju prekrizanim nogama

Tablica 7. Očitane vrijednosti za sjedenje prekrizanih nogu

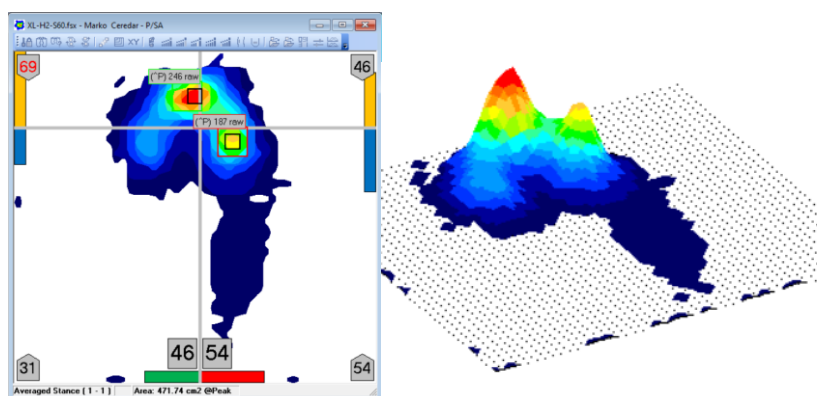
Sjedenje prekrizanih nogu	Dodirna površina (cm ²)	Maksimalni pritisak L (<i>raw</i>)	Maksimalni pritisak D (<i>raw</i>)
Preko natkoljenice	513,03	166	162
Preko koljena	372,64	253	189

Sjedenje prekrizanih nogu znatno utječe na pomicanje težišta prema lijevoj ili desnoj kontaktnoj površini. Ako se sagleda sjedenje prekrizanih nogu preko natkoljenice, bedro je ovalnog oblika (Slika 54.) te uslijed križanja nogu dolazi do povećanja kontaktne površine. Dolazi i do pomicanja težišta prema prekrizanoj nozi u omjeru 63:37, vidljivo na Slici 52.. Ti faktori razlog su za smanjenje pritiska ispod sjednih kostiju i zato je takva vrsta sjedenja uglavnom ugodna. U slučaju sjedenja prekrizanih nogu s prebačenom nogom preko koljena, težište se pomiče prema nozi na koju se oslanja i dolazi do značajnije razlike u pritiscima ispod lijeve i desne sjedne kosti, koja u ovom slučaju iznosi 64 jedinice.



Slika 54. Prikaz presjeka bedra [35]

Usljed naginjanja unazad prilikom sjedenja prekriženih nogu gdje je noga prebačena preko koljena, došlo je do izrazito vidljivog pritiska ispod trtične kosti s čime se potvrđuje da trtična kost također ima utjecaja u raspodjeli pritiska, ali ukoliko nije ekstremna situacija, nije jako izražena.



Slika 55. Prikaz ekstremne situacije pri naginjanju trupa unazad u svrhu prikaza raspodjele pritiska ispod trtične kosti

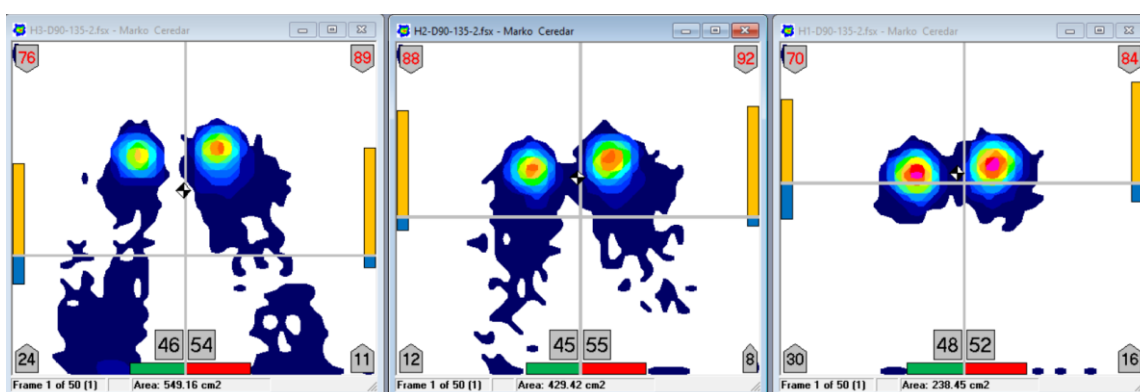
Tablica 8. Očitane vrijednosti za promatranje trtične kosti

	Dodirna površina (cm ²)	Maksimalni pritisak L (<i>raw</i>)	Maksimalni pritisak ispod trtične kosti (<i>raw</i>)
Sjedenje u svrhu prikaza trtične kosti	471,74	187	246

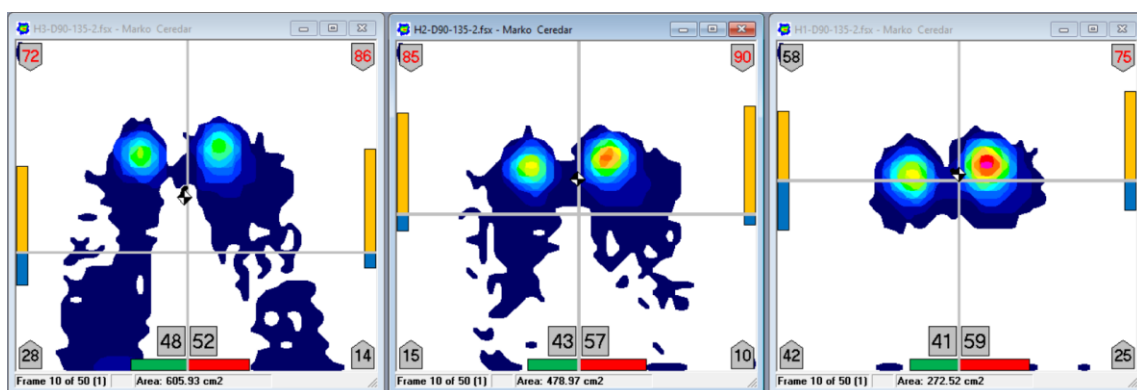
Prilikom mjerenja raspodjele pritiska ispod trtične kosti, važno je napomenuti da dolazi do izrazitog osjećaja neugodnost iz razloga što je trtična kost završetak kralježnice što znači da se naprezanja izazvana prilikom doticajnog pritiska induciraju izravno na kralježnicu.

7.6. Dinamičko mjerenje – naginjanje trupa unaprijed

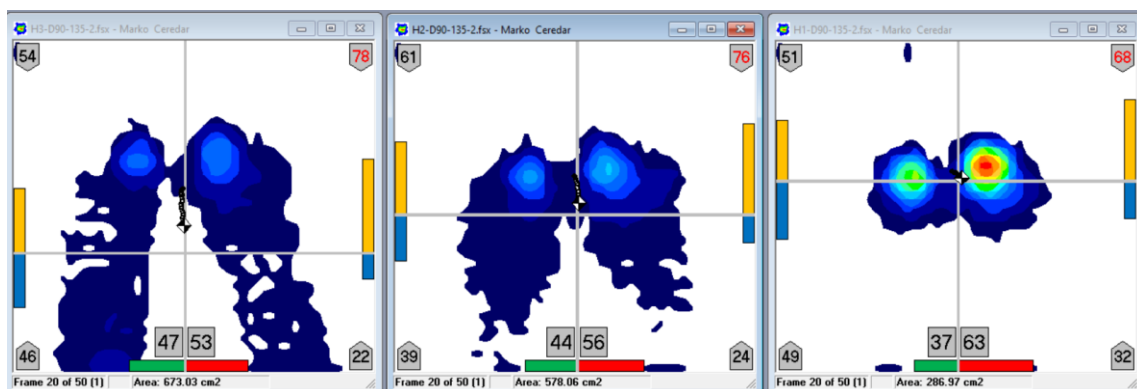
Za dinamička mjerenja uzeti su rezultati mjerenja svake dvije sekunde, a kako su mjerenja rađena na 10 sekundi biti će prikazane vrijednosti maksimalnog pritiska u 6 *frame*-ova. Naknadno će biti provedena analiza pritiska u svrhu grafičkog prikazivanja promjene pritiska u vremenu. Crno-bijeli pravokutnik koji se nalazi u težištu prilikom analize pritiska ocrta liniju gibanja težišta u pokretu. Slike su postavljene po istom principu kao kod statičkog mjerenja, lijevo visoka stolica, na sredini normalne visine, desno niska stolica. U dijagramima crvena linija predstavlja pritisak ispod lijeve, a zelena ispod desne sjedne kosti.



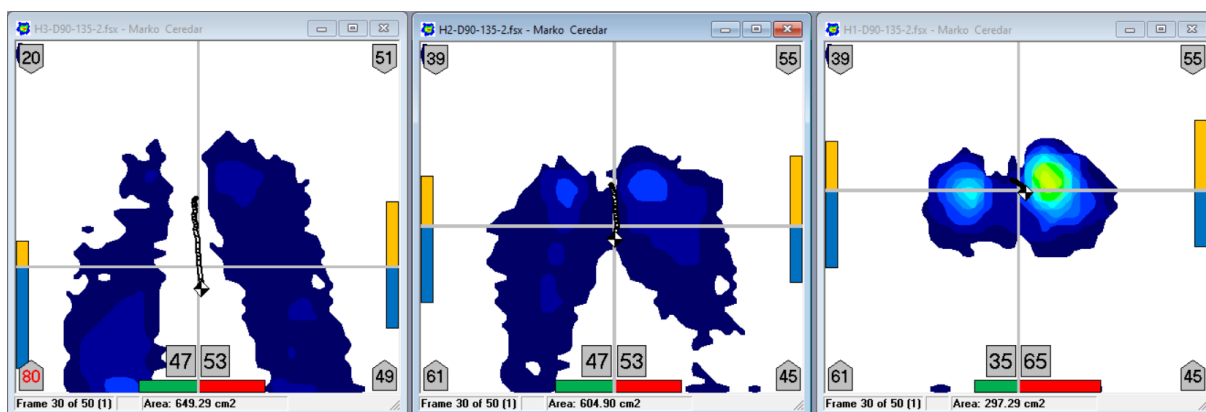
Slika 56. Početak dinamičkog mjerenja kod naginjanja trupa unaprijed



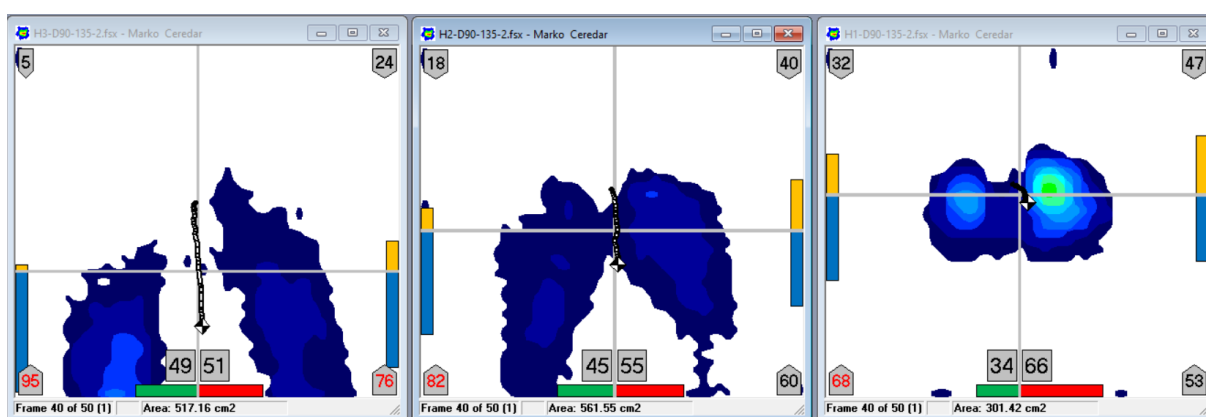
Slika 57. Dinamičko mjerenje kod naginjanja trupa unaprijed nakon 2 sekunde



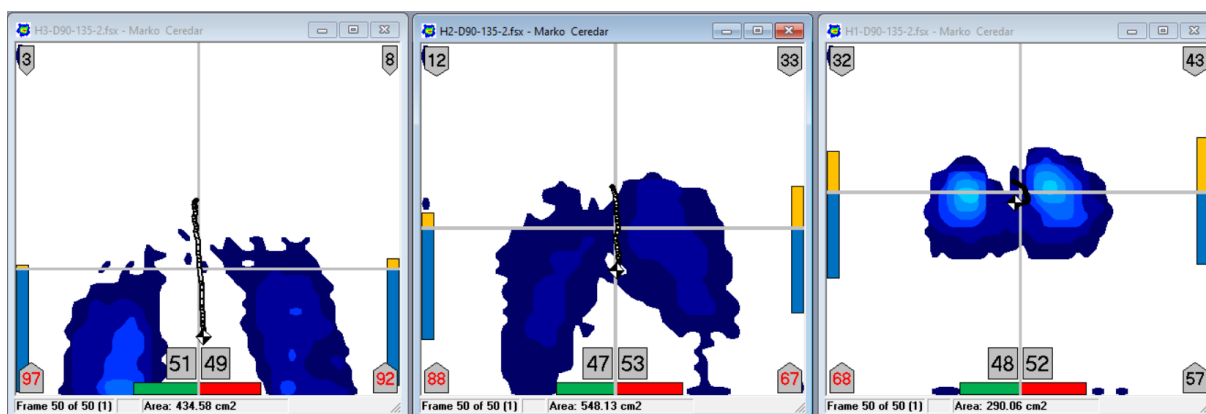
Slika 58. Dinamičko mjerenje kod naginjanja trupa unaprijed nakon 4 sekunde



Slika 59. Dinamičko mjerenje kod naginjanja trupa unaprijed nakon 6 sekundi



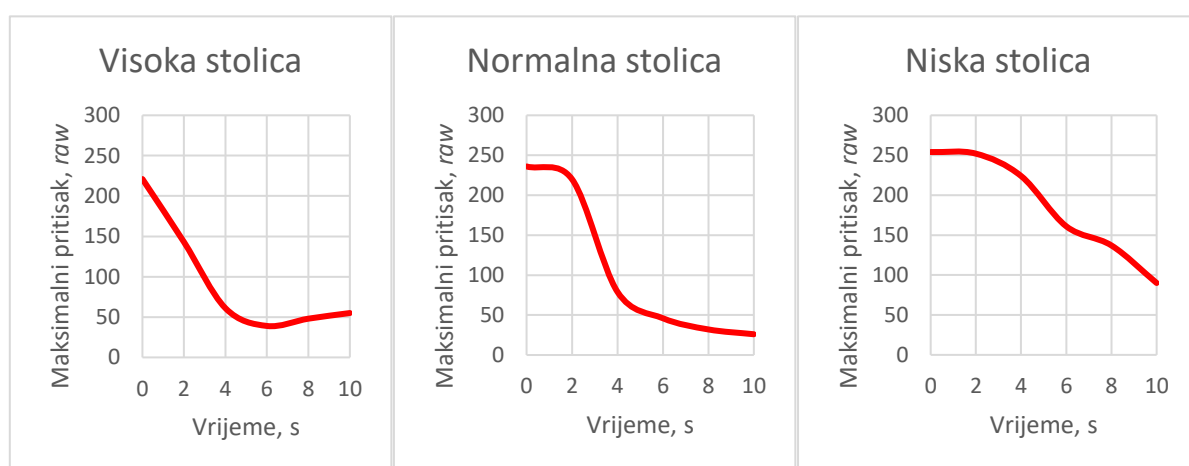
Slika 60. Dinamičko mjerenje kod naginjanja trupa unaprijed nakon 8 sekundi



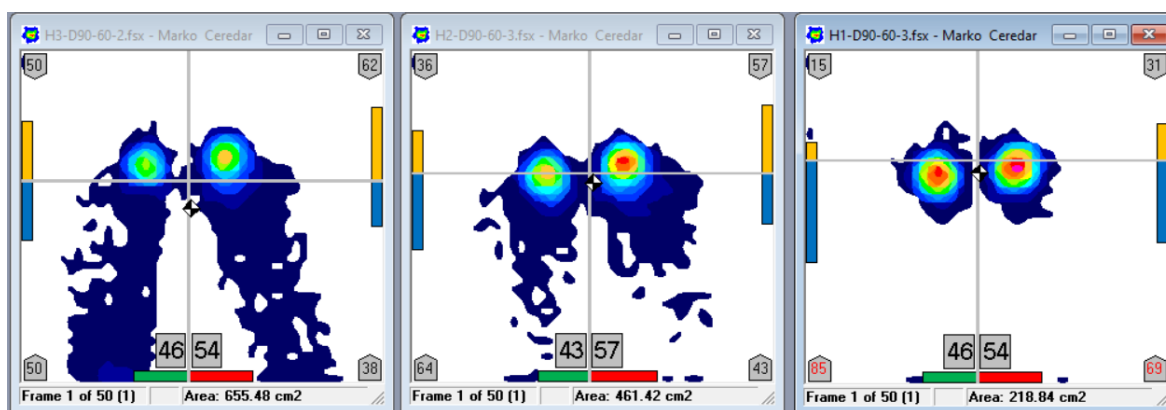
Slika 61. Kraj dinamičkog mjerenja kod naginjanja trupa unaprijed

Tablica 9. Očitane vrijednosti pri dinamičkom mjerenju kod naginjanja trupa unaprijed

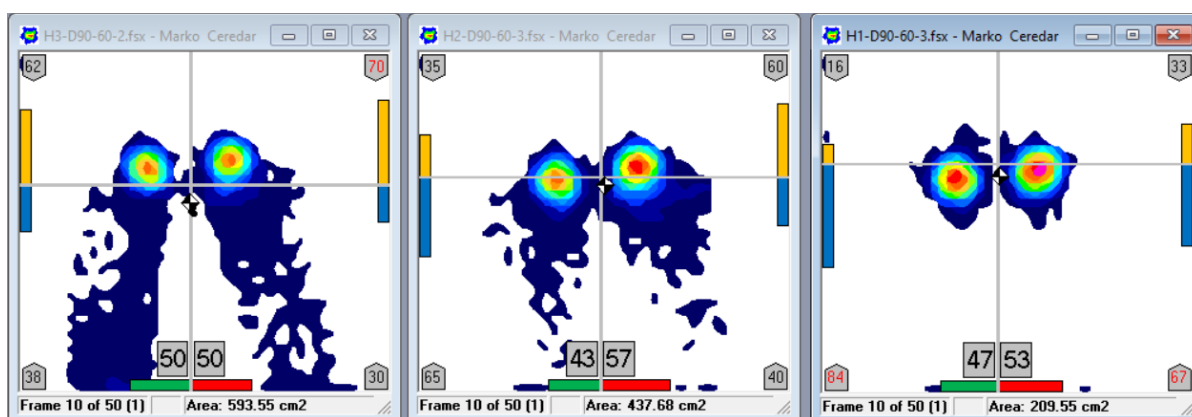
Dinamičko mjerenje kod naginjanja trupa unaprijed	Visoka stolica		Normalna stolica		Niska stolica	
	Dodirna površina (cm ²)	Maksimalni pritisak (<i>raw</i>)	Dodirna površina (cm ²)	Maksimalni pritisak (<i>raw</i>)	Dodirna površina (cm ²)	Maksimalni pritisak (<i>raw</i>)
Početak	549,16	221	429,42	232	238,45	254
2 s	605,93	143	478,97	228	272,52	252
4 s	673,03	61	578,06	79	286,97	224
6 s	649,29	39	604,9	46	297,29	161
8 s	517,16	48	561,55	32	301,42	137
Kraj	434,58	55	548,13	26	290,06	90

**Slika 62. Dijagrami maksimalnih vrijednosti pritiska u ovisnosti o vremenu pri nagibanju trupa unaprijed za: visoku, normalnu i nisku stolicu**

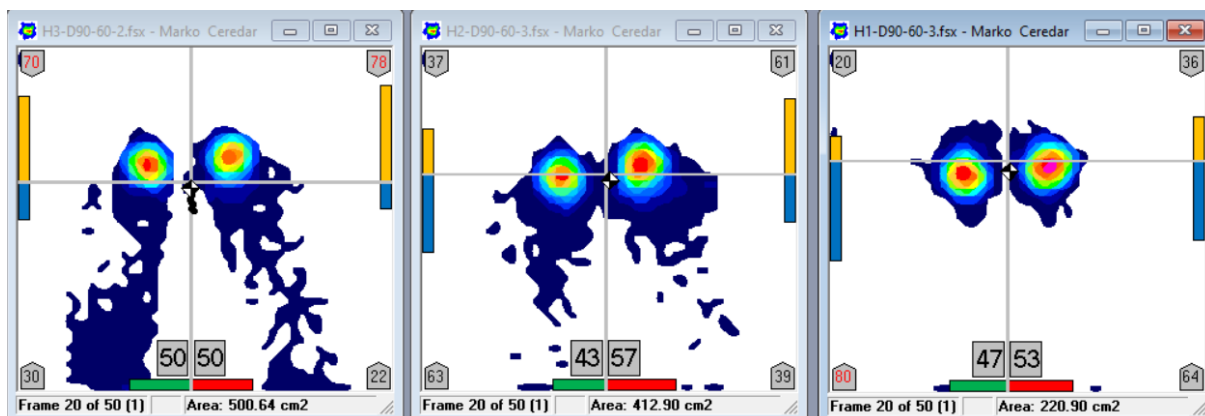
7.7. Dinamičko mjerenje – nagnjanje trupa unazad



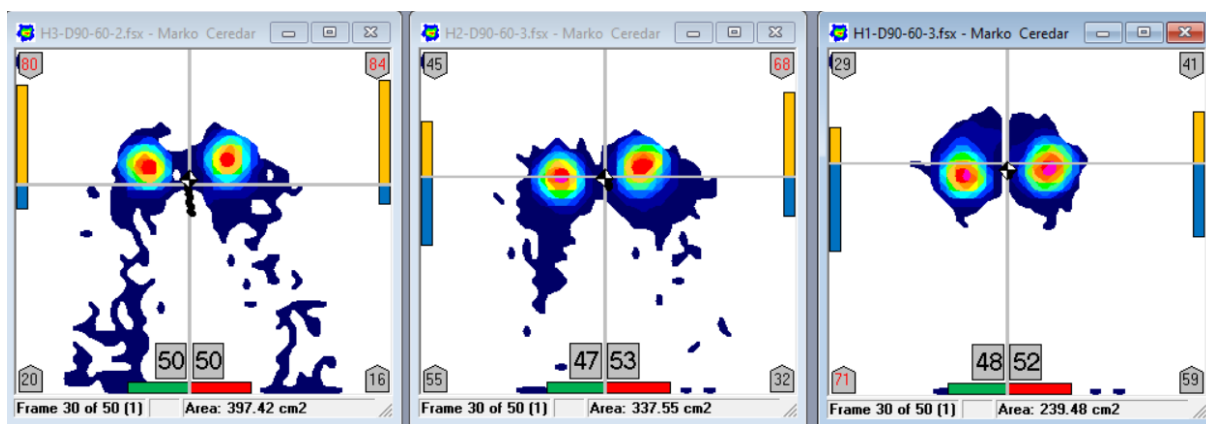
Slika 63. Početak dinamičkog mjerenja kod nagnjanja trupa unazad



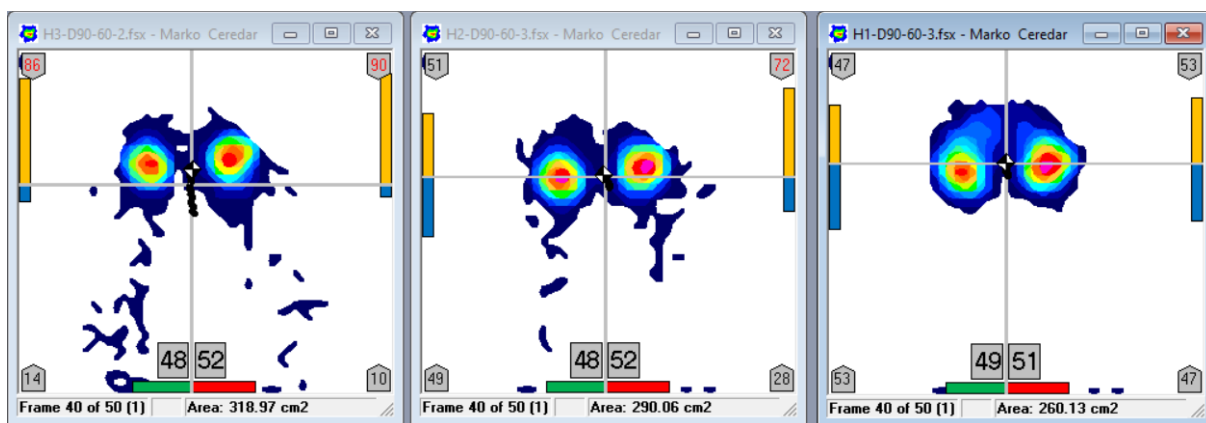
Slika 64. Dinamičko mjerenje kod nagnjanja trupa unazad nakon 2 sekunde



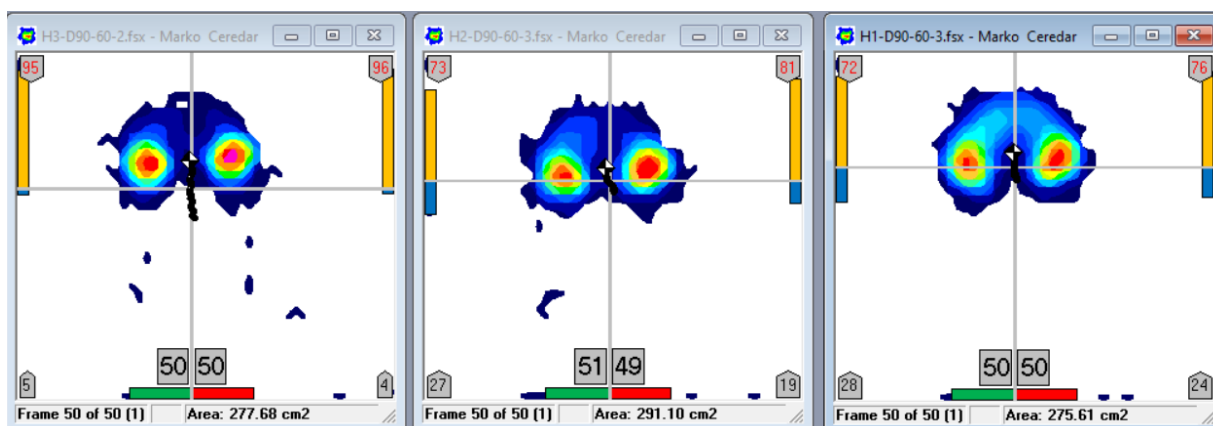
Slika 65. Dinamičko mjerenje kod nagnjanja trupa unazad nakon 4 sekunde



Slika 66. Dinamičko mjerenje kod nagnjanja trupa unazad nakon 6 sekundi



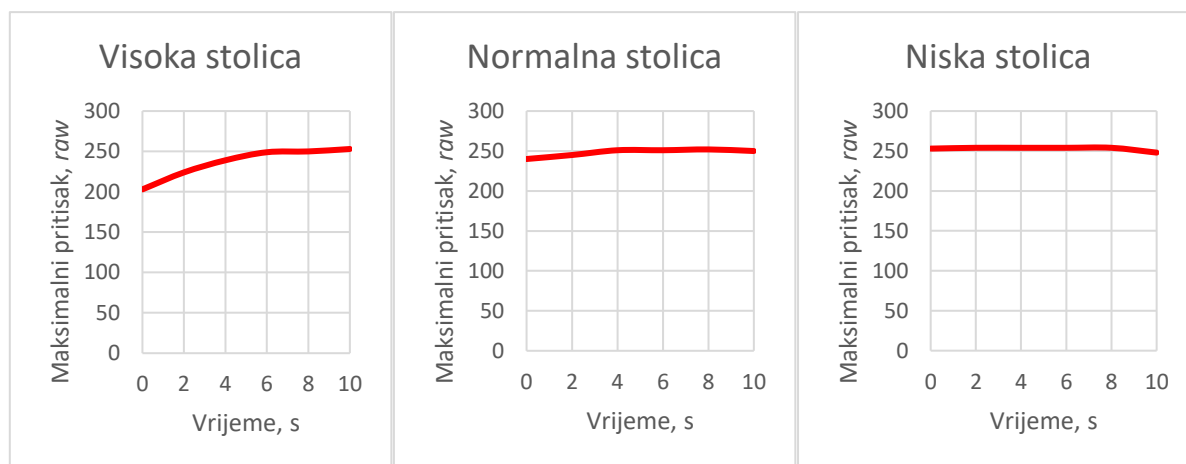
Slika 67. Dinamičko mjerenje kod nagnjanja trupa unazad nakon 8 sekundi



Slika 68. Kraj dinamičnog mjerenja kod nagnjanja trupa unazad

Tablica 10. Očitane vrijednosti pri dinamičkom mjerenju kod naginjanja trupa unazad

Dinamičko mjerjenje kod naginjanja trupa unazad	Visoka stolica		Normalna stolica		Niska stolica	
	Dodirna površina (cm ²)	Maksimalni pritisak (raw)	Dodirna površina (cm ²)	Maksimalni pritisak (raw)	Dodirna površina (cm ²)	Maksimalni pritisak (raw)
Početak	655,48	203	461,42	240	218,84	253
2 s	593,55	224	437,68	245	209,55	254
4 s	500,64	239	412,9	251	220,9	254
6 s	387,42	249	337,55	251	239,48	254
8 s	318,97	250	290,06	252	260,13	254
Kraj	277,68	253	291,1	250	275,61	248

**Slika 69. Dijagrami maksimalnih vrijednosti pritiska u ovisnosti o vremenu pri nagibanju trupa unazad za: visoku, normalnu i nisku stolicu**

8. REZULTATI

8.1. Rezultati statičkog mjerenja

Tablica 11. prikazuje postotne vrijednosti statičkih mjerenja u usporedbi s vrijednostima za normalnu visinu stolice pri nagibu trupa od 90° (oni iznose 100%).

Tablica 11. Postotne vrijednosti statičkih mjerenja u usporedbi sa normalnom visinom stolice kod nagiba trupa od 90°

		Dodirna površina (%)	Maksimalni pritisak L (%)	Maksimalni pritisak D (%)	Maksimalni pritisak ispod trtične kosti (%)
Sjedenje kod nagiba trupa 90°	Visoka stolica	119,4%	92,8%	93,8%	
	Normalna stolica	100,0%	100,0%	100,0%	
	Niska stolica	45,3%	113,1%	108,0%	
Sjedenje kod nagiba trupa 60°	Visoka stolica	130,4%	13,5%	17,4%	
	Normalna stolica	131,7%	18,5%	13,8%	
	Niska stolica	56,0%	96,4%	67,0%	
Sjedenje kod nagiba trupa 45°	Visoka stolica	90,9%	15,8%	20,5%	
	Normalna stolica	125,7%	12,2%	12,9%	
	Niska stolica	62,3%	74,8%	36,6%	
Sjedenje kod nagiba trupa 120°	Visoka stolica	88,3%	114,0%	102,2%	
	Normalna stolica	76,8%	114,0%	93,8%	
	Niska stolica	57,0%	114,4%	108,5%	
Sjedenje prekrštenih nogu	Preko natkoljenice	105,7%	74,8%	72,3%	
	Preko koljena	76,8%	114,0%	84,4%	
	Prikaz trtične kosti	97,2%	84,2%		100,0%

8.2. Rezultati dinamičkog mjerenja

Na slikama 70, 72, prikazane su usporedbe kontaktnih površina kod dinamičkih mjerenja, dok slike 71, 73, prikazuju usporedbe maksimalnih vrijednosti pritisaka kod dinamičkog mjerenja pri naginjanju trupa prema naprijed i nazad za sve tri visine stolica. Slike 74, 76, 78, prikazuju grafičke usporedbe vrijednosti kontaktnih površina između dinamičkih mjerenja gibanja trupa prema naprijed i unazad između jednakih stolica, a Slike 75, 77, 79 prikazuju uspoređene vrijednosti za maksimalni pritisak. Tablice 12, 13, 14, prikazuju promjene u vrijednostima kontaktne površine i maksimalnog pritiska izraženim u postocima prilikom dinamičkog mjerenja.

Tablica 12. Postotne vrijednosti kod dinamičkog mjerenja za visoku stolicu

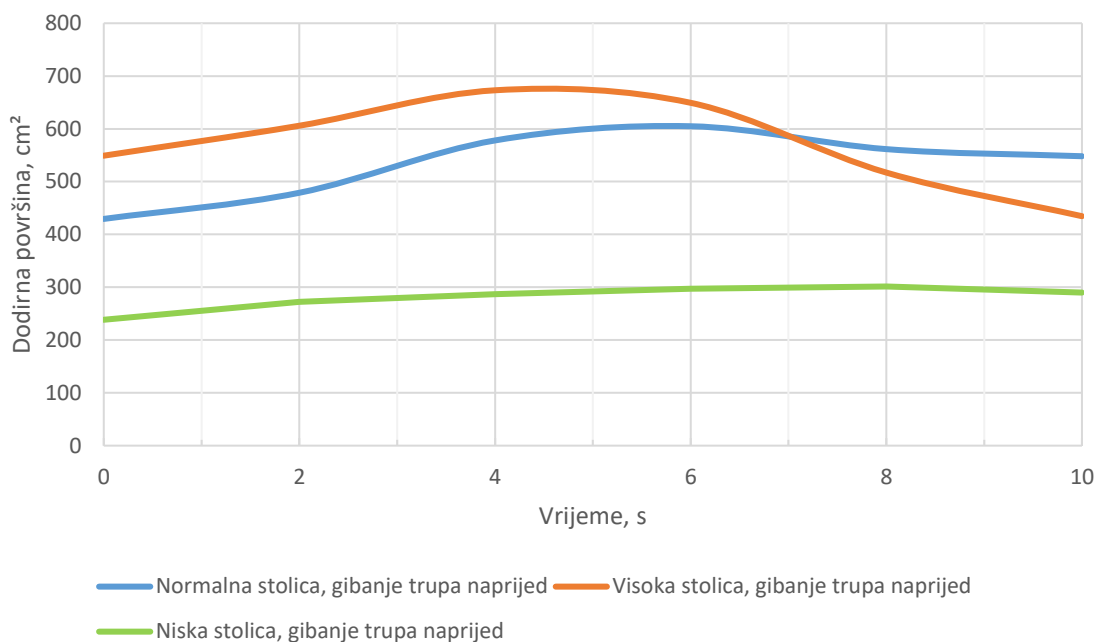
%	Visoka stolica			
	Kontaktna površina		Maksimalni pritisak	
	Prema naprijed	Unazad	Prema naprijed	Unazad
Početak	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%
2 s	110,3%	90,6%	64,7%	110,3%
4 s	122,6%	76,4%	27,6%	117,7%
6 s	118,2%	59,1%	17,6%	122,7%
8 s	94,2%	48,7%	21,7%	123,2%
Kraj	79,1%	42,4%	24,9%	124,6%

Tablica 13. Postotne vrijednosti kod dinamičkog mjerenja za normalnu stolicu

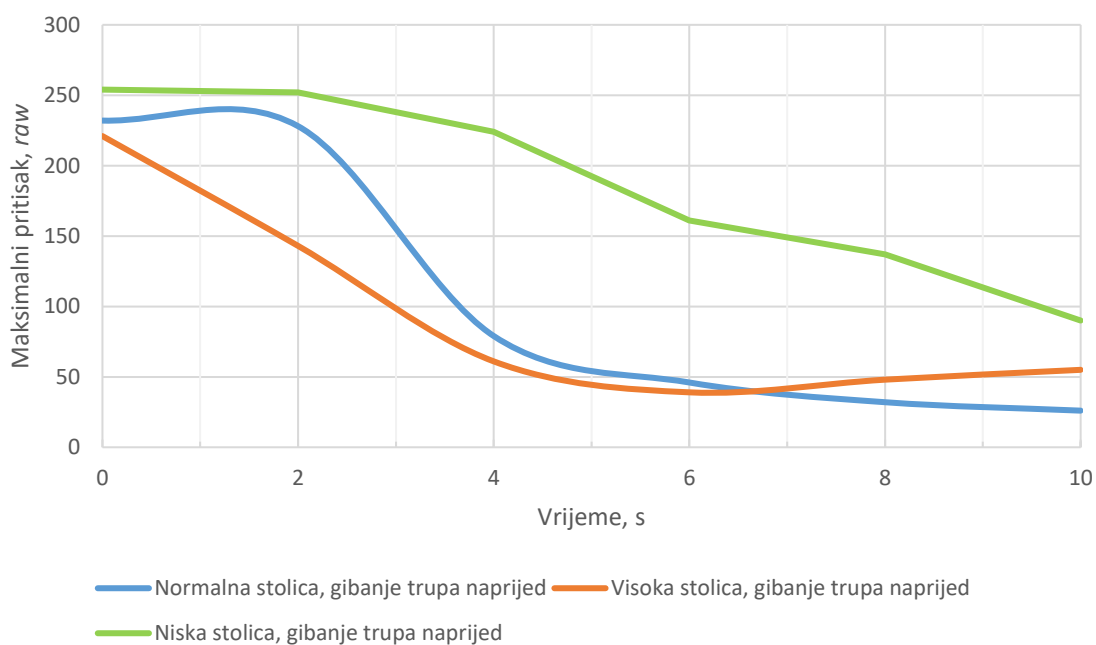
%	Normalna stolica			
	Kontaktna površina		Maksimalni pritisak	
	Prema naprijed	Unazad	Prema naprijed	Unazad
Početak	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%
2 s	111,5%	94,9%	98,3%	102,1%
4 s	134,6%	89,5%	34,1%	104,6%
6 s	140,9%	73,2%	19,8%	104,6%
8 s	130,8%	62,9%	13,8%	105,0%
Kraj	127,6%	63,1%	11,2%	104,2%

Tablica 14. Postotne vrijednosti kod dinamičkog mjerenja za nisku stolicu

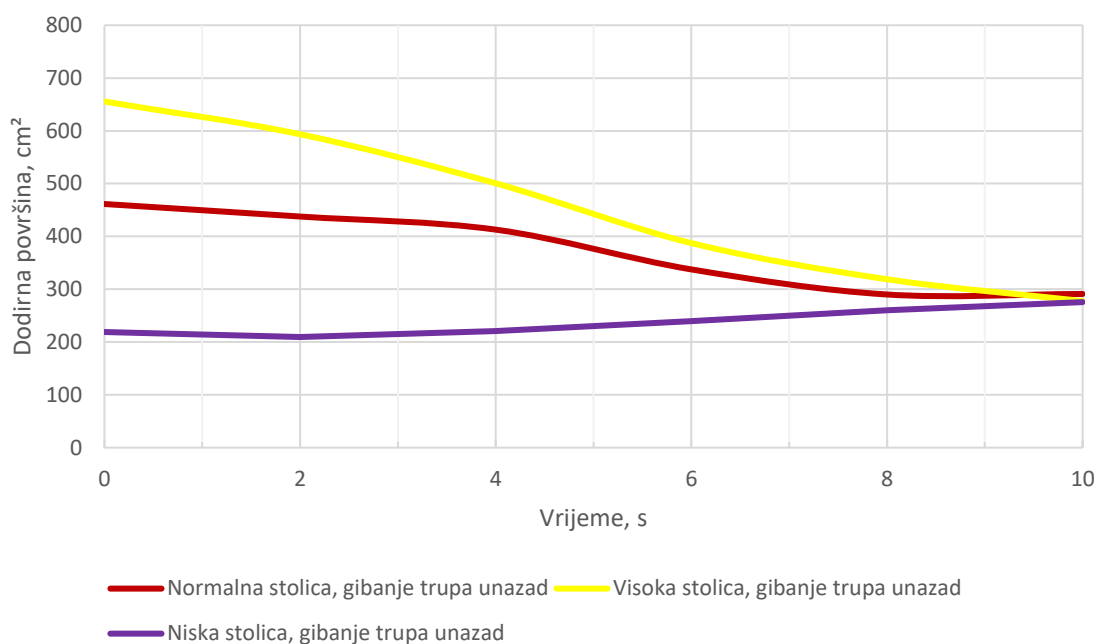
%	Niska stolica			
	Kontaktna površina		Maksimalni pritisak	
	Prema naprijed	Unazad	Prema naprijed	Unazad
Početak	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%
2 s	114,3%	95,8%	99,2%	100,4%
4 s	120,3%	100,9%	88,2%	100,4%
6 s	124,7%	109,4%	63,4%	100,4%
8 s	126,4%	118,9%	53,9%	100,4%
Kraj	121,6%	125,9%	35,4%	98,0%



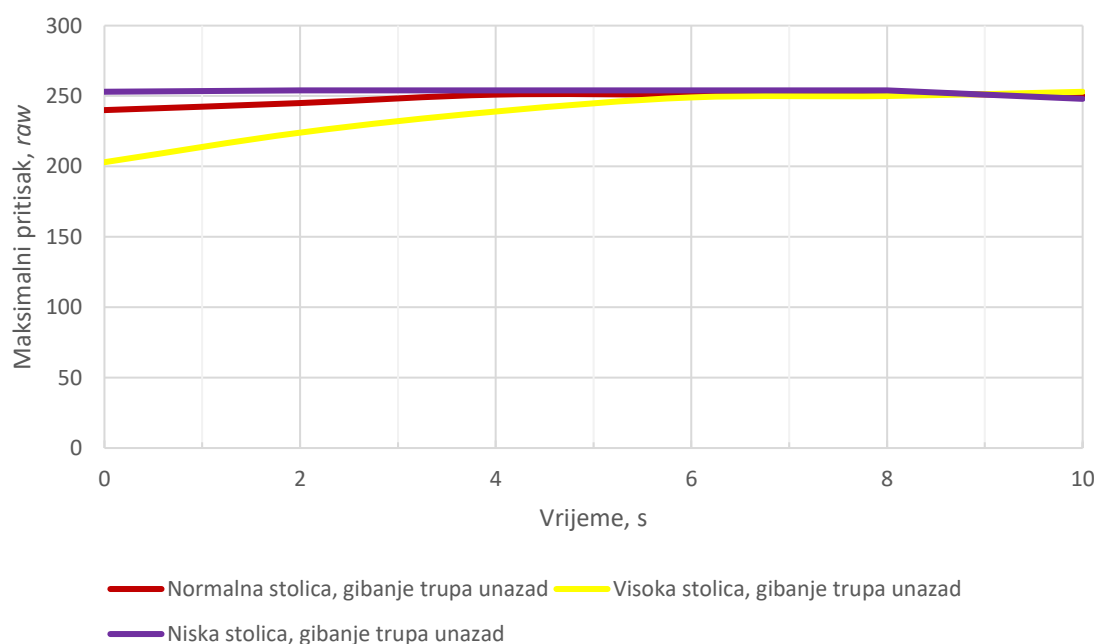
Slika 70. Grafička usporedba promjene kontaktnih površina u vremenu kod dinamičkih mjerenja prilikom gibanja trupa prema naprijed za visoku, normalnu i nisku stolicu



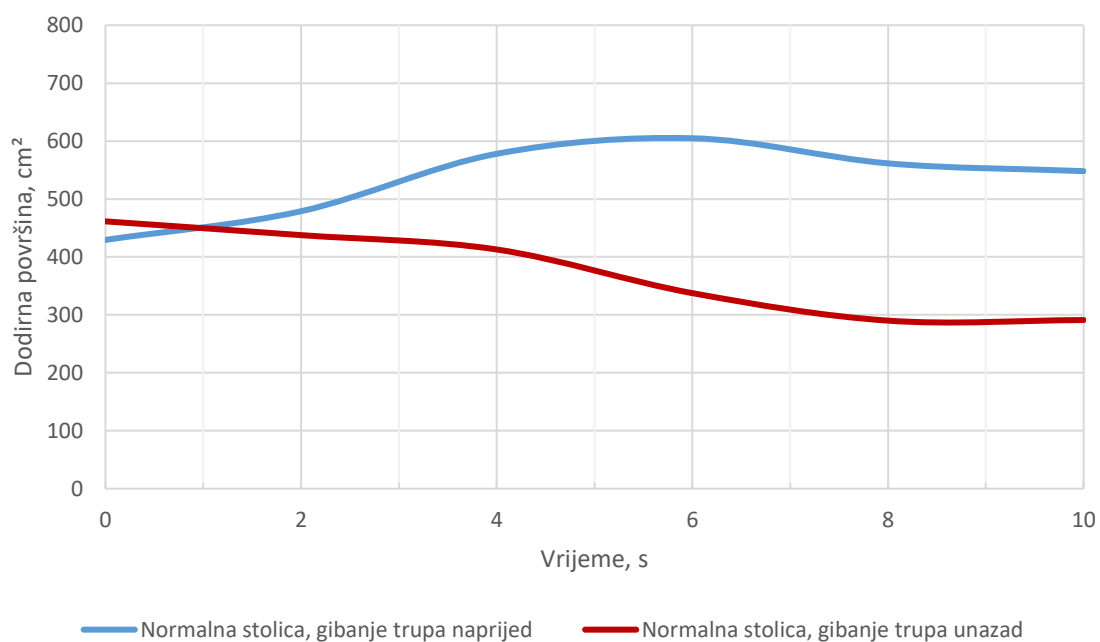
Slika 71. Grafička usporedba promjene maksimalnih pritiska u vremenu kod dinamičkih mjerenja prilikom gibanja trupa prema naprijed za visoku, normalnu i nisku stolicu



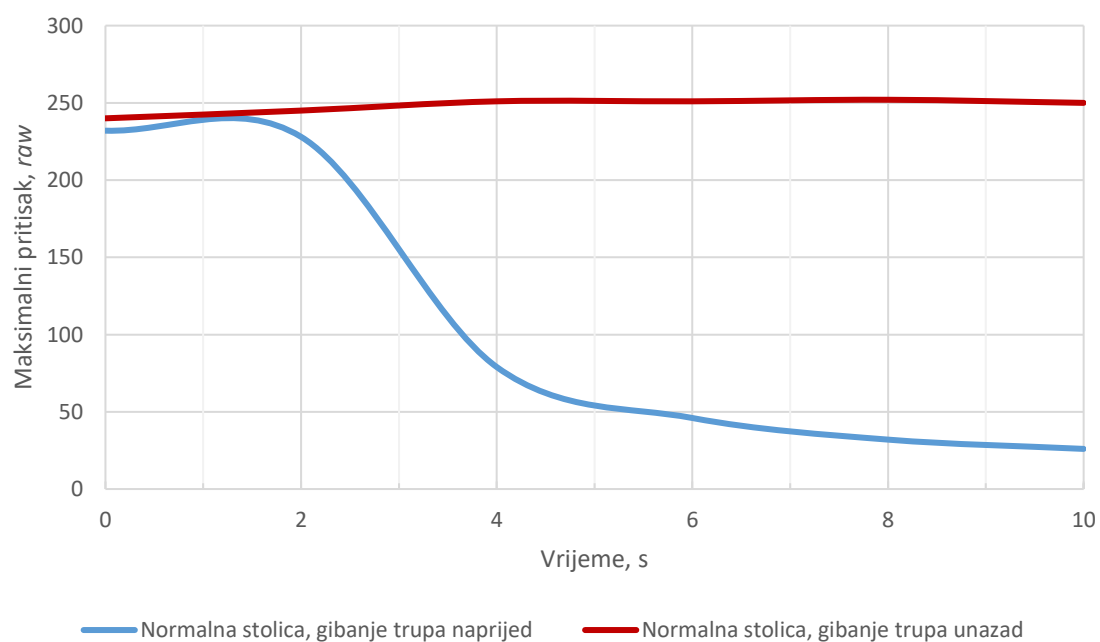
Slika 72. Grafička usporedba promjene kontaktnih površina u vremenu kod dinamičkih mjerenja prilikom gibanja trupa unazad za visoku, normalnu i nisku stolicu



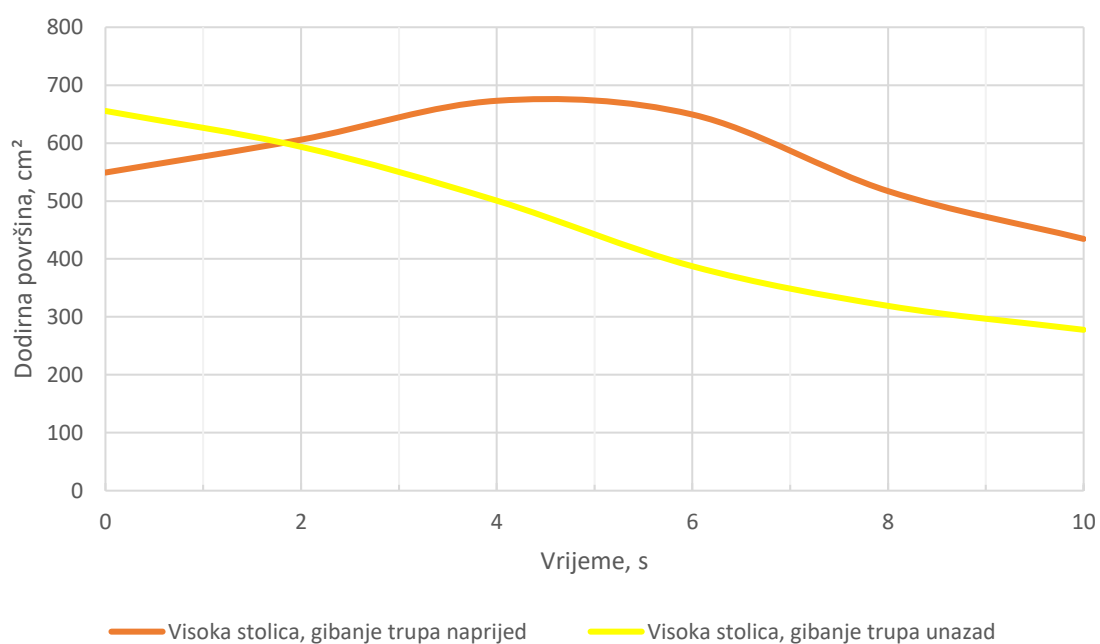
Slika 73. Grafička usporedba promjene maksimalnih pritiska u vremenu kod dinamičkih mjerenja prilikom gibanja trupa unazad za visoku, normalnu i nisku stolicu



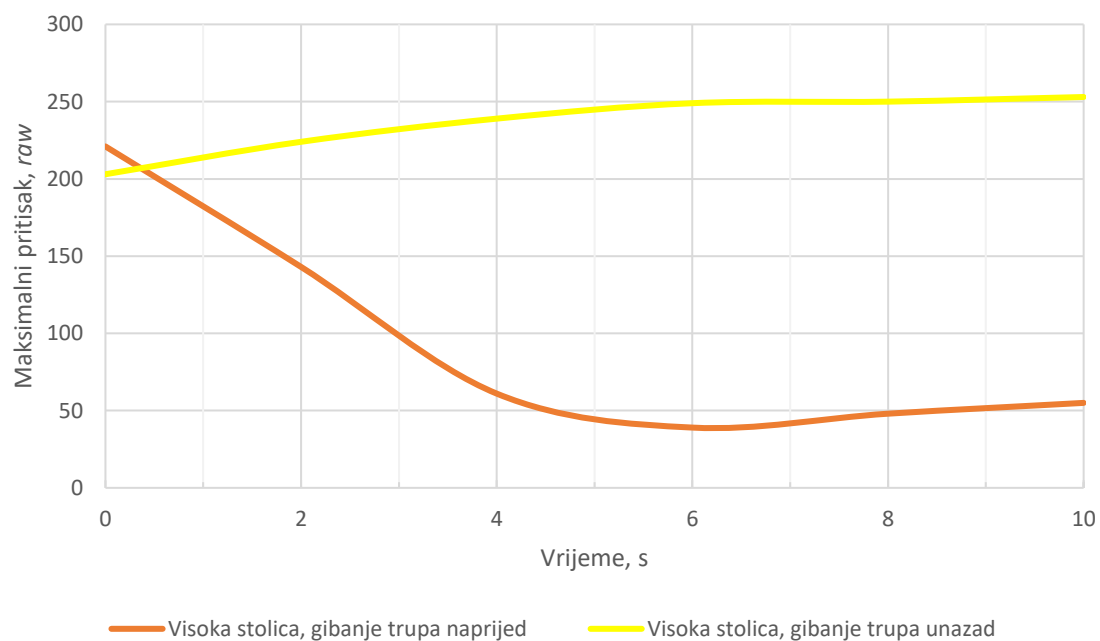
Slika 74. Grafička usporedba promjene kontaktnih površina kod oba dinamička mjerenja za normalnu visinu stolice



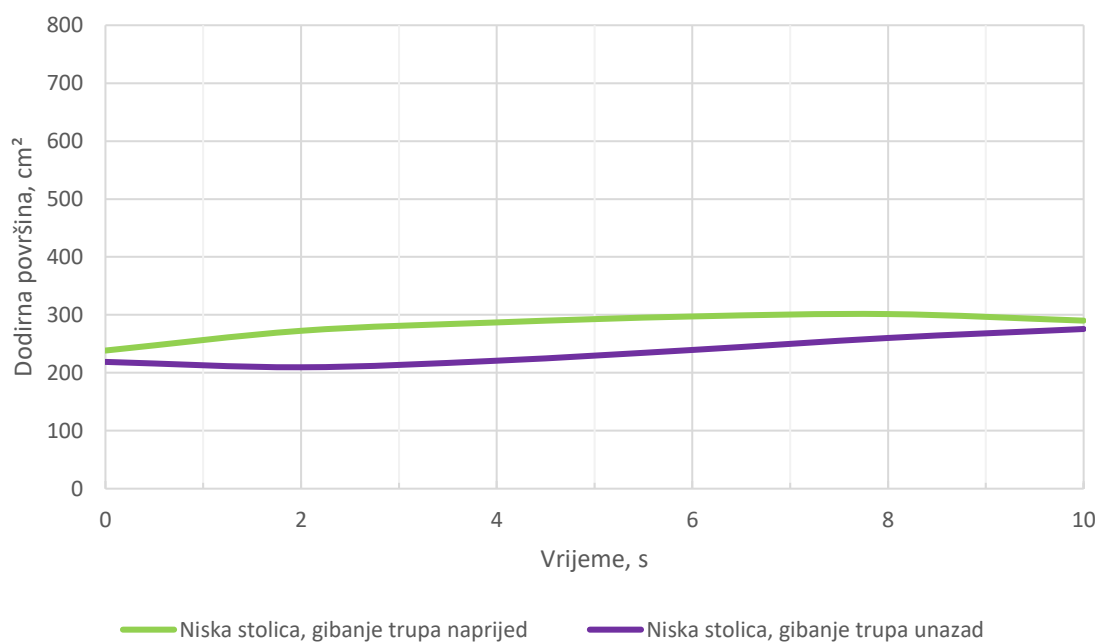
Slika 75. Grafička usporedba promjene maksimalnih pritiska kod oba dinamička mjerenja za normalnu visinu stolice



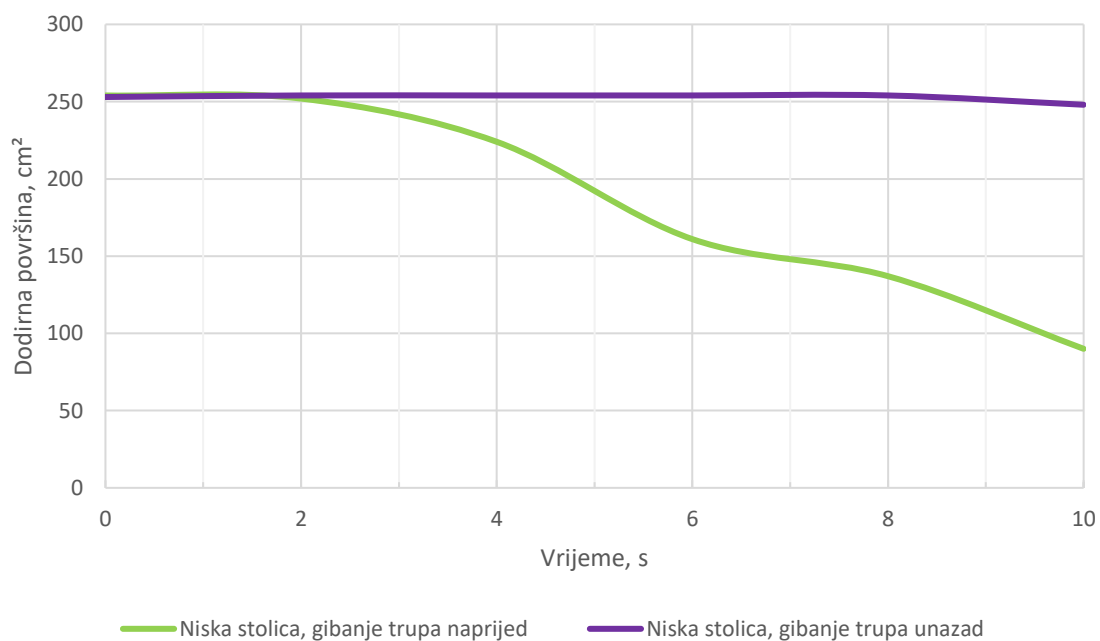
Slika 76. Grafička usporedba promjene kontaktnih površina kod oba dinamička mjerenja za previsoku stolicu



Slika 77. Grafička usporedba promjene maksimalnih pritiska kod oba dinamička mjerenja za previsoku stolicu



Slika 78. Grafička usporedba promjene kontaktnih površina kod oba dinamička mjerenja za prenisku stolicu



Slika 79. Grafička usporedba promjene maksimalnih pritiska kod oba dinamička mjerenja za prenisku stolicu

9. ZAKLJUČAK

Prema rezultatima mjerenja vidljivo je kako način sjedenja utječe na raspodjelu pritiska na kontaktnoj površini kod sjedenja. Prema literaturi optimalan način sjedenja bio bi pri normalnoj visini stolice, a gornji dio tijela u uspravnom položaju uz primjereni naslon iako ne prikazuje najmanje iznose pritiska. Ukoliko dođe do gibanja unaprijed, uglavnom dolazi do smanjenja dodirnog pritiska ispod sjednih kostiju zbog pomicanja težišta unaprijed, ali dolazi i do dodatnog opterećenja ispod koljena i neprirodnog položaja kralježnice, što dovodi do neugodnosti. Gibanje unazad pak prikazuje povećanje dodirnog pritiska ispod sjednih kostiju te na taj način jako brzo dolazi do osjećaja neugodnosti, a nakon dužeg vremenskog perioda može doći i do razvitka oboljenja. Mnogo faktora utječe na sjedenje: od konstrukcije stolice do pojedinca koji sjedi. Stolice mogu biti konstruirane na razne načine kako bi se zadovoljili svi zahtjevi kupca poput materijala, oblika, debljine sjedišta i mnogo drugih. Kod paraliziranih i nepokretnih ljudi uz analizu doticajnih pritiska mogu se specijalno konstruirati individualizirana kolica u svrhu smanjenja pritiska i danjih komplikacija u njihovom zdravstvenom stanju. Radi razlike u građi muške i ženske zdjelice, jasno je da će se vidjeti razlike rezultata u mjerenjima, ali mjerenja ne ovise samo o spolu, već i o mnogo drugih faktora poput težine ili građe čovjeka. Sami mjerni uređaji za praćenje dodirnog pritiska mnogo su se razvili tokom prethodnih godina te su popratni programski paketi sve precizniji i razvijeniji. U svakom slučaju, vidljivo je da tehnologije koje doprinose poboljšanju i olakšanju života pri sjedenju napreduju. Putem mjerenja dodirnog pritiska moguće je konstruirati i individualizirane sjedne jastuke kao ekonomski prihvatljiviji način smanjenja naprezanja u usporedbi sa konstruiranjem cijelih stolica.

LITERATURA

- [1] <https://ayushology.com/homemade-remedies/how-to-cure-bed-sores-at-home-naturally/>, pristupljeno 08.02.2022.
- [2] Quintavalle, P. R., Lyder, C. H., Mertz, P. J., Phillips-Jones, C., & Dyson, M. (2006). Use of High-Resolution, High-Frequency Diagnostic Ultrasound to Investigate the Pathogenesis of Pressure Ulcer Development
- [3] <https://www.hse.ie/eng/about/who/qid/nationalsafetyprogrammes/pressureulcerszero/pressure-ulcer-terminology-and-classification-p-mccluskey-and-g-o-brien.pdf>, pristupljeno 08.02.2022.
- [4] Schlecht LM, Peters BM, Krom BP, Freiberg JA, Hänsch GM, Filler SG, Jabra-Rizk MA, Shirliff ME (January 2015): Systemic Staphylococcus aureus infection mediated by Candida albicans hyphal invasion of mucosal tissue
- [5] <https://www.wayfair.com/sca/ideas-and-advice/guides/gaming-chair-vs-office-chair-which-to-choose-T6272>, pristupljeno 08.02.2022.
- [6] Li, & Huang, Y. (2021): Subjective Preferences and Discomfort Ratings of Backrest and Seat Pan Adjustments at Various Speeds
- [7] <https://www.esi.com.au/software/vss-features/autoPosture/>, pristupljeno 08.02.2022.
- [8] <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/sacrum>, pristupljeno 08.02.2022.
- [9] <https://www.spineuniverse.com/anatomy/sacrum-coccyx>, pristupljeno 08.02.2022.
- [10] <https://www.spine-health.com/conditions>, pristupljeno 08.02.2022.
- [11] <https://www.britannica.com/science/pelvis>, pristupljeno 08.02.2022.
- [12] J Fanghänel, F. Pera, F. Anderhuber, R. Nitsch (ur.): Waldeyerova anatomija čovjeka, 17. njemačko izdanje, 1. hrvatsko, Golden marketing-Tehnička knjiga, Zagreb, 2009.
- [13] <https://www.alexander-technique-online.com/2015/01/08/stand-on-your-bottom-what-the-truth-about-sitting/>, pristupljeno 08.02.2022.
- [14] <https://teachmeanatomy.info/pelvis/bones/hip-bone/>, pristupljeno 08.02.2022.
- [15] <https://www.registerednurses.com/male-vs-female-pelvis/>, pristupljeno 08.02.2022.
- [16] Staarink, H.A.M.: Sitting posture, Comfort and Pressure; assesing the quality of wheelchair cushions
- [17] Aissaoui, R., Kauffmann, C., Dansereau, J., & de Guise, J. A. (2001): Analysis of pressure distribution at the body–seat interface in able-bodied and paraplegic subjects using a deformable active contour algorithm

- [18] <https://www.hermanmiller.com/research/categories/white-papers/the-art-and-science-of-pressure-distribution/>, pristupljeno 08.02.2022.
- [19] Sopher, R., Nixon, J., Gorecki, C., & Gefen, A. (2010). Exposure to internal muscle tissue loads under the ischial tuberosities during sitting is elevated at abnormally high or low body mass indices
- [20] Vorovich, I. ., & Ustinov, I. . (1959). Pressure of a die on an elastic layer of finite thickness. *Journal of Applied Mathematics and Mechanics*, 23(3), 637–650.
- [21] Yun-Che Wang, Roderic Lakes, Analytical parametric analysis of the contact problem of human buttocks and negative Poisson's ratio foam cushions
- [22] Verver, M. M., van Hoof, J., Oomens, C. W. J., Wismans, J. S. H. M., & Baaijens, F. P. T. (2004): A Finite Element Model of the Human Buttocks for Prediction of Seat Pressure Distributions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 7(4), 193–203.
- [23] Paweł BARANOWSKI, Roman GIELETA, Jerzy MAŁACHOWSKI, Łukasz MAZURKIEWICZ: Rubber Structure under Dynamic Loading – Computational Studies
- [24] Niels C.C.M. Moes: Variation in sitting pressure distribution and location of the points of maximum pressure with rotation of the pelvis, gender and body characteristics
- [25] H. T. E. Hertzberg: The Human Buttocks in Sitting: Pressures, Patterns, and Palliatives, *SAE Transactions* , 1972, Vol. 81, SECTION 1: Papers 720001–720196 (1972), pp. 39–47.
- [26] <https://myhousefitness.com/how-body-types-affect-weight-loss/>, pristupljeno 08.02.2022.
- [27] Treaster, D., & Marras, W. S. (1987): Measurement of Seat Pressure Distributions. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 29(5), 563–575.
- [28] DAVID A. WINTER: BIOMECHANICS AND MOTOR CONTROL OF HUMAN MOVEMENT, Fourth edition
- [29] Davide Giovanelli and Elisabetta Farella: Force Sensing Resistor and Evaluation of Technology for Wearable Body Pressure Sensing
- [30] <https://www.xsensor.com/solutions-and-platform/csm/wheelchair-seating>, pristupljeno 08.02.2022.
- [31] <https://community.spiceworks.com/topic/741338-biometric-butt-scan>, pristupljeno 08.02.2022.
- [32] <https://instrumentationtools.com/capacitive-pressure-sensor/>, pristupljeno 08.02.2022.

-
- [33] <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/mobilemat>, pristupljeno
08.02.2022.
- [34] P. G. Horváth, R. M. Antal, D. Domljan, L. Dénes: BODY PRESSURE DISTRIBUTION
MAPS USED FOR SITTING COMFORT VISUALIZATION.
- [35] <https://quizlet.com/229053781/cross-section-of-medial-thigh-diagram/>, pristupljeno
08.02.2022.

PRILOZI

I. CD-R disc