

# Raspodjela tlaka u kontaktnim površinama kod sjedenja

---

**Kopčić, Iva**

**Undergraduate thesis / Završni rad**

**2017**

*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:235:029736>

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

*Download date / Datum preuzimanja:* **2025-01-08**

*Repository / Repozitorij:*

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
**FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE**

ZAVRŠNI RAD

**RASPODJELA TLAKA U KONTAKTNIM  
POVRŠINAMA KOD SJEDENJA**

Iva Kopčić

Zagreb, rujan 2017.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
**FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE**

ZAVRŠNI RAD

**RASPODJELA TLAKA U KONTAKTNIM  
POVRŠINAMA KOD SJEDENJA**

Mentori:

Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

Student:

Iva Kopčić

Zagreb, rujan 2017.

## Sadržaj

Sadržaj .....	3
Popis oznaka .....	4
Sažetak .....	5
Summary .....	6
1. Uvod .....	1
2. Sjedne kosti (lat. <i>ischial tuberosities</i> ) .....	2
3. Raspodjela pritiska .....	4
4. Faktori koji utječu na raspodjelu pritiska .....	9
5. Ovisnost dimenzija kontaktne površine i raspodjele pritiska o rotaciji zdjelice .....	11
6. Mjerenje kontaktnog u Laboratoriju za biomehaniku Kineziološkog fakulteta .....	14
6.1. Uređaji za mjerenje kontaktnog pritiska kod sjedenja .....	14
6.2. Metodologija .....	14
6.3. Rezultati .....	15
6.4. Rasprava .....	18
7. Zaključak .....	20
Literatura .....	21

## Popis oznaka

- $PD$  raspodjela pritiska, %
- $P_z(x,y)$  raspodjela pritiska na elipsoidnoj površini,  $N/m^2$
- $P_{max}$  maksimalni pritisak,  $N/m^2$
- $\delta$  udaljenost između dva tijela,  $m$
- $\delta_{max}$  maksimalna udaljenost između dva tijela,  $m$
- $D$  fleksijska krutost,  $N/m$
- $E_1, E_2$  Youngov modul elastičnosti  $GPa$
- $\nu_1, \nu_2$  Poissonov koeficijent
- $G_1, G_2$  modul smicanja  $GPa$
- $F$  sila na kontaktnu tangentnu površinu,  $N$
- $R_i, R_j$  radijus zakrivljenosti
- $r$  radijus diskova,  $m$
- $\Delta\alpha_p$  promjena kuta kotrljanja diskova, °
- $\Delta s$  udaljenost točaka kotrljanja,  $m$

## Sažetak

Dugotrajno sjedenje znatno utječe na ljudsko zdravlje. Uzrokuje spektar kroničnih poremećaja, a pravilno konstruiranje površine sjedala može umanjiti štetne utjecaje tako da se izbjegnu kritične točke u kojima su sila i tlak maksimalni. S obzirom na anatomiju stražnjice, opterećenje nije ravnomjerno raspoređeno pa se najveći pritisak javlja na izbočinama kostiju ispod sjedne kvrge. Sjedne kosti preuzimaju opterećenje jer se mišićne strukture pomaknu lateralno tako da ostane jedino potkožno masno tkivo između sjednih kostiju i kože. Tip tjelesne građe, broj potpornih površina sjedala te način na koji sjedimo imaju značajan utjecaj na raspodjelu tlaka. Veličina kontaktne površine uvelike ovisi o spolu, ali i o tipu tjelesne građe. U sklopu rada provedeno je mjerenje maksimalnog tlaka pri otklonu trupa pomoću sustava zebri FDM. Mjerenje je provedeno u Laboratoriju za biomehaniku Kineziološkog fakulteta.

Ključne riječi: sjedenje, sjedne kosti, raspodjela pritiska, biomehanika

## Summary

Long-term sitting has a significant effect on human health. It causes a spectrum of chronic disorders, and proper design of the seat surface can reduce adverse effects by avoiding critical points where the force and pressure are at their maximum. Due to the anatomy of the buttocks, the load is not evenly distributed, so the greatest pressure is present under ischial tuberosities. Sit bones take the load over because the muscular structures move sideways so that only the subcutaneous fatty tissue remains between the bones and skin. The body type, the number of supporting seat surfaces and the way we sit have a significant influence on the pressure distribution. The size of the contact surface depends largely on sex, but also on the body type. In this work, measurements of maximum pressure at the torso bending using the FDM zebris system were performed. The measurements were performed at the Laboratory for biomechanics of the Faculty of Kinesiology.

Key words: sitting, ischial tuberosities, pressure distribution, biomechanics

# 1. Uvod

Vrijeme koje provodimo sjedeći u moderno doba prevladava nad vremenom koje provodimo kretajući se. Sve više aktivnosti svakodnevno provodimo sjedeći. Svaki dan kreće obrokom u sjedećem položaju, vožnjom do posla, zatim sjedenje u uredu, odmor pred televizorom, itd. Naravno, takav način života ima nepovoljan utjecaj na naše zdravlje jer pritisak koji se stvara na dodirnu površinu pri sjedenju dovodi do više problema. Uzrokuje lošiju cirkulaciju krvi i limfe te smanjenu opskrbu tkiva kisikom. Također, pridonosi širokom spektru kroničnih poremećaja koje uključuju oštećenja zglobova kao što su artritis, upala tetiva i upala ovojnice tetive, kronična degeneracija zglobova (artroza) i bol u mišićima. Zbog kakvom se izlažu pri sjedenju, živci sve lošije obavljaju svoju zadaću prenošenja živčanih impulsa.

Skupina na koju značajno utječe problematika kojom se ovaj rad bavi su invalidi i pacijenti koji zbog kroničnih oboljenja ili oštećenja većinu vremena provode u sjedećem položaju. Problemi u tim slučajevima dosežu puno veće razmjere i mogu biti pogubni za zdravlje. Česta je pojava dekubitusa – rana koje se zbog pojavljuju na dodirnim površinama tijela.

Praktični dio ovog rada bavi se ispitivanjem maksimalnog pritiska i sile na dodirnim površinama pri sjedenju na tvrdj ravnoj plohi. Takva istraživanja provode se kako bi se površina sjedala mogla dizajnirati na način da se izbjegnu kritične točke u kojima su sila i pritisak maksimalni. Time se nastoji izbjeći navedene probleme, osigurati ugodnije sjedenje i dugotrajniju pravilnu posturu.



## 2. Sjedne kosti (lat. *ischial tuberosities*)



Slika 7. Kostii zdjelice, rendgenska snimka [1]

Zdjelični obruč – lat. *cingulum pelvicum*, čine četiri kosti: dvije zdjelične kosti – lat. *os coxae*, križna kost – lat. *os sacrum*, i trtična kost – lat. *os coccygeum*. Zdjelične se kosti straga spajaju s bočnim stranama križne kosti, a sprijeda se spajaju jedna s drugom u preponskoj simfizi. Tako nastaje čvrst, gotovo nepomičan koštani prsten.

Zdjelična kost, parna je kost koja se sastoji od tri kosti: bočne – lat. *os ilium*, sjedne – lat. *os ischii*, i preponske – lat. *os pubis*. Sve tri kosti spajaju se na mjestu gdje se nalazi zglobna udubina za bedrenu kost – lat. *acetabulum*. Acetabulum ima oblik izdubljene polukugle usmjerene dolje i lateralno. Okružen je uzvisinom – lat. *limbus acetabuli*, koja je na donjem dijelu prekinuta urezom – lat. *incisura acetabuli*. U acetabulum se nalazi hrapava udubina – lat. *fossa acetabuli*, koju okružuje polumjesečasta glatka zglobna ploha – lat. *facies lunata*. Ispod acetabula i medijalno od njega zajednička grana sjedne i preponske kosti – lat. *ramus ischiopubicus*, omeđuje zastrti otvor – lat. *foramen obturatum*. Na stražnjoj strani acetabula na tijelu zdjelične kosti nalazi se veliki i široki urez – lat. *incisura ischiadica major*.

Sjedna kost ima trup i granu. Trup – lat. *corpus ossis ischii*, nalazi se u acetabulum, a od njega se prema natrag, a onda prema dolje, nastavlja grana – lat. *ramus ossis ischii*. Između gornjeg i donjeg dijela grane sjedne kosti nalazi se masivna, hrapava kvrga, lat. *tuber*

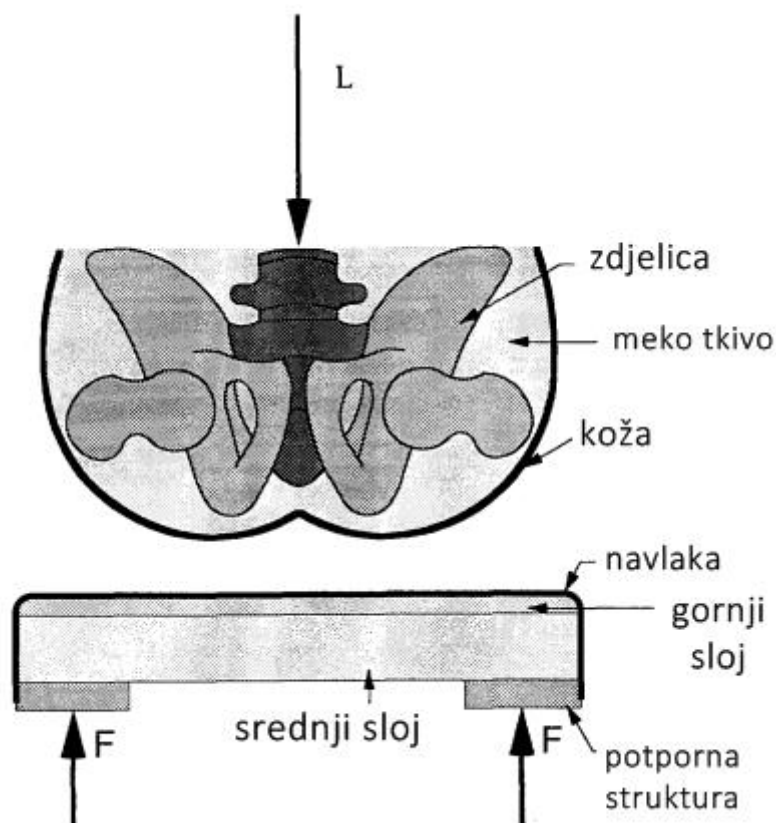
*ischiadicum*. S kvrge polaze tri mišića pregibača potkoljenice: lat. *m. mitendinosus*, *m. semimembranosus* i duga glava dvoglavog mišića natkoljenice. Preko nje prelaze lat. *m. gluteus maximus* u stojećem stavu, a u sjedećem je stavu pokrivena masnim tkivom jer se mišići pomaknu lateralno. Na mjestu spoja trupa i grane prema straga se izbočuje izdanak, lat. *spina ischiadica*, koji odjeljuje mali sjedni urez na zdjeličnoj kosti, lat. *incisura ischiadica minor*, od većeg gornjeg, lat. *incisura ischiadica major*.

Zdjelica u žene se evolucijski prilagodila porodu djeteta pa postoje izrazite razlike u građi između zdjelice žene i muškarca (tablica). Zbog jače mišićne građe zdjelica je muškarca deblja i teža i ima izrazitije koštane izbočine. Zdjelica je u žene šira, plića i ima veći gornji otvor. U žena su zdjelične kosti razmaknutije zbog šire križne kosti kao što se može vidjeti na slici 8., a žene obično imaju i šire bokove od muškaraca. Sjedne su kvrge u žena udaljenije jedna od druge zbog šireg preponskog kuta. Križna je kost manje zaobljena, što proširuje porođajni kanal i donji otvor zdjelice. Zastrti su otvori u muškaraca okrugli, a u žene jajoliki. Zbog jače slabinske lordoze, nagnutost je zdjelica veća u žene [2]. Sve razlike u građi zdjelice muškarca i žene prikazane su u tablici 1.

<b>Obilježje</b>	<b>Muškarac</b>	<b>Žena</b>
<b>Opća građa</b>	Deblja i teža	Tanja i lakša
<b>Hvatišta mišića</b>	Dobro izražena	Slabije izražena
<b>Pelvis major</b>	dubok	Plitak
<b>Pelvis minor</b>	Uzak i dubok	Širok i plitak
<b>Apertura pelvis superior</b>	Srcolika	Jajolika ili okruglasta
<b>Apertura pelvis inferior</b>	Relativno mala	Relativno velika
<b>Angulus subpubicus</b>	Oštar	Tup
<b>Foramen obturatum</b>	Okrugao	Jajolik
<b>Acetabulum</b>	Velik	Mali
<b>Inclinatio pelvis</b>	Manji kut	Veći kut

Tablica 1. Glavne razlike u građi zdjelice muškarca i žene [2]

### 3. Raspodjela pritiska

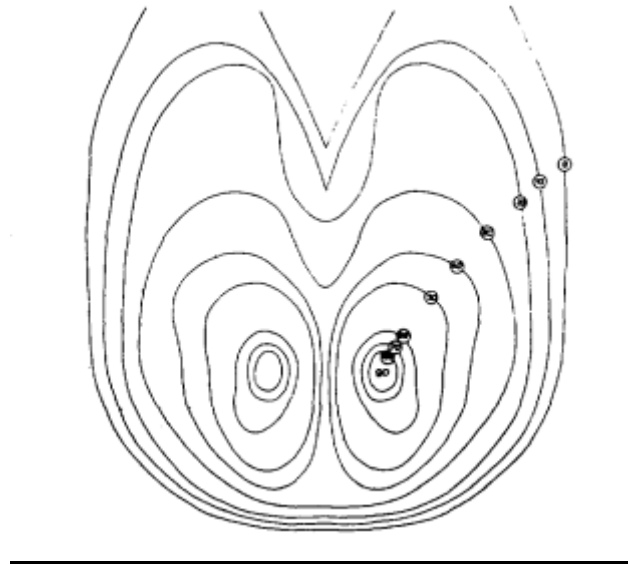


Slika 1. Struktura stražnjice i jastuka u presjeku s prednje strane [3]

Stražnji dio ljudskog tijela koji koristimo za sjedenje sastoji se od zdjelice koja je okružena mekim tkivom, a sve skupa zatvoreno je kožom kao što je prikazano na slici 1. Meko tkivo sastoji se od nehomogenog anizotropnog materijala koji se, zbog međuprostorne tekućine, ponaša viskoelastično [3].

Način na koji sjedimo utječe i na to kakva će biti raspodjela pritiska na kontaktnoj površini. Naša se postura mijenja tijekom vremena koje provodimo sjedeći, a ovisi čak i o aktivnosti kojom se bavimo dok sjedimo. Prvenstveno pokušavamo postići udobnost, a dugotrajna pozicija nam nije udobna čak ni kada je po pravilima ispravna. Mnoga istraživanja ispituju kakvo je to ispravno sjedenje, što zapravo uopće nije jednostavno definirati. Jednu od definicija daje Starrink [3]: „Ispravna postura sjedenja može se definirati kao postura kod koje posmične sile i sile reakcije potpornih elemenata nisu potrebne za postizanje ravnoteže.“

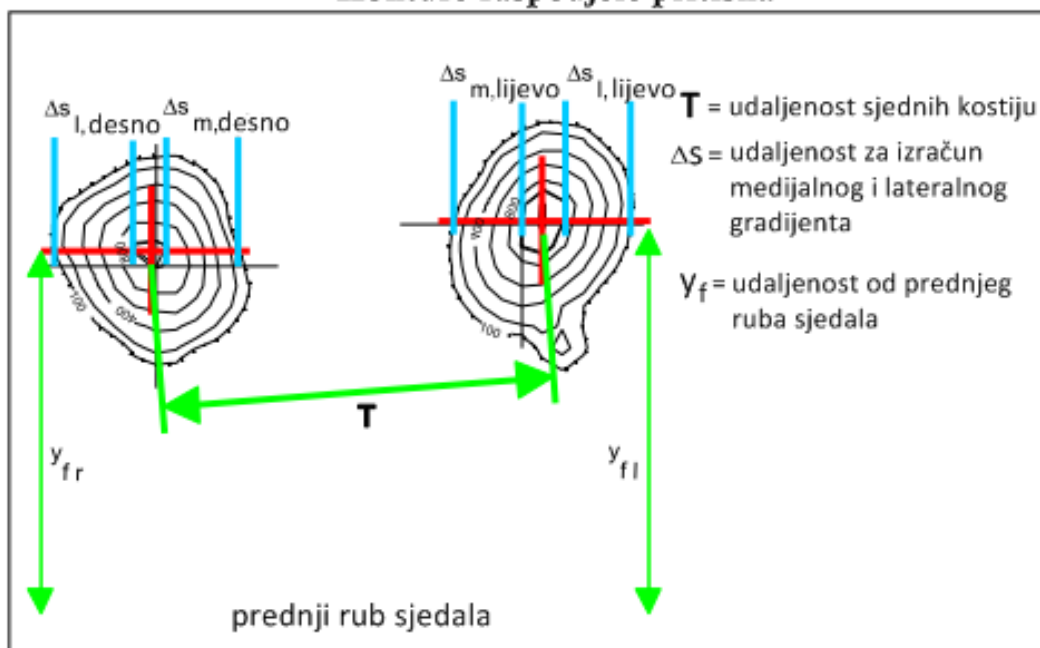
Sjedalo odgovara težini tijela putem sila reakcije. S obzirom na anatomiju stražnjice, jasno je da opterećenje nije ravnomjerno raspoređeno. Slika 2. prikazuje općenitu raspodjelu i veličinu sila reakcije na stražnjicu, što nazivamo kontaktni pritisak.



Slika 2. Kontaktni pritisak [3]

Najveći pritisak uvijek se javlja na izbočinama kostiju ispod sjedne kvrge – lat. *ischial tuberosities*. Raspodjela pritiska postoji onda kada postoji uzorak kontura sila reakcije oko ischial tuberosities kao što je prikazano na slici 2., s tim da se pritisak smanjuje prema vanjskom rubu. Sjedalo koje ima dobru raspodjelu kontaktnog pritiska nastojat će održavati što manju razinu na ischial tuberosities, što se može postići proširenjem kontaktne površine kako bi područje oko ischial tuberosities preuzelo opterećenje. Slika 3. prikazuje mjere razmaka između sjednih kvruga, udaljenost za mjerenje gradijenta pritiska te desnu i lijevu udaljenost od prednjeg rupa sjedala.

### Konture raspodjele pritiska



Slika 3. Konture raspodjele pritiska [1]

Mjeru za raspodjelu pritiska definira Staarink: „Raspodjela pritiska može se definirati kao postotak ukupnog opterećenja koji se izvršava na stražnjicu isključujući područje oko sjednih kostiju.“ Npr. ako ukupno opterećenje na kontaktnu površinu iznosi 600 N, dio koji se prenosi površinama u području oko tuberosities iznosi 200 N, a ostatak se prenosi sjednim kostima i iznosi 400 N. Koristeći ovu formulu za raspodjelu pritiska, možemo izračunati:

$$PD = \frac{400}{600} \times 100 = 66\%$$

Ovakav pristup omogućava numeričko predočavanje raspodjele pritiska na skali od 1 do 100. Što je broj veći, to je bolja kvaliteta raspodjele pritiska sjedala, a manje je opterećenje koje prenosi tuberosities [3].

Hertzovom kontaktnom teorijom, Wang i Lakes [4] koriste 3D linearnu elastičnost kako bi istražili kontaktni problem između elastične sfere i elastičnog sloja koji posjeduje konačnu debljinu. Izračun uključuje gemoetrijsku nelinearnost kontakta, ali pretpostavlja linearnost materijala. Također je u obzir uzeto da stražnjica nije pravilna sfera.

Na temelju Hertzovih pretpostavki, raspodjela pritiska  $P(x, y)$  na opterećenu elipsoidnu površinu, dok je sila  $F$  okomita na tangentnu kontaktnu površinu, može se računati pomoću sljedećih izraza:

$$P_z(x, y) = P_{\max} \sqrt{1 - \frac{x^2}{a^2} - \frac{y^2}{b^2}}, \quad (1)$$

$$P_{\max} = \frac{3}{2} \frac{F}{\pi ab}, \quad (2)$$

$$\delta = \frac{PD}{\pi} \int_0^\infty \frac{d\xi}{\sqrt{(a^2 + \xi)(b^2 + \xi)\xi}} \quad (3)$$

gdje je

$$D = \frac{3}{4} \left( \frac{1 - \nu_1^2}{E_1} + \frac{1 - \nu_2^2}{E_2} \right) \quad \text{ili} \quad (4)$$

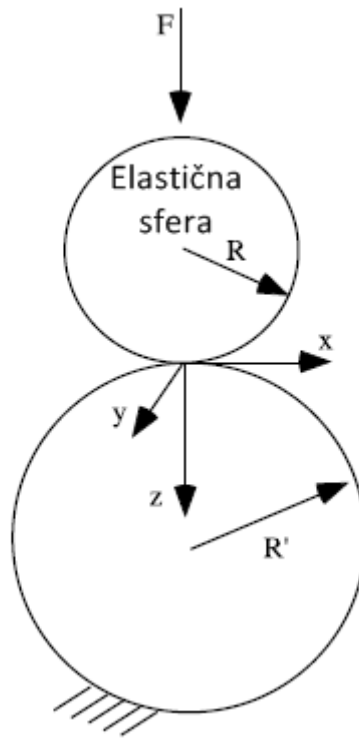
$$D = \frac{3}{8} \left( \frac{1 - \nu_1}{G_1} + \frac{1 - \nu_2}{G_2} \right) \quad (5)$$

Materijalne konstante  $E_1, \nu_1$  i  $E_2, \nu_2$  predstavljaju Youngov modul i Poissonov faktor jastuka i tijela koje vrši pritisak na jastuk.  $\delta$  je udaljenost između dva tijela. Ishodište koordinatnog sustava je u središtu eliptične kontaktne površine. Nepoznate varijable  $a$  i  $b$  su duljine osi u elipsoidnom kontaktnom području koje se mogu izračunati rješavanjem sljedećih nelinearnih algebarskih jednadžbi:

$$A = \frac{FD}{\pi} \lim_{c \rightarrow 0} \left[ \int_0^\infty \frac{d\xi}{(a^2 + \xi)\sqrt{(a^2 + \xi)(b^2 + \xi)(c^2 + \xi)}} \right] \quad (6)$$

$$B = \frac{FD}{\pi} \lim_{c \rightarrow 0} \left[ \int_0^\infty \frac{d\xi}{(b^2 + \xi) \sqrt{(a^2 + \xi)(b^2 + \xi)(c^2 + \xi)}} \right] \quad (7)$$

Za općeniti oblik kontaktnih elipsoidnih tijela, konstantne  $A$  i  $B$  ovise o radijusima zakrivljenosti  $R_i$  i  $R_j$  objekata u kontaktu.



Slika 4. Shematski dijagram za Hertzov kontaktni model [4]

Ako su objekti u kontaktu u obliku sfere s radijusima  $R$  i  $R'$  kao na slici 4., parametri u gornjim jednadžbama mogu se integrirati i pojednostaviti:

$$A = B = \frac{1}{2}(R + R'), \quad a = b = F^{1/3} \left[ \frac{DRR'}{R + R'} \right]^{1/3} \quad (8)$$

$$P_{\max} = \frac{3}{2} \frac{F}{\pi ab}, \quad \delta = F^{2/3} \left[ D^2 \left( \frac{1}{R} + \frac{1}{R'} \right) \right]^{1/3} \quad (9)$$

gdje za kontaktni problem elastične sfere s radijusom  $R$  i poluravnine jastuka, čiji je radijus ( $R'$ ) teži u beskonačnost, maksimalni pritisak uzduž z osi,  $P_{max}$ , i maksimalni relativni pomak  $\delta_{max}$  su [4]:

$$P_{max} = \frac{3}{2\pi} F^{1/3} D^{-2/3} R^{-2/3}, \quad (10)$$

$$\delta_{max} = F^{2/3} D^{2/3} R^{-1/3}. \quad (11)$$

## 4. Faktori koji utječu na raspodjelu pritiska

Dizajneri sjedala i stolica na razne načine pokušavaju omogućiti korisnicima što udobnije sjedenje, a to se postiže što manjim opterećenjem na kralježnicu i stražnjicu. Pri kupnji stolice, kupci najčešće biraju stolicu u kojem se osjećaju najudobnije. Međutim, pozicija za koju se smatra da je udobna je ona u kojoj se tijelo odmara i koristi što manje mišića, a za to je najbolja horizontalna pozicija. U toj poziciji tijelo dobiva potporu na svim dijelovima jednako i suprotno od smjera gravitacije. Jasno je da je situacija puno kompliciranija kada je riječ o sjedenju. U sjedećoj poziciji ne želimo isključiti mišiće, već potaknuti cijelu posturu da bude višesatno održiva. Zato se nameće pitanje: znači li udobnije sjedenje i bolje sjedenje?

Sjedenje može biti aktivno ili pasivno. Aktivnim se sjedenjem smatra ono sjedenje za vrijeme kojeg obavljamo mentalnu ili fizičku aktivnost. Najčešće smo u takvom sjedenju nagnuti malo prema naprijed što povećava pritisak na kralježnicu i sjedne kosti te je zato opasnije nego pasivno sjedenje u kojem smo opušteno nagnuti malo prema nazad te najčešće oslonjeni na naslonjač za leđa. Također, bitno je da je baza sjedala fiksirana, a trup mora imati slobodu kretanja i prilagođavanja. Bitno je osigurati da postura nije statična i ograničena jer takvo sjedenje prekida protok krvi proporcionalno opterećenju mišića.

Velik utjecaj na raspodjelu pritiska ima broj potpornih površina sjedala (nasloni za ruke, naslon za leđa...). Pomicanje trupa naprijed povećava, dok pomicanje trupa unazad smanjuje potpornu silu stopala. Korištenje naslona za ruke ili naslona za leđa smanjuje silu koja se prenosi na sjedalo što se može dokazati jednostavnim biomehaničkim dijagramom



slobodnog tijela (engl. *biomechanical free body diagram*). Zacharkow, Minami, Helbig te Daniel i Faibisoff [5] argumentiraju kako su sjedne kosti u stajaćoj poziciji prekrivene mišićnim tkivom, ali u uspravnoj sjedećoj posturi, kada je kuk savijen, mišićne strukture se pomaknu lateralno tako da ostane jedino potkožno masno tkivo između sjednih kostiju i kože. U sjedećem položaju trupa otklonjenog unazad tjelesna težina se uglavnom prenosi glutealnim mišićima, u uspravnom položaju sjednim kostima, a u položaju trupa otklonjenog prema naprijed prenosi se mišićima stražnje lože [5]. Iz toga je jasno da je kritična točka u kojoj će se javiti najveći pritisak na sjedne kosti ona u kojoj je položaj trupa uspravno.

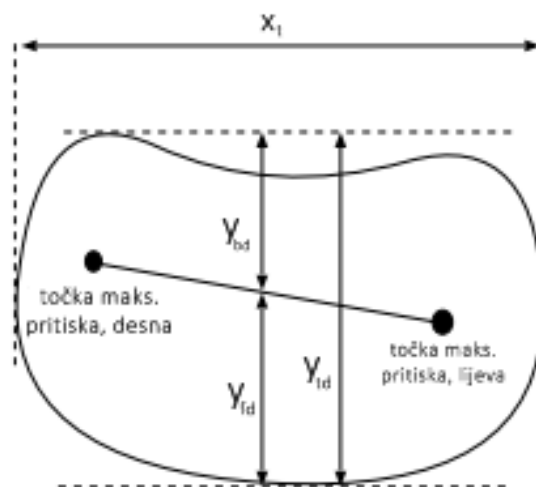
Jedno od svojstava raspodjele pritiska koje je potrebno uzeti u obzir je maksimalan pritisak, na način da se promatra položaj zdjelice i promjena veličine maksimalnog pritiska. Korištenje naslona za leđa smanjuje maksimalan pritisak na kontaktnoj površini. Maksimalni pritisak koji je izmjerio Moes [5] iznosi 170 kPa što je veće od pritiska koji su izmjerili Minns, Stumbaum i Brienza i Karg jer su oni koristili naslon, a iznosio je 40-180 kPa [5]. Također, na gradijent pritiska može se utjecati promjenom površine sjedenja. Korištenjem mekane površine (jastuka) ili oblikovanjem površine vrijednosti se smanjuju. Gradijent pritiska opisuje promjenu pritiska te pokazuje smjer smanjenja pritiska po površini. U slučaju sjedenja, očekuje se da se gradijent smanjuje prema rubu kontaktne površine te je poželjno da su sve vrijednosti gradijenta što niže.

Moes [5] gradijent pritiska dovodi u relaciju s antropometrijom i tipom tjelesne građe. Osobe ektomorfne (mršave) građe tijela češće osjećaju bol pri sjedenju na ravnoj tvrdoj podlozi nego drugi ljudi [5]. Promjena maksimalnog pritiska rezultat je rotacije zdjelice i maksimalna je za ektomorfnu građu tijela. To znači da smanjenje maksimalnog pritiska rotacijom zdjelice ima najveći učinak kod takve građe tijela. Invaliditeti i oštećenja kostiju također imaju utjecaj na veličinu maksimalnog pritiska. Najveće vrijednosti pritiska izmjerene su kod osoba s invaliditetom pri sjedenju na ravnoj tvrdoj površini, dok su najmanje vrijednosti izmjerene kod zdravih osoba pri sjedenju na zakrivljenoj površini i oslonjenim na naslonjač za leđa. Otklanjanjem trupa za 10 stupnjeva unazad smanjuje se maksimalni pritisak i gradijent pritiska za 25%. Najveće smanjenje maksimalnog pritiska od 78% izmjereno je kod otklanjanja trupa naprijed [5].

Garber i Krouskop (1982.) istraživali su vezu između maksimalnog i tipa građe tijela (mršavi, prosječni, pretili) osoba s invaliditetom. Zaključili su da je frekvencija pojavljivanja maksimalnog pritiska ispod koštanog dijela 53% za mršavu, 35% za prosječnu i 27% za pretilu građu tijela [5].

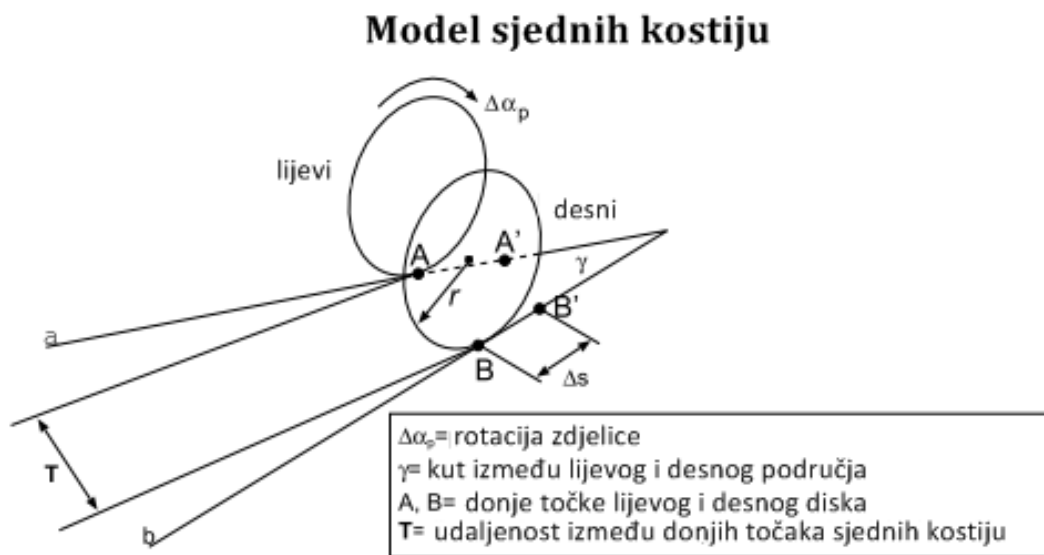
## 5. Ovisnost dimenzija kontaktne površine i raspodjele pritiska o rotaciji zdjelice

Veličina kontaktne površine pretežno ovisi o postotku potkožnog masnog tkiva te u manjoj mjeri o razmaku između točaka sjednih kostiju SIPS (lat. *Spina Illiaca Posterior Superior*). To znači da žene imaju veću kontaktnu površinu od muškaraca. Zato ne čudi da je i Stumbaum [5] u svom mjerenju pokazao da muškarci imaju veći maksimalni pritisak od žena (razlika je 10 kPa). Izmjerena razlika kontaktnih površina kod muškaraca i žena je 50 cm<sup>2</sup>. Moes je u svom radu izmjerio veličinu kontaktne površine 702 cm<sup>2</sup> sa standardnom devijacijom 104 cm<sup>2</sup> [5]. Slika 5. prikazuje oblik kontaktne površine. Veličina  $x_t$  prikazuje širinu kontaktne površine, veličina  $y_{bd}$  prikazuje stražnju dubinu,  $y_{fd}$  prikazuje prednju visinu, a  $y_{td}$  ukupnu visinu kontaktne površine. Na slici su prikazane i desna i lijeva točka maksimalnog pritiska.



Slika 5. Veličina i oblik kontaktne površine [5]

Jednako vrijedi i za promjenu kontaktne površine ako se zdjelica rotira; osobe ektomorfne tipa građe tijela imaju manju promjenu veličine zdjelice nego osobe s većim postotkom masnog tkiva. Garber i Krouskop [5] istraživali su vezu između maksimalnog i tipa građe tijela (mršavi, prosječni, pretili) osoba s invaliditetom. Zaključili su da je frekvencija pojavljivanja maksimalnog pritiska ispod koštanog dijela 53% za mršavu, 35% za prosječnu i 27% za pretilu građu tijela.



Slika 6. Model kotrljanja zdjelice po tvrdoj površini pri rotaciji [5]

Moes [5] pretpostavlja da su točke maksimalnog pritiska u direktnoj vezi s donjim točkama sjednih kostiju. Pošto sjedne kosti imaju izduženi oblik i konvergiraju u sagitalnom smjeru, udaljenost između točaka maksimalnog pritiska ovisi o kutu rotacije zdjelice. Ako se zna zakrivljenost sjednih kostiju i kut između kostiju, može se udaljenost prikazati kao funkcija u ovisnosti o rotaciji zdjelice. Model donjeg dijela sjednih kostiju na slici 6. prikazan je kao model diskova s radijusom  $r$ , a kut između lijevog i desnog položaja diskova je  $\gamma$ . Točke A i B su najniže točke lijevog i desnog diska. Ako se disk kotrlja za kut  $\Delta\alpha_p$  donji aspekti se

pomiču iz točke A u točku A' te iz točke B u točku B' pa je  $\Delta s = r \times \Delta\alpha_p$ . T je udaljenost između točaka A i B, a ovisi o kutu rotacije diska  $\alpha_p$ .

Pokret zdjelice sastoji se od rotacijskog i translacijskog gibanja. Takva kombinacija pokreta može se prikazati heliksialnom osi koja se izvodi u lateralnom smjeru. Poziciju te osi Moes [5] izračunava pomoću rezultata dobivenih posebnom antenom koja mjeri kut rotacije zdjelice. Os je smještena iznad površine sjedenja. Međutim, takvo gibanje pokazuje veliku nesigurnost pri mjerenju jer se pojavljuje, osim kotrljanja po sjednoj površini, i klizanje sjednih kostiju po unutarnjoj strani kože. Takvo gibanje uzrokuje pomicanje položaja heliksialne osi. Moes [5] ističe u svom istraživanju da ako bi se pokret mogao izvesti samo kotrljanjem kostiju bez klizanja, heliksijalna os bi bila smještena na granici između ischial tuberosities i unutarnje strane potporne kože. Međutim, ako se pojavi klizanje, spiralna os nalazi se na nekoj drugoj visini [5].

Jedan od faktora koje je Moes [5] u svom mjerenju pratio je maksimalna rotacija zdjelice naprijed i nazad. Razlike među osobama u količini rotacije zdjelice naprijed i nazad ne ovisi samo o fizičkim i anatomskim faktorima nego i o svojstvima krutosti kralježnice i ligamenata, ali ne ovisi o spolu ili drugim tjelesnim karakteristikama.

Moes [5] je izmjerio udaljenost točaka maksimalnog pritiska 12.3 cm što se poklapa sa Stumbaumovim (1983.) mjerenjima, za razliku od Houlea koji je izmjerio manju udaljenost. Promjena udaljenosti za svakih 10 stupnjeva rotacije bila je -4 mm i -5mm. Očekivano, smanjuje se rotacijom unaprijed, a povećava rotacijom unazad. Ako znamo zakrivljenost ischial tuberosities i kut između kostiju, ova udaljenost može se izračunati kao funkcija rotacije zdjelice [5].

Raspodjela pritiska za određeni kut lateralne rotacije zdjelice može se pretpostaviti prema ektomorfnom indeksu, masi, spolu, postotku masnog tkiva i visini. Maksimalni pritisak direktno ovisi o kutu rotacije zdjelice. Utjecaj rotacije veći je što je veći stupanj ektomorfije.

## 6. Mjerenje kontaktnog u Laboratoriju za biomehaniku Kineziološkog fakulteta

### 6. 1. Uređaji za mjerenje kontaktnog pritiska kod sjedenja

Za provedbu mjerenja pritiska korišten je sustav Zebris FDM. Cijeli se sustav sastoji od platforme za mjerenje raspodjele pritiska, vanjskog izvora napajanja i pripadajućeg softvera.



Slika 9. Sustav Zebris FDM [6]

Platforma je tipa FDM 1.5 dimenzija 158 x 60.5 x 2.1 cm. Korištenjem kapacitivnih senzora za pritisak snima statički i dinamički pritisak koji se stvaraju stajanjem ili hodanjem po platformi. Kapacitivnim sensorima osigurana je povećana izdržljivost, dok se preciznom kalibracijom postiže velika točnost mjerenja. Površina pokrivena sensorima je 149 x 54.2 cm, a količina senzora je 11264. Stopa uzorkovanja je 100 Hz, a po potrebi 200 Hz/300 Hz. Pošto je platforma dizajnirana za mjerenje raspodjele pritiska pri hodanju, platformu je tijekom mjerenja bila podignuta na švedsku klupu visine 35 cm kako bi bila pogodna za sjedenje. Mjerenje je praćeno na računalu gdje smo dobili rezultate koji će biti obrađeni kasnije u radu.

### 6. 2. Metodologija

Mjerni uređaji korišteni za ovo mjerenje opisani su u prvom poglavlju ovog rada. Mjerenje je provedeno na jednoj ženskoj osobi. Osoba je bila obučena u hlače. Mjerena je duljina natkoljenice, od kuka do koljena u sjedećoj poziciji koja je iznosila 45 cm.

Početna i referentna pozicija bila je uspravna. Prema uputama, osoba je sjela tako da što većom površinom bude na platformi. Leđa su bila ravna, a koljena pod kutom od 90 stupnjeva i iznad stopala. Stopala su cijelom dužinom bila na podu, a ruke su bile lagano oslonjene na bedra. Razmak između koljena ostavljen je slobodan. U ovoj poziciji kut otklona je  $0^\circ$  i nazivamo je referentnom pozicijom. Kut pretklona je pozitivan ( $\alpha > 0$ ), a kut zaklona negativan ( $\alpha < 0$ ).



Slika 10. Mjerenje – uspravna pozicija, pretklon i zaklon

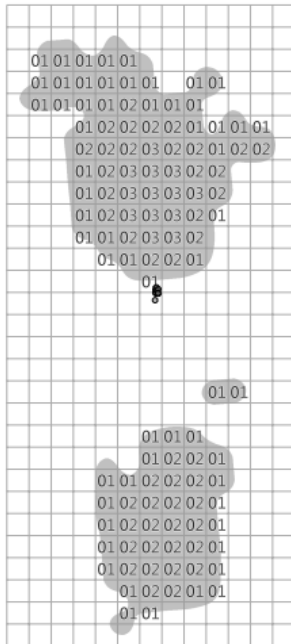
Prvo snimanje bilo je u uspravnoj poziciji. Zatim je snimljena druga pozicija u maksimalnom pretklonu ravnih leđa. Treća pozicija bila je maksimalni zaklon. Nakon toga snimljen je cijeli pokret odjednom – iz uspravne pozicije ispitanice je prešla u pretklon pa ponovno u uspravnu poziciju, a zatim ponovno u zaklon. Za svaku poziciju mjereni su maksimalni pritisak na podlogu i sila.

### 6. 3. Rezultati

U ovom odlomku opisani su kutovi otklona, maksimalni pritisak i sila. Pomoću izraza za pritisak bit će izračunata veličina kontaktne površine. Referentna os je os y koja prolazi kralježnicom u uspravnoj i referentnoj poziciji.



## PRETKLON

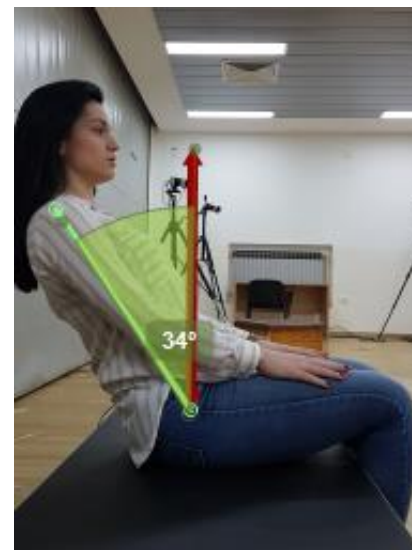
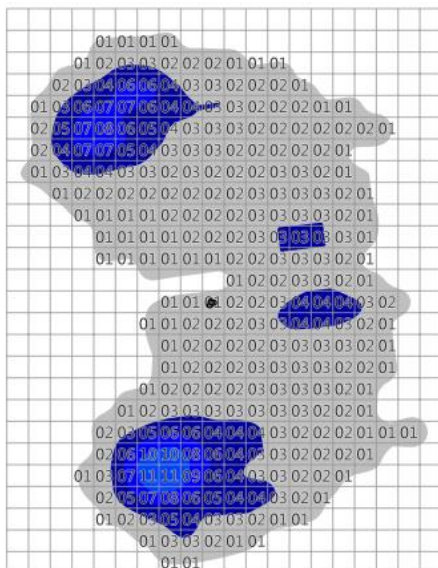


Slika 13. Raspodjela pritiska u pretklonu

Slika 14. Kut kod pretklona

Kut pod kojim je trup u odnosu na referentnu poziciju je  $\alpha = 38^\circ$ . U pretklonu je maksimalni pritisak znatno manji. Na lijevoj strani iznosi  $3 \text{ N/cm}^2$ , a na desnoj  $2 \text{ N/cm}^2$ .

## ZAKLON



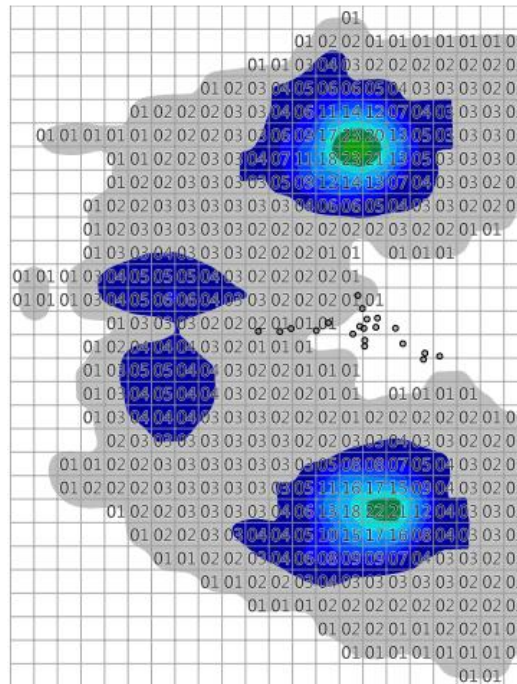
Slika 15. Raspodjela pritiska u zaklonu

Slika 16. Kut kod zaklona



Zaklon je izvršen pod kutem  $\alpha = -34^\circ$ . Iznos maksimalnog pritiska jednak je kao i u početnoj poziciji, a iznosi  $11 \text{ N/cm}^2$ . Kontaktna površina je znatno veća, a maksimalan pritisak na lijevoj strani manji je od maksimalnog pritiska na desnoj strani.

#### PROLAZ KROZ SVE POZICIJE U JEDNOM POKRETU



Slika 17. Raspodjela pritiska kod prolaza kroz sve pozicije

Pokret je počeo u referentnoj poziciji s kutem  $\alpha = 0^\circ$ . Zatim se išlo do pretklona, kao i u prethodnom mjerenju, i vraćalo ponovno u referentnu poziciju. Nakon toga trup je otklonjen u zaklon pa ponovno vraćen u početnu poziciju. Ispitanica je kroz referentnu poziciju prošla tri puta pa ne čudi da je u tim točkama znatno veći maksimalan pritisak nego u bilo kojoj od pozicija, a iznosi  $23 \text{ N/mm}^2$ .

## 6. 4. Rasprava

Najveći maksimalan pritisak javlja se u referentnoj poziciji i iznosi  $11 \text{ N/mm}^2$ . Tako je na početku i pretpostavljeno iz razloga što u otklonima opterećenje preuzimaju mišići dok se u referentnoj poziciji opterećenje prenosi samo na sjedne kosti. Također, navedeno je da je, što se tiče opterećenja, kritično pomicanje iz pozicije u poziciju, a to vidimo po zadnjem mjerenju gdje se znatno veći pritisak pojavio kada smo promijenili tri pozicije u jednom pokretu.

Moes [5] je u svom mjeranju izmjerio maksimalni pritisak  $17 \text{ N/cm}^2$ . On je u svom istraživanju imao i muške i ženske sudionike te nije radio otklon trupa već rotaciju zdjelice pa je jasno da se brojevi razlikuju, ali su usporedivi. Njegov maksimalni pritisak je, također, u referentnoj poziciji u kojoj je kut zakreta zdjelice jednak  $0^\circ$ .

Rezultati koje su dobili Minns, Stumbaum te Brienza i Karg [5] ne razlikuju se previše. Svi su koristili naslonjač za leđa i dobili su rezultate između 4 i  $18 \text{ N/cm}^2$ .

Pošto je u mjeranju sudjelovala samo jedna osoba, nije moguće uspoređivati utjecaj spola ili tjelesnih karakteristika na cjelokupno mjeranje.

Softverski program koji dolazi uz platformu nije davao mogućnost mjerenja veličine kontaktne površine, a u nedostatku sile na podlogu, nije bilo moguće ni izračunati veličinu kontaktne površine.

## 7. Zaključak

Mnogi zdravstveni problemi uzrokovani su pritiskom koji se stvara na dodirnu površinu pri sjedenju. U današnje vrijeme vrlo je bitno istraživati raspodjelu pritiska na kontaktnu površinu kod sjedenja zbog načina života u kojem veliki broj ljudi većinu radnog vremena provodi sjedeći, ali i zbog onih koji zbog kroničnih oboljenja ili nedostataka moraju cijelo vrijeme sjediti. Mnogo je faktora koji utječu na posturu pri sjedenju, a time i na raspodjelu pritiska na kontaktnoj površini. Postura se mijenja tijekom sjedenja, a značajno ovisi i o tome čime se osoba bavi za to vrijeme pa tako razlikujemo aktivno i pasivno sjedenje. Dugotrajno zadržavanje iste pozicije sjedenja nije dobro, pa makar ona bila potpuno ispravna, dakle zdravije je mijenjati posturu tijekom sjedenja koje traje duže vrijeme. Veličina kontaktne površine vrlo je bitan faktor u raspodjeli pritiska, a ovisi o postotku potkožnog masnog tkiva, što dovodi do zaključka da spol također čini razliku. Iz provedenih mjerenja vidljivo je da se maksimalan pritisak javlja u uspravnoj poziciji i tijekom pomicanja iz jedne pozicije u drugu. Veća udobnost i ispravnija postura mogu se postići tako da se tijekom dizajna stolice svi ovi faktori uzmu u obzir te informiranjem ljudi o ispravnim navikama tijekom dugotrajnog sjedenja.

## Literatura

- [1] Sobotta, *Atlas of Human Anatomy, Volume 2, Trunk, Viscera, Lower Limb, 14th edition*, Churchill Livingstone, 2006.
- [2] Krmpotić – Nemanić, J.; Marušić A.: *Anatomija čovjeka, 2. korigirano izdanje*, Medicinska naklada, Zagreb, 2007.
- [3] Staarink, H.A.M.: *Sitting posture, Comfort and Pressure; assesing the quality of wheelchair cushions*, Delft University Press, Delft University of Technology, Delft, the Netherlands, 1995.
- [4] Wang, Y.; Lakes, R.: *Analytical parametric analysis of the contact problem of human buttocks and negative Poisson's ratio foam cushions*, International Journal of Solids and Structures 39, 2002.
- [5] Moes, Niels C.C.M.: *Variation in Sitting Pressure Distribution and Location of the Points of Maximum Pressure with Rotation of the Pelvis, Gender and Body Characteristics*, Delft University of Technology, Delft, the Netherlands, 2007.
- [6] *The zebris FDM system – gait and roll-off analysis in practice*, zebris Medical GmbH