

# Analiza mogućnosti korištenja opreme za biomehaničku analizu sila reakcije podloge

---

Cetl, Nikica

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:235:510327>

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

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

*Repository / Repozitorij:*

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

# ZAVRŠNI RAD

**Nikica Ceti**

Zagreb, 2022.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

# ZAVRŠNI RAD

Mentori:

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

Student:

Nikica Ceti

Zagreb, 2022.

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

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

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

Nikica Cetl



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



Središnje povjerenstvo za završne i diplomске ispite  
Povjerenstvo za završne i diplomске 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: **Nikica Cetl** JMBAG: **0035216626**

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Analiza mogućnosti korištenja opreme za biomehaničku analizu sila reakcije podloge**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Analysis of possibilities of use of equipment for biomechanical analysis of ground reaction forces**

Opis zadatka:

U posljednje je vrijeme sve popularnija primjena takozvanih pedobarografskih podloga za analizu držanja (položaja tijela) ispitanika – pacijenata, uglavnom zbog niže nabavne cijene. Pored cijene, primjenjuju se na drugačiji način nego osjetno skuplja oprema srodne tj. slične namjene kao što su platforme za analizu sila reakcije podloge, koje analiziraju sile kontakta s podlogom. Zajednička im je osobina da su vrijedni alati u biomehaničkim analizama kontaktnih sila, međutim u eksperimentalnoj biomehanici bi u brojnim slučajevima bilo poželjno istodobno imati podatke iz oba sustava, što uglavnom nije slučaj. Imajući u vidu njihovu namjenu te razlike, prije svake biomehaničke analize se provodi izbor mjernog sustava za koji se očekuje najbolji ishod, odnosno prikupljanje podataka koji u najvećoj mjeri doprinose uspjehu analize.

U radu je potrebno:

- Izvršiti analizu tržišta opreme za biomehaničku analizu sila i kontakata s podlogom;
- Prema namjeni razvrstati opremu koja se najčešće koristi, te kategorizirati prema logičnim i funkcionalnim karakteristikama;
- Prikazati tablične usporedbe uz očekivanu primjenu;
- Istaknuti bitne funkcije, točnost i ograničenja;
- Prikazati na koji način, koja vrsta opreme za analizu sila i kontakata s podlogom mjeri i što omogućava analizirati, te strukturirati algoritam izbora najboljeg „setup“-a prema namjeni i očekivanim rezultatima mjerenja;
- Predložiti preporuke i algoritam korištenja opreme za biomehaničku analizu sila reakcije podloge.

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

Zadatak zadan:

30. 11. 2021.

Zadatak zadao:

Prof. dr. sc. Aleksandar Sušić

Datum predaje rada:

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

Predviđeni 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 .....	III
POPIS TABLICA.....	V
POPIS OZNAKA .....	VI
POPIS KRATICA .....	IX
SAŽETAK.....	X
SUMMARY .....	XI
1. UVOD.....	1
1.1. Razvoj tehnologije .....	2
1.1.1. Tenzometar .....	3
1.1.2. Piezoelektrični senzor .....	5
1.1.3. Rezistivni senzor.....	6
1.2. Razvoj pedobarografije .....	7
2. KOMPONENTE REAKCIJSKE SILE PODLOGE.....	8
2.1. Vertikalna komponenta sile .....	9
2.2. Horizontalne komponente sile .....	10
2.3. Centar pritiska – hvatište rezultantne sile i momenta .....	12
3. OSNOVNI PRINCIPI RADA PLATFORMI ZA MJERENJE SILA.....	15
3.1. Model platforme s pretvaračima u kutevima .....	16
3.2. Model platforme s pretvaračima u sredini .....	17
4. PREGLED UREĐAJA NA TRŽIŠTU .....	19
4.1. Platforme za mjerenje sile.....	19
4.1.1. <i>VALD Performance Force Decks</i> .....	19
4.1.2. <i>Hawkin Dynamics G3</i> .....	21
4.1.3. <i>BTS Bioengineering InfiNiT</i> .....	22
4.1.4. <i>Kistler</i> .....	23
4.2. Pedobarografske platforme .....	26
4.2.1. <i>Tekscan</i> .....	26
4.2.2. <i>Currex</i> .....	30
4.2.3. <i>Diers Pedoscan</i> .....	30
4.2.4. <i>Diasu 3D Ultrasensor</i> .....	31
4.3. Senzorski ulošci za mjerenje sile i tlaka .....	33
4.3.1. <i>Medilogic WLAN Insole</i> .....	34
4.3.2. <i>Feet Me</i> .....	35
4.3.3. <i>Digitsole Run</i> .....	36
5. ODABIR OPTIMALNOG UREĐAJA ZA ŽELJENU PRIMJENU .....	38
6. PRIJEDLOG UNAPRJEĐENJA UREĐAJA.....	42
6.1. Dinamometar.....	42
6.2. Horizontalna ravnina.....	43

---

6.3. Vertikalne ravnine.....	45
6.3.1. Ravnina x-z .....	45
6.3.2. Ravnina y-z .....	46
6.4. Rezultantni moment u horizontalnoj ravnini .....	46
6.5. Ukupna rezultantna sila i ukupni rezultantni moment .....	47
7. ZAKLJUČAK.....	51
LITERATURA.....	53
PRILOZI.....	55

**POPIS SLIKA**

Slika 1.	Promjena reakcijske sile podloge tijekom hoda .....	2
Slika 2.	Shema tenzometra .....	4
Slika 3.	Oblici tenzometra s metalnom folijom .....	5
Slika 4.	Električna shema piezoelektričnog senzora .....	5
Slika 5.	Shema rezistivnog senzora .....	6
Slika 6.	Koordinatni sustav .....	8
Slika 7.	Komponente reakcijske sile podloge i rezultatna sila .....	8
Slika 8.	Promjena vertikalne komponente reakcijske sile tijekom trčanja .....	10
Slika 9.	Usporedba promjene poprečne komponente reakcijske sile .....	11
Slika 10.	Promjena uzdužne komponente sile .....	12
Slika 11.	Promjena uzdužne komponente sile u odnosu na vertikalnu za: A) hodanje; B) trčanje .....	12
Slika 12.	Centar pritiska .....	13
Slika 13.	Promjena položaja centra pritiska tijekom jednog koraka .....	13
Slika 14.	Detalj senzorske mreže pedobarografske platforme .....	15
Slika 15.	Model s pretvaračima u kutevima platforme .....	16
Slika 16.	Model s pretvaračima u sredini platforme .....	17
Slika 17.	<i>VALD Performance Force Decks Lite</i> .....	20
Slika 18.	<i>Force Decks</i> aplikacija .....	20
Slika 19.	<i>Hawkin Dynamics G3</i> .....	21
Slika 20.	<i>BTS Bioengineering InfiniT</i> .....	23
Slika 21.	<i>Kistler model 9281 EA</i> .....	24
Slika 22.	<i>Kistler model 9260 AA</i> .....	24
Slika 23.	<i>Kistler model 9285 BA</i> .....	25
Slika 24.	<i>Kistler model 9253 B</i> .....	25
Slika 25.	Otkrivanje asimetrije na pedobarografskoj platformi .....	27
Slika 26.	Platforma <i>Tekscan Mobile Mat</i> .....	28
Slika 27.	Platforma <i>Tekscan SB Mat</i> .....	28
Slika 28.	Usporedba opterećenja na lijevoj i desnoj nozi prilikom izvođenja čučnja .....	29
Slika 29.	Platforma <i>Currex Footplate</i> .....	30
Slika 30.	Platforma <i>Diers Pedoscan</i> .....	31
Slika 31.	Izgled uređaja <i>Diasu 3D Ultrasensor</i> s detaljem senzorske mreže .....	32
Slika 32.	15 anatomskih područja stopala .....	34
Slika 33.	Uređaj <i>Medilogic WLAN Insole</i> .....	35
Slika 34.	Ulošci proizvođača <i>Feet Me</i> .....	36
Slika 35.	Ulošci <i>Digitsole Run</i> .....	37
Slika 36.	Dijagram toka odabira optimalnog uređaja .....	40
Slika 37.	Skica dinamometra s oprugom .....	42
Slika 38.	Uređaj oslobođen veza u horizontalnoj ravnini .....	43
Slika 39.	Sile reducirane u točku T .....	44
Slika 40.	Rezultatna sila u horizontalnoj ravnini .....	44
Slika 41.	Prikaz uređaja u izometriji .....	45
Slika 42.	Uređaj oslobođen veza u verikalnom smjeru u ravnini $xz$ .....	46
Slika 43.	Uređaj oslobođen veza u verikalnom smjeru u ravnini $yz$ .....	46
Slika 44.	Rezultantni moment u horizontalnoj ravnini .....	47
Slika 45.	Određivanje ukupne rezultatne sile $F_R$ .....	47
Slika 46.	Prostorni prikaz određivanja rezultatne sile $F_R$ .....	48
Slika 47.	Određivanje ukupnog rezultatnog momenta $M_R$ .....	49



---

Slika 48. Prostorni prikaz određivanja rezultantnog momenta  $M_R$  ..... 50

---

**POPIS TABLICA**

Tablica 1. Usporedba modela uređaja <i>Force Decks</i> .....	21
Tablica 2. Karakteristike mjerne platforme <i>Hawkin Dynamics G3</i> .....	22
Tablica 3. Usporedba različitih modela <i>BTS Bioengineering InfiniT</i> .....	23
Tablica 4. Usporedba uređaja proizvođača <i>Kistler</i> .....	25
Tablica 5. Usporedba uređaja <i>Tekscan Mobile Mat</i> .....	28
Tablica 6. Karakteristike uređaja <i>Tekscan SB Mat</i> .....	29
Tablica 7. Usporedba uređaja proizvođača <i>Currex</i> .....	30
Tablica 8. Usporedba različitih modela uređaja <i>3D Ultrasensor</i> .....	32

## POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
$A$	$m^2$	Površina poprečnog presjeka vodiča
$a_i$	$m/s^2$	Ubrzanje $i$ -tog segmenta tijela u vertikalnom smjeru, ubrzanje $i$ -tog segmenta tijela u uzdužnom smjeru
$A_{ii}$	$mm^2$	Površina mjernog senzora s koordinatama ( $i, i$ )
$b$	$mm$	Širina uređaja
$b_1$	$mm$	Širina mjernog područja uređaja
$C_0$	F	Statički kapacitet kondenzatora
$C_e$	F	Ekvivalentni kapacitet kondenzatora
$F$	N	Gravitacijska sila, težina, rezultatna sila reakcije podloge
$f$	Hz	Frekvencija skeniranja
$F_{00}$	N	Izmjerena sila mjernog pretvarača s koordinatama (0, 0)
$F_{0Z}$	N	Izmjerena sila mjernog pretvarača s koordinatama (0, Z)
$F_1$	N	Sila akcije
$\vec{F}_{1x}$	N	Vektor sile izmjerene u točki 1 u smjeru osi $x$
$\vec{F}_{1y}$	N	Vektor sile izmjerene u točki 1 u smjeru osi $y$
$\vec{F}_{1z}$	N	Vektor sile izmjerene u točki 1 u smjeru osi $z$
$F_2$	N	Sila reakcije
$\vec{F}_{2x}$	N	Vektor sile izmjerene u točki 2 u smjeru osi $x$
$\vec{F}_{2y}$	N	Vektor sile izmjerene u točki 2 u smjeru osi $y$
$\vec{F}_{2z}$	N	Vektor sile izmjerene u točki 2 u smjeru osi $z$
$\vec{F}_{3x}$	N	Vektor sile izmjerene u točki 3 u smjeru osi $x$
$\vec{F}_{3y}$	N	Vektor sile izmjerene u točki 3 u smjeru osi $y$
$\vec{F}_{3z}$	N	Vektor sile izmjerene u točki 3 u smjeru osi $z$
$\vec{F}_{4x}$	N	Vektor sile izmjerene u točki 4 u smjeru osi $x$
$\vec{F}_{4y}$	N	Vektor sile izmjerene u točki 4 u smjeru osi $y$
$\vec{F}_{4z}$	N	Vektor sile izmjerene u točki 4 u smjeru osi $z$
$F_{ii}$	N	Izmjerena sila mjernog senzora s koordinatama ( $i, i$ )
$\vec{F}_R$	N	Vektor ukupne rezultatne sile
$F_{RH}$	N	Rezultatna sila u horizontalnoj ravnini
$\vec{F}_{RH}$	N	Vektor rezultatne sile u horizontalnoj ravnini
$F_x$	N	Medio – lateralna (poprečna) komponenta sile reakcije podloge, uzdužna komponenta reakcijske sile podloge izmjerena na platformi
$\vec{F}_x$	N	Vektor ukupne sile u smjeru osi $x$
$F_{X0}$	N	Izmjerena sila mjernog pretvarača s koordinatama (X, 0)
$F_{XZ}$	N	Izmjerena sila mjernog pretvarača s koordinatama (X, Z)
$F_y$	N	Antero – posterialna (uzdužna) komponenta sile reakcije podloge, ukupna vertikalna komponenta sile izmjerena na platformi

$\vec{F}_y$	N	Vektor ukupne sile u smjeru osi y
$F_z$	N	Vertikalna komponenta sile reakcije podloge
$\vec{F}_z$	N	Vektor ukupne sile u smjeru osi z
$g$	m/s <sup>2</sup>	Ubrzanje zemljine gravitacije (9,81 m/s <sup>2</sup> )
$GF$	-	Mjerni faktor (faktor deformacije)
$h$	mm	Visina (debljina) uređaja
$L$	m	Duljina vodiča
$L_m$	H	Induktivitet zbog tromosti senzora
$l$	mm	Duljina uređaja
$l_1$	mm	Duljina mjernog područja uređaja
$\vec{M}_R$	Nm	Vektor ukupnog rezultantnog momenta
$\vec{M}_{RH}$	Nm	Vektor rezultantnog momenta u horizontalnoj ravnini
$\vec{M}_x$	Nm	Vektor ukupnog momenta oko osi x
$\vec{M}_y$	Nm	Vektor ukupnog momenta oko osi y
$M_z$	Nm	Moment savijanja oko osi z, ukupni moment oko vertikalne osi
$\vec{M}_z$	Nm	Vektor ukupnog momenta oko osi z
$m$	kg	Masa
$m_i$	kg	Masa $i$ -tog segmenta tijela
$p_{ii}$	Pa	Izmjereni tlak na mjernom senzoru s koordinatama (i, i)
$R$	$\Omega$	Električni otpor
$R_i$	$\Omega$	Otpor popuštanju
$R_1$	$\Omega$	Izmjereni električni otpor prije deformiranja
$R_2$	$\Omega$	Izmjereni električni otpor nakon deformiranja
$\Delta R$	$\Omega$	Promjena električnog otpora
$T_z$	Nm	Rezultantni reakcijski moment podloge
$V$	V	Napon izvora
$X$	mm	Udaljenost između mjernih pretvarača na platformi u smjeru osi x
$x$	mm	Koordinata centra pritiska na platformi u smjeru osi x
$x'$	mm	x os pomoćnog koordinatnog sustava
$X_1$	mm	Izračunata koordinata centra pritiska u smjeru osi x
$X_P$	mm	Dimenzija platforme u smjeru osi x
$X_T$	mm	Udaljenost osi x od pomoćne osi $x'$
$Y_P$	mm	Dimenzija platforme u smjeru osi y
$Y_T$	mm	Udaljenost osi y od pomoćne osi $y'$
$y_0$	mm	Udaljenost mjerne površine platforme od ishodišta koordinatnog sustava
$y'$	mm	y os pomoćnog koordinatnog sustava
$Z$	mm	Udaljenost između mjernih pretvarača na platformi u smjeru osi z
$Z_1$	mm	Izračunata koordinata centra pritiska u smjeru osi z

---

$\alpha$	-	Kut između vektora rezultantne sile u horizontalnoj ravnini i pozitivnog smjera osi $x$
$\beta$	-	Kut između vektora rezultatnog momenta u horizontalnoj ravnini i pozitivnog smjera osi $x$
$\varepsilon$	-	Deformacija
$\rho$	$\Omega\text{m}$	Specifični električni otpor materijala vodiča
$\varphi$	-	Kut između vektora ukupne rezultantne sile i horizontalne ravnine
$\psi$	-	Kut između vektora ukupnog rezultatnog momenta i horizontalne ravnine

---

**POPIS KRATICA**

<b>Kratika</b>	<b>Opis</b>
CE	<i>Conformité Européenne</i> – oznaka europske sukladnosti
FDA	<i>Food and Drug Administration</i> – Agencija za hranu i lijekove
mAh	<i>miliamper sat</i> – mjerna jedinica za kapacitet baterije
USB	<i>Universal Serial Bus</i> – Univerzalna serijska sabirnica (memorija)
USD	<i>United States Dollar</i> – Američki dolar, novčana valuta

---

**SAŽETAK**

Uređaji koji imaju sposobnost mjerenja kontaktnih sila reakcije podloge od velikog su značaja u biomehaničkim istraživanjima, medicinskim terapijama, ali i sportskoj dijagnostici. Različiti uređaji rade na različitim principima, različitih su oblika i dimenzija te imaju mogućnosti mjerenja različitih parametara. Stoga je za odabir optimalnog uređaja neophodno poznavanje mogućnosti korištenja spomenute opreme. Ovim je radom dan pregled uređaja na tržištu zajedno s njihovim karakteristikama i mogućnostima korištenja. S jedne strane pedobarografske platforme, uređaji prvenstveno zamišljeni za mjerenje raspodjele tlaka i analize držanja tijela, ograničeni na mjerenje samo vertikalne komponente opterećenja. S druge pak strane, platforme za mjerenje sila, uređaji zamišljeni za biomehaničke analize sila reakcije podloge, ograničeni su znatno višom cijenom od sličnih uređaja na tržištu te se dijelom zbog toga počinju zamijenjivati jeftinijim, a opet sličnim uređajima. Kao treća skupina uređaja na tržištu počinju se pojavljivati specijalni senzorski ulošci koji mogu imati mogućnost mjerenja pedobarografskih parametara, ali i parametara koji se mjere na platformama sila. Međutim, glavno i veliko ograničenje je činjenica da zbog površine uloška (jako mala u odnosu na površinu platforme) nije moguće postaviti gustu senzorsku mrežu kako bi se dobila fina raspodjela opterećenja pa se zbog toga i dalje rijetko koriste u znanstvene i istraživačke svrhe. S druge strane, zbog svoje su pristupačnosti i jednostavnog korištenja u širokoj upotrebi što se tiče opće populacije odnosno privatnih korisnika.

Kako svaka skupina proizvoda ima svoje mogućnosti i svoja ograničenja, do određenih poteškoća dolazi kad je u svrhu analize potrebno provesti mjerenje takve kombinacije parametara kakvu niti jedan uređaj sam za sebe ne može imjeriti. Stoga je u ovom radu dan idejni prijedlog rješenja, to jest svojevrzne nadogradnje postojećeg uređaja koji bi imao mogućnost istodobno izmjeriti i pedobarografske parametre i parametre vezane za platforme sila.

Ključne riječi: reakcijska sila podloge, raspodjela plantarnog tlaka, platforme za mjerenje sila, pedobarografija, pedobarografske platforme

**SUMMARY**

Devices which have the ability to measure ground reaction forces are of great importance in biomechanical researches, clinical therapies, but also in sport diagnostics. Different devices work on different principles, have different shapes and dimensions and also have the ability of measuring different parameters. Therefore, in order to choose the optimal device, it is necessary to know the possibilities of using the mentioned equipment. This paper provides an overview of the devices on the market together with their characteristics and possibilities of use. On one hand pedobarographic platforms, devices primarily designed to measure pressure distribution and posture analysis, limited to measuring only vertical load components. On the other hand, force platforms, devices designed for biomechanical analysis of ground reaction forces, are limited by a significantly higher price than similar devices on the market and are partly beginning to be replaced by cheaper, yet similar devices. As a third group of devices on the market, special sensor insoles are beginning to appear, which may have the ability to measure pedobarographic parameters, but also parameters that are measured on force platforms. However, the main and big limitation is the fact that due to the surface of the insole (very small compared to the surface of the platform) it is not possible to set up a dense sensor network to obtain a fine load distribution and therefore they are rarely used for scientific and research purposes. On the other hand, due to their accessibility and ease of use, they are widely used as far as the general population or private users are concerned.

As each product group has its own possibilities and limitations, certain difficulties appear when, for the purpose of analysis, it is necessary to measure such a combination of parameters that no device can measure on its own. Therefore, in this paper, a conceptual proposal of the solution is given, i.e. a kind of upgrade of the existing device that would have the ability to simultaneously measure pedobarographic parameters and parameters related to force platforms.

**Key words:** ground reaction force, plantar pressure, force platforms, pedobarography, pedobarographic platforms



## 1. UVOD

Prema trećem Newtonovom zakonu gibanja, svakom djelovanju, akciji, suprotstavlja se djelovanje jednakog intenziteta (iznosa) i suprotnog usmjerenja, reakcija. Treći Newtonov zakon zapisan jednadžbom (1) glasi:

$$F_1 = -F_2. \quad (1)$$

Prilikom stajanja ili gibanja, na podlogu na kojoj se nalazimo djelujemo silom koja je iznosom jednaka našoj težini, odnosno umnošku mase i ubrzanja zemljine gravitacije  $g$ . Zapisano jednadžbom (2) sila iznosi:

$$F = mg. \quad (2)$$

Međutim, ovaj izraz odgovara samo ako je tijelo u mirovanju odnosno ako osoba stoji mirno na podlozi. Mjerenja su pokazala da je već prilikom hoda, ovisno o ispitaniku, iznos sile u određenim fazama dva puta veći od ispitanikove težine, dok kod brzog trčanja može iznositi čak tri do četiri puta više od ispitanikove težine.

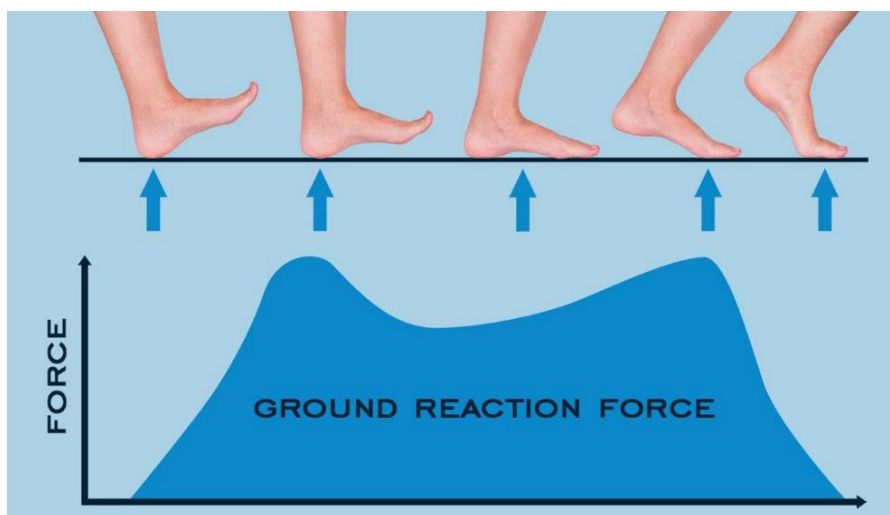
Prema navedenom slijedi da je reakcijska sila podloge u biomehanici sila kojom podloga djeluje na stopalo osobe koja stoji ili se giba. Prema [1], ona je također i najčešća sila koja djeluje na ljudsko tijelo, s obzirom da prosječan čovjek za vrijeme svog odraslog života provede 20-ak godina na nogama, stojeći, hodajući ili trčeći. U mirovanju će reakcijska sila podloge biti vektor usmjeren vertikalno prema gore, a iznosom će odgovarati polju plantarnog tlaka kojim stopala djeluju na podlogu. Prilikom gibanja će reakcijska sila podloge biti vektor usmjeren u prostoru jer će uz ljudsku težinu na nju utjecati i sila trenja između stopala i podloge, a također će se mijenjati i površina stopala koja je u kontaktu s podlogom (više u poglavlju 2.).

Kroz povijest su znanstvenici iz područja biomehanike razvijali eksperimentalne i empirijske metode kojima su pokušavali opisati i razumjeti značenje reakcijske sile podloge, ali i dati približan izračun iste. Međutim te su metode, veće ili manje točnosti, uglavnom bile poprilično dugotrajne i iscrpne te je za njihovo provođenje bilo potrebno mnoštvo eksperimenata, a također i poznavanje podataka poput masa, središta masa te ubrzanja središta masa pojedinih dijelova tijela. Ti se podaci razlikuju od ispitanika do ispitanika pa se prema tome može zaključiti da ovakvi proračuni nisu imali široku primjenu osim u znanstvene svrhe.

Današnji su uređaji od velike važnosti, kako u znanstvene i istraživačke svrhe tako i u medicinske i terapijske svrhe. Koriste se na području biomehanike, ali također i u područjima poput kineziologije, ortopedije i fizioterapije. Ovisno o svrsi analize koriste se različiti uređaji.

Primjerice, u medicinske i terapijske svrhe najčešće se koriste pedobarografske platforme iz razloga što daju dobru sliku opterećenja stopala i raspodjele plantarnog tlaka, a rezultati dobiveni njima mogu upućivati na oboljenja stopala. Najčešća oboljenja za čije otkrivanje se koriste pedobarografske platforme su spuštenu stopala, bolovi u peti, bolovi uzrokovani upalom ahilove tetive, a također su od velikog značaja kod pacijenata koji boluju od dijabetesa. U istraživačke i znanstvene svrhe se koriste suvremene platforme za mjerenje sila jer one daju bolju sliku o samom razumijevanju hoda i stabilnosti prilikom hodanja i tračanja. Osnovna im je prednost u odnosu na pedobarografske platforme mogućnost mjerenja komponenta reakcijske sile u smjerovima svih koordinatnih osi. Ove se platforme također sve češće koriste i u kineziologiji jer su u mogućnosti pratiti opterećenja na tijelo profesionalnih sportaša tijekom treninga uz više nego zadovoljavajuću točnost analiziranih podataka.

Dijagram na Sliku 1. prikazuje promjenu vrijednosti sile reakcije podloge tijekom hoda, odnosno tijekom prebacivanja težine od pete, preko sredine stopala sve do prstiju. [2]



Slika 1. Promjena reakcijske sile tijekom hoda

### 1.1. Razvoj tehnologije

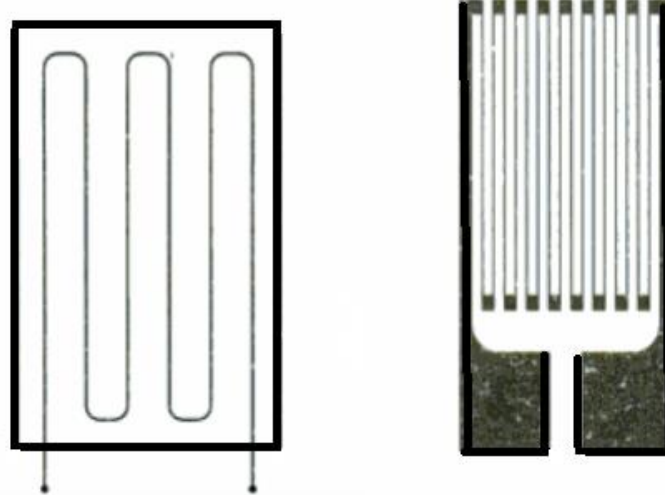
Suvremeni uređaji za mjerenje reakcijske sile podloge u biomehanici bili bi nezamislivi bez mjernih uređaja koji s određenom točnošću i sigurnošću mogu izmjeriti veličine sila i momenata, odnosno raspodjele tlaka. Najčešći mjerni uređaji koje koriste današnje platforme za mjerenje reakcijske sile su tenzometri i piezoelektrični senzori. Kod pedobarografskih platformi su u upotrebi i rezistivni senzori te u nešto manjem broju kapacitivni senzori. U procesu konstruiranja spomenutih platformi izrazito je bitan odabir optimalnog mjernog

uređaja, pretvarača ili senzora. Prilikom odabira se treba voditi određenim zahtjevima kako bi se odabrao mjerni uređaj optimalnih karakteristika za određenu primjenu, prema [3]:

1. Mjerni uređaj mora pokazivati čim manju histerezu. Histereza je pojava kod koje mjerni uređaj šalje drugačiji izlazni signal prilikom rasterećenja nego što je slao prilikom opterećenja jednakog intenziteta. Kao posljedica toga izmjerene vrijednosti mogu biti nepouzdana.
2. Mjerni uređaji koji prikazuju izmjerenu raspodjelu sile i tlaka krivuljama višeg reda zahtjevaju značajno više radne memorije računala za obradu i prikaz podataka. S te su strane poželjni mjerni uređaji koji raspodjele aproksimiraju pravcima.
3. Mjerni uređaji mogu prikazivati različita očitavanja ovisno o temperaturi zraka pa prema tome mjerenja treba provoditi u propisanim uvjetima.
4. Različiti mjerni uređaji imaju i različit mjerni raspon. Mjerni raspon, odnosno maksimalno opterećenje koje uređaj može mjeriti je možda i ključna karakteristika za optimalan odabir.
5. Veličina i raspored mjernih uređaja je od velike važnosti.
6. Što je frekvencija mjernog uređaja viša, rezultati mjerenja će biti precizniji. Generalno se smatra da uređaj koji radi na frekvenciji od 200 Hz može sa zadovoljavajućom točnošću prikazati raspodjele tlaka prilikom većine analiza.
7. Materijal mjernog uređaja mora imati dobru otpornost na puzanje do kojeg dolazi zbog čestih statičkih opterećenja i promjene temperature. Zbog čestih cikličkih opterećenja može također doći i do zamora materijala.

### **1.1.1. Tenzometar**

Prema [4], tenzometar (eng. *strain gauge*) je uređaj koji mjeri deformacije elementa na kojeg je postavljen. Prvi takav uređaj konstruirali su Edward E. Simmons i Arthur C. Ruge 1938. godine. Tenzometar se sastoji od tanke, fleksibilne nosive ploče napravljene od materijala sa svojstvima električnog izolatora na kojoj se nalazi tanka metalna folija ili žica. Kako se deformira element na koji je tenzometar postavljen tako se deformira i njegov metalni dio što uzrokuje promjenu električnog otpora tenzometra. Promjena električnog otpora najčešće se mjeri pomoću *Wheatstoneovog mosta* i povezana je s deformacijom preko mjernog faktora ili faktora deformacije (eng. *gauge factor*) *GF*. (Slika 2.) prikazuje dva oblika tenzometra, lijevo je varijanta s metalnom žicom, a desno varijanta s folijom. [5]



Slika 2. Sheme tenzometra

Izraz (3) povezuje deformaciju i promjenu električnog otpora.

$$\varepsilon = \frac{\Delta R}{R \times GF} \quad (3)$$

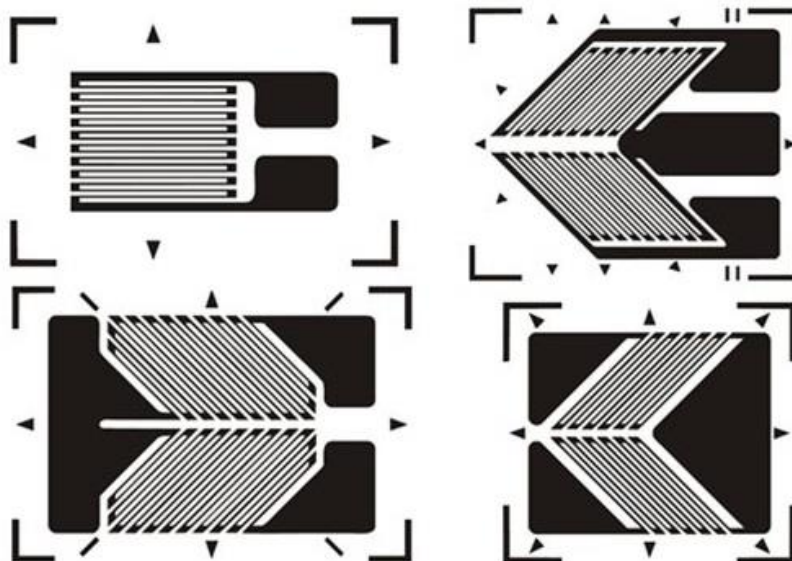
U izrazu (3)  $R$  predstavlja električni otpor prije deformiranja,  $\Delta R$  promjenu električnog otpora od početka do kraja deformiranja, a  $GF$  prethodno spomenuti mjerni faktor. Otpor prije i nakon deformiranja može se odrediti prema izrazu (4) u kojem  $\rho$  predstavlja specifični otpor materijala vodiča,  $A$  površinu poprečnog presjeka, a  $L$  duljinu vodiča.

$$R = \frac{\rho \times L}{A} \quad (4)$$

Tijekom deformiranja dolazi do promjene površine poprečnog presjeka i duljine pa se prema tome mogu izračunati iznosi otpora prije deformiranja,  $R_1$ , te nakon deformiranja,  $R_2$ . Promjena električnog otpora  $\Delta R$  računa se prema izrazu (5).

$$\Delta R = R_2 - R_1 \quad (5)$$

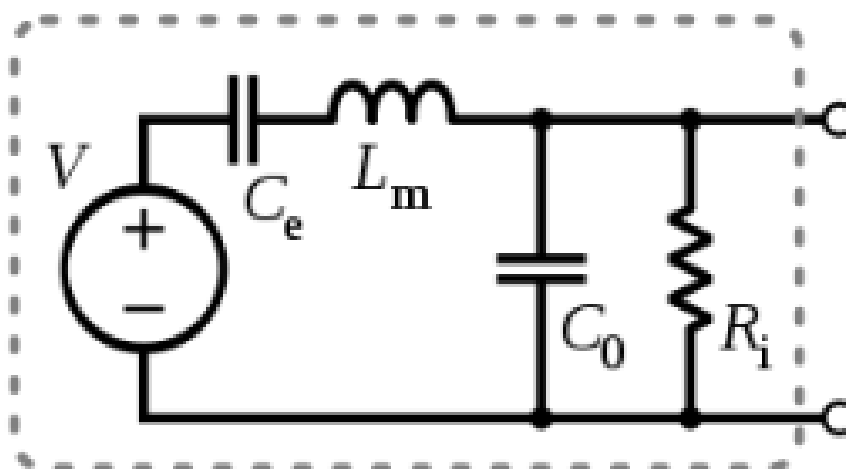
Bitno je naglasiti da su tenzometri osjetljivi na promjene okolišnih uvjeta poput temperature i vlažnosti zraka. Također, ovisno o geometriji metalne folije neće svi uređaji imati ista svojstva u svim smjerovima [4]. (Slika 3.) prkazuje neke od standardnih oblika tenzometara s metalnom folijom. [6]



Slika 3. Oblici tenzometra s metalnom folijom

### 1.1.2. Piezoelektrični senzor

Razvojem piezoelektričnih senzora sredinom dvadesetog stoljeća omogućen je razvoj uređaja za mjerenje tlaka, temperature, ubrzanja, sila i naprezanja pa tako i uređaja za mjerenje reakcijske sile podloge. Piezoelektrični senzori su uređaji koji na principu piezoelektričnog efekta mjere promjene neke fizikalne veličine. Djelovanjem mehaničkog opterećenja, unutar senzora se stvara električni naboj koji se sa senzora prenosi na mjerni uređaj. Materijali od kojih se izrađuju piezoelektrični senzori su posebne piezoelektrične keramike, kristali i tanke folije. Električnu shemu piezoelektričnog senzora prikazuje (slika 4.). Napon izvora  $V$  izravno je proporcionalan primjenjenom opterećenju (sili, tlaku ili naprezanju ovisno o tome što se mjeri).



Slika 4. Električna shema piezoelektričnog senzora

$L_m$  predstavlja induktivitet koji nastaje kao izravna posljedica tromosti senzora,  $C_e$  ekvivalentni kapacitet koji je obrnuto proporcionalan elastičnosti senzora,  $C_0$  statički kapacitet senzora, dok je  $R_i$  tzv. izolacijski otpor, odnosno otpor popuštanju. [7]

Veliki razlog zbog kojeg su piezoelektrični senzori ušli u široku upotrebu je mogućnost postizanja izrazito visoke osjetljivosti u odnosu na ostale vrste senzora, a samim time i dobivanje preciznijih rezultata. Prema [8], razlog zbog kojeg su platforme s piezoelektričnim sensorima superiornije od ostalih uređaja je taj da sam piezoelektrični senzor ima vrlo visoku vlastitu frekvenciju te jako dobar impulsni odziv. Dobar impulsni odziv je bitan za mjerenje naglih i kratkotrajnih promjena sile do kojih dolazi u velikom broju biomehaničkih analiza. S druge strane, visoka vlastita frekvencija senzora omogućava precizno mjerenje podataka visoke frekvencije poput iznosa vršnih sila kod hodanja i trčanja.

### 1.1.3. Rezistivni senzor

Rezistivni senzor funkcionira na principu promjene struje do koje dolazi prilikom opterećivanja odnosno rasterećivanja. Kada je opterećen, senzor mjeri promjenu električnog otpora na vodiču koji je smješten između dvije elektrode. S povećanjem opterećenja dolazi do sabijanja vodljivog materijala, odnosno dolazi do međusobnog dodira čestica te se time povećava tok električne struje kroz vodič. Shema rezistivnog senzora prikazana je na slici 5.  $A$  i  $B$  su elektrode između kojih se nalazi vodljivi materijal. [3]



Slika 5. Shema rezistivnog senzora

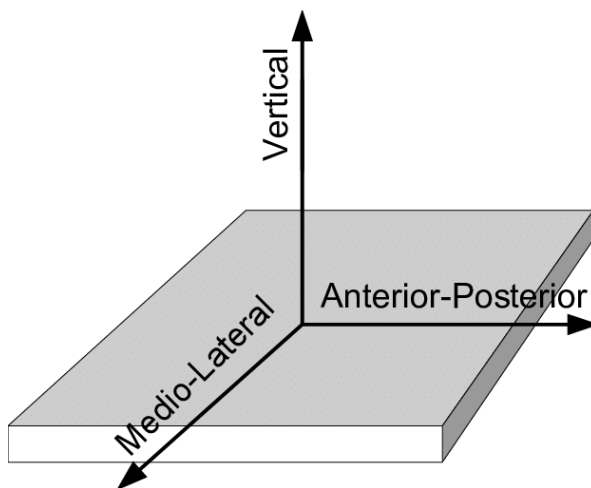
## 1.2. Razvoj pedobarografije

Prema [9], pedobarografija je znanost koja se bavi proučavanjem polja tlaka koje djeluje između plantarnog dijela stopala i podloge. Primjena pedobarografije je široka, od biomehaničke analize posture, analize sportskih ozljeda pa sve do zdravstvenih problema poput dijabetesnog stopala i spuštenog stopala. Pedobarografija se dijeli na dva polja, statičku i dinamičku pedobarografiju. Statička se bavi proučavanjem polja tlaka prilikom statičkih i kvazistatičkih aktivnosti. Pod statičku aktivnost podrazumijeva se stajanje, a pod kvazistatičku one aktivnosti prilikom kojih se tijelo giba, ali nema podizanja stopala od podloge. To su najčešće sportske aktivnosti poput čučnjeva i sličnih vježbi. Za statičke pedobarografske analize najčešće se koriste klasične pedobarografske platforme, oblika pravokutne ploče. Dinamička se pak bavi proučavanjem polja tlaka prilikom dinamičkih aktivnosti, to su hodanje, trčanje i slično. Dinamičke se analize u pravilu provode na platformama koje su značajno veće od klasičnih pedobarografskih platformi za statičke analize. Ti su uređaji oblika tepiha, odnosno staze kako bi se po njima moglo kretati.

Prva istraživanja na ovom području proveo je Beeley 1882. godine. Za potrebe tog eksperimenta ispitanici su stajali na tanke vreće punjene materijalima poput blata i gline kako bi se vreće pod pritiskom čim točnije deformirale u oblik donjeg dijela stopala. 1934. godine prvi je put zabilježena video snimka deformiranja ploče pod pritiskom stopala. Razvojem elektronike razvijale su se i nove metode istraživanja pa je tako, prema [10], platforma koja bi mogla mjeriti raspodjelu tlaka između stopala i podloge prvi put opisana 1947. godine u radu koji je zajednički objavila grupa studenata i profesora sa Sveučilišta California. Opisana platforma je bila pravokutna ploča dimenzija 500x300 milimetara s naljepljenim tenzometrima u kutevima platforme. Sličan su uređaj pet godina kasnije u svom radu opisali Cunningham i Brown. Prva su značajnija kvantitativna mjerenja raspodjele tlaka provedena početkom šezdesetih godina dvadesetog stoljeća. U današnje se vrijeme osim klasičnih pedobarografskih platformi za mjerenje raspodjele tlaka koriste i puno jednostavniji senzorski mjerni ulošci za cipele. Oni se pretežno koriste u svrhu dinamičkih analiza. Pojavom spomenutih uložaka ova je tehnologija prestala biti vezana za medicinske i istraživačke laboratorije te je postala dostupna širokom broju korisnika.

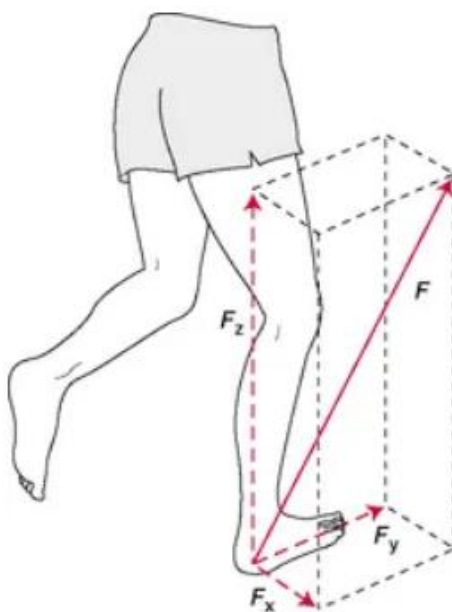
## 2. KOMPONENTE REAKCIJSKE SILE PODLOGE

Prema [1], reakcijska sila podloge se sastoji od jedne vertikalne i dvije horizontalne komponente, antero-posterialne i medio-lateralne. Antero-posterialna komponenta djeluje u smjeru stopala, odnosno u pravcu peta-prsti, a medio-lateralna poprečno, okomito na nju. Koordinatni sustav koji se koristi prilikom mjerenja reakcijske sile podloge u biomehanici prikazan je na slici 6. [11]



Slika 6. Koordinatni sustav

Ukupan vektor rezultantne sile s pripadajućim komponentama prikazani su na slici 7. Na toj je slici vertikalna komponenta sile označena s  $F_z$ , antero-posterialna komponenta s  $F_y$ , medio-lateralna s  $F_x$ , dok je rezultantna sila označena s  $F$ .



Slika 7. Komponente reakcijske sile podloge i rezultantna sila



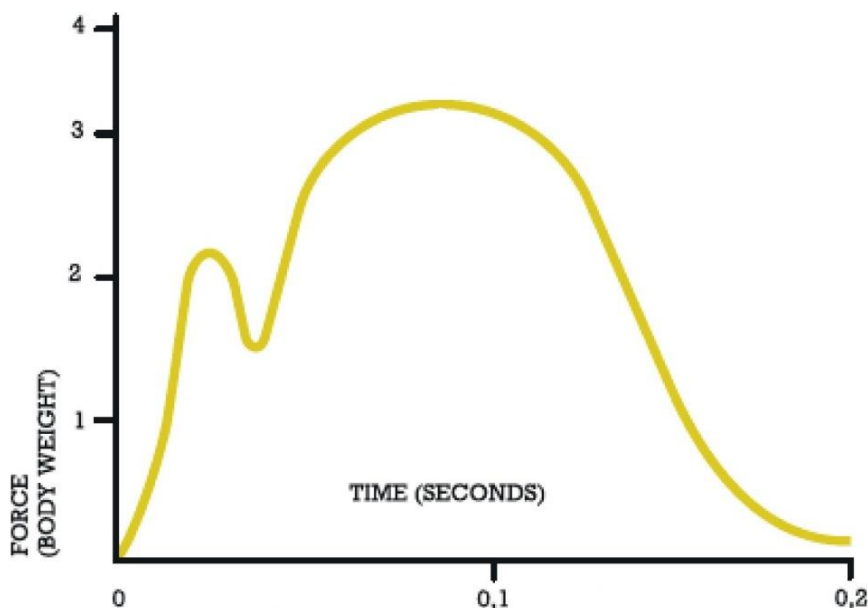
Prilikom hodanja i trčanja, uz silu dolazi i do pojave određenih momenata koje preuzimaju zglobovi i mišići. Sve sile i momenti koji se javljaju prilikom kontakta s podlogom mogu se reducirati na jednu rezultantu silu i jedan rezultanti moment koji djeluju u točki hvatišta. Ta se točka naziva centar ili središte pritiska (*eng. center of pressure*) i njen se položaj neprestano mijenja tijekom procesa hodanja i trčanja.

## 2.1. Verikalna komponenta sile

Ova je komponenta sile svojim iznosom najdominantnija te je direktna posljedica mase čovjeka. U mirovanju je ujedno i jedina komponenta sile, odnosno ona će biti ukupna reakcijska sila podloge. Primjerice, uređaj poput električne sobne vage kojom mjerimo svoju masu funkcionira upravo tako. Kako bi vaga prikazala točne vrijednosti moramo uspravno stati na nju i mirno stajati dok se na ekranu ne ustabili vrijednost. Vaga zapravo računa vertikalnu reakcijsku silu te prikazuje vrijednost izmjerene sile podijeljene s ubrzanjem zemljine sile teže  $g$ .

Prilikom hoda iznos sile će varirati. Vrijednost će se približno mijenjati kako je prikazano na slici 1. Kod inicijalnog kontakta pete s podlogom iznos sile će naglo porasti na iznos koji je veći od ispitanikove težine. Nakon spuštanja cijelog stopala na podlogu iznos sile će pasti na vrijednost koja otprilike odgovara ispitanikovo težini, dok će prilikom odvajanja prednjeg dijela stopala od podloge iznos sile ponovno porasti na iznos veći od ispitanikove težine. Dakle, prikazano dijagramom, vrijednost vertikalne komponente sile tijekom hoda imat će dva skoka, odnosno dva lokalna maksimuma između kojih će vrijednost sile biti približno jednaka ispitanikovo težini.

Tijekom trčanja će raspodjela sile ovisiti o mnogo parametara. Neki od njih su brzina trčanja, vrsta obuće te je li ispitanik profesionalni ili amaterski trkač odnosno sama tehnika trčanja ispitanika. Promjenu iznosa vertikalne komponente sile kvalitativno prikazuje (slika 8.), preuzeta s [12]. Iznos sile će također imati dva maksimuma, ali će kod trčanja jedan maksimum biti više naglašen od drugog za razliku od onih kod hoda. Prvi maksimum se postiže prilikom udara u podlogu i iznosi otprilike dva puta više od ispitanikove težine, dok se drugi postiže prilikom odraza od podloge te može iznositi i tri do četiri puta više od ispitanikove težine.



Slika 8. Promjena vertikalne komponente reakcijske sile tijekom trčanja

Bitno je naglasiti da se iznos vertikalne komponente reakcijske sile može izračunati analitički primjenom drugog Newtonovog zakona prema izrazu (6):

$$F_Z = \sum_{i=1}^n m_i (a_i + g) \quad (6)$$

-pri čemu je:

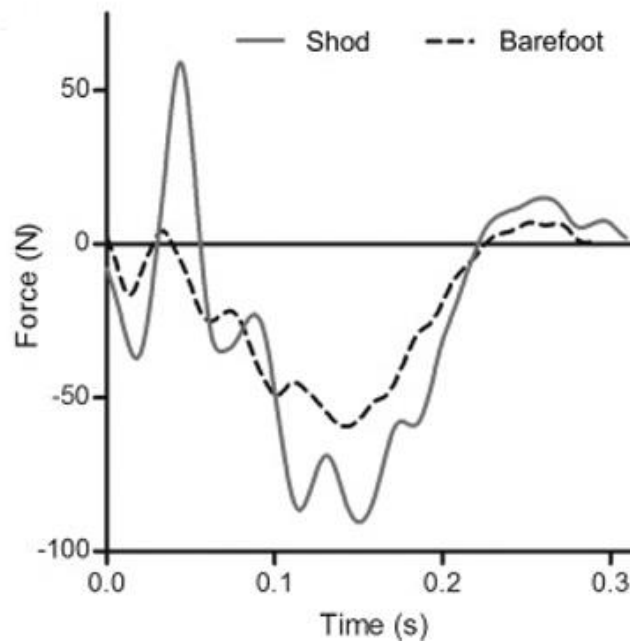
$m_i$  – masa  $i$ -tog segmenta tijela;

$a_i$  – ubrzanje središta mase  $i$ -tog segmenta tijela u vertikalnom smjeru;

$g$  – ubrzanje zemljine sile teže ( $9,81 \text{ m/s}^2$ ).

## 2.2. Horizontalne komponente sile

Dvije su horizontalne komponente reakcijske sile podloge, antero-posterialna ili uzdužna i medio-lateralna ili poprečna sila. Njihov će iznos jednim dijelom ovisiti o faktoru trenja između podloge i stopala, odnosno o vrsti obuće koju ispitanik nosi, a također će ovisiti i o samom načinu hoda koji se razlikuje od osobe do osobe. Primjerice, (slika 9.) prikazuje usporedbu promjene poprečne sile prilikom hoda u cipelama i hoda bez obuće. Puna linija prikazuje krivulju promjene sile prilikom hoda u obući, dok crtkana linija prikazuje krivulju promjene sile prilikom hoda bez obuće. [13]

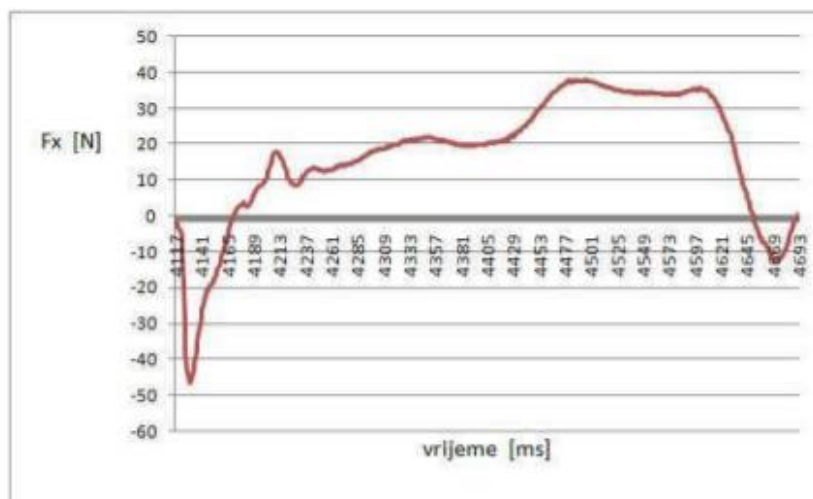


**Slika 9.** Usporedba promjene poprečne komponente reakcijske sile

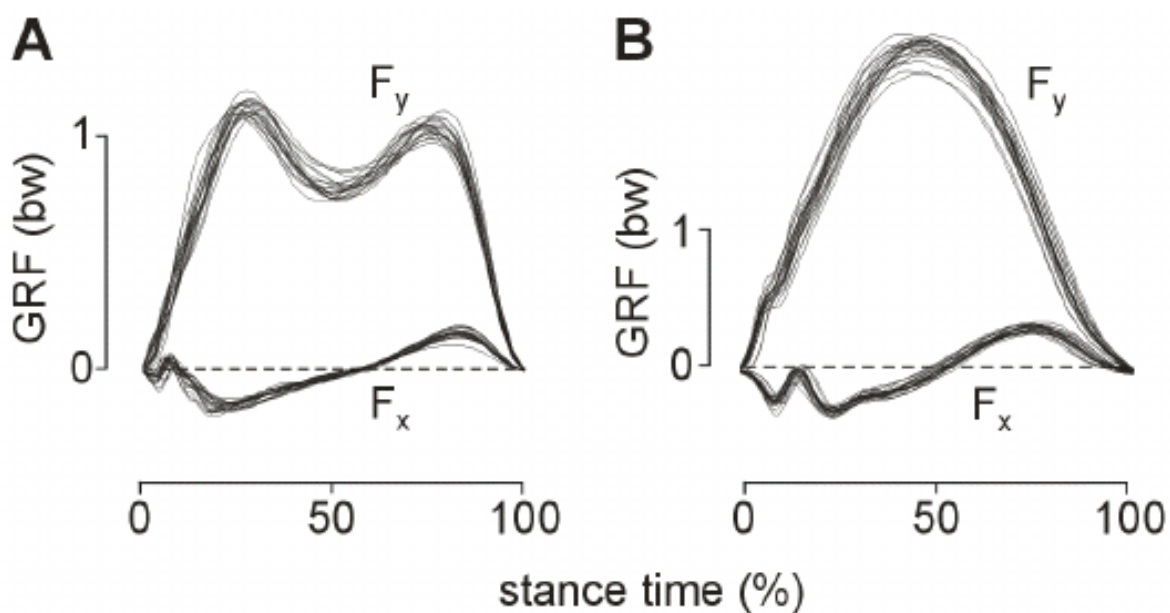
Negativni iznosi sile na dijagramu odnose se isključivo na orijentaciju vektora sile u određenom trenutku, to jest da sila u datom trenutku djeluje suprotno od pozitivnog smjera koordinatne osi. Iznos uzdužne komponente sile se može izračunati analogno izrazu (6) s tim da se ubrzanje  $g$  izostavi iz izraza, a ubrzanje  $a_i$  se odnosi na ubrzanje središta mase  $i$ -tog segmenta tijela u uzdužnom smjeru. Prema tome analitički izraz za izračunavanje uzdužne komponente sile odgovara izrazu (7):

$$F_y = \sum_{i=1}^n m_i a_i. \quad (7)$$

Na slici 10. je prikazana promjena uzdužne komponente sile [14], dok je na slici 11. prikazana usporedba uzdužne i vertikalne komponente sile [15]. Na dijagramu A na slici 11. prikazana je usporedba vertikalne i uzdužne komponente reakcijske sile prilikom hodanja. Vertikalna komponenta označena je s  $F_Y$ , a uzdužna komponenta s  $F_X$ . Na dijagramu B na slici 11. prikazana je usporedba istih parametara prilikom trčanja.



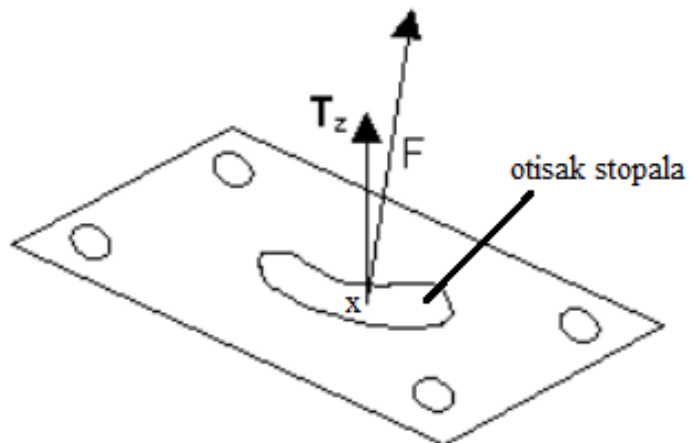
Slika 10. Promjena uzdužne komponente sile



Slika 11. Promjena uzdužne komponente sile u odnosu na vertikalnu za: A) hodanje; B) trčanje

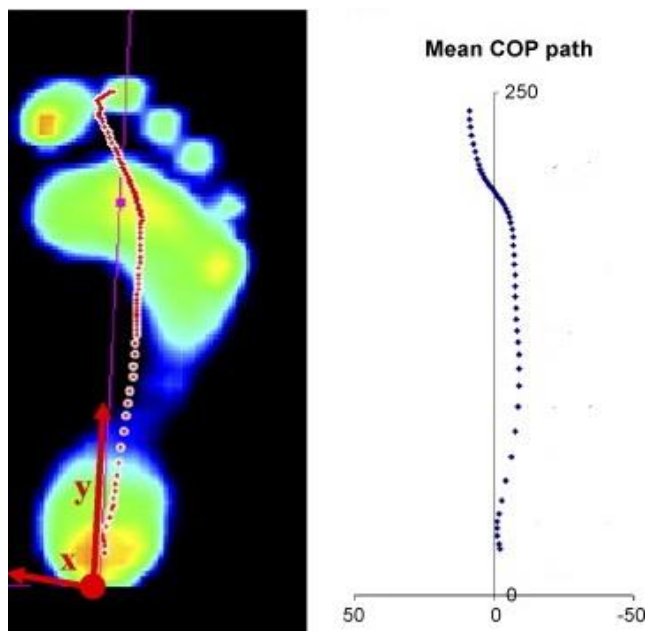
### 2.3. Centar pritiska – hvatište rezultantne sile i momenta

Kako je ranije spomenuto, točka hvatišta rezultantne sile i rezultantnog momenta zove se centar ili središte pritiska. Kako je prikazano na slici 12., u točki  $x$  nalazi se centar pritiska, dok  $F$  i  $T_z$  označavaju rezultantnu reakcijsku silu podloge i rezultantni moment. [16]



Slika 12. Centar pritiska

Uređaji računaju položaj centra pritiska uzimajući u obzir komponente sile i momenata te daju koordinate točke u odnosu na ishodište koordinatnog sustava platforme. Dobivene koordinate točke mogu se razlikovati za istog ispitanika ovisno o korištenoj opremi. Glavni razlog tome je činjenica da neke platforme računaju sve komponente sile i momenata, neke računaju samo sile, dok su neke pak ograničene samo na mjerenje vertikalne komponente sile. Razlike mogu nastati i zbog kalibracije samog uređaja. (Slika 13.) prikazuje promjenu položaja centra pritiska u horizontalnoj ravnini tijekom jednog koraka. [17]



Slika 13. Promjena položaja centra pritiska tijekom jednog koraka

---

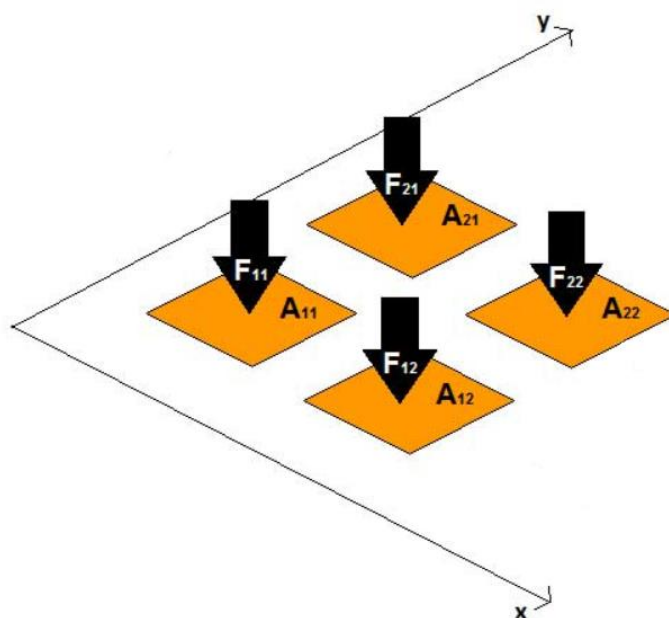
Prema [1], bitno je naglasiti da velik broj platformi za mjerenje sila ne daje točne koordinate centra pritiska u trenutku kada je vertikalna komponenta sile jako mala, točnije kada ona iznosi manje ili jednako 2% ispitanikove težine. Razlog tome je u algoritmu pomoću kojeg platforma računa koordinate, a detaljnije će biti objašnjeno u sljedećem poglavlju.

### 3. OSNOVNI PRINCIPI RADA PLATFORMI ZA MJERENJE SILA

Prema [1], dva su osnovna modela prema kojima funkcioniraju platforme za mjerenje reakcijskih sila u biomehanici. Prvi je model platforma oblika pravokutne ploče s četiri mjerna pretvarača, po jedan u svakom kutu pravokutne ploče. Drugi je model također platforma oblika pravokutne ploče, s osloncem u sredini na kojem se nalaze mjerni pretvarači. Svi izrazi i slike upotrijebljeni u točkama 3.1. te 3.2. preuzeti su iz [1].

S druge strane, platforme koje se koriste za pedobarografske analize funkcioniraju nešto drugačije. Oblikom su slične platformama za mjerenje sila, najčešće su također pravokutne ploče međutim za razliku od platformi za mjerenje sila one imaju senzorsko područje koje se prostire preko gotovo cijele površine platforme. Prema [18], mreža senzora postavljena je po površini platforme tako da svaki element mjeri tlak na mjestu na kojem je postavljen. Kada se izmjereni tlak na svakom od senzora analizira dobiva se slika raspodjele tlaka po plantarnoj površini stopala. (Slika 14.) prikazuje detalj jedne senzorske mreže. Narančasti kvadrati su senzorski elementi koji mjere tlak koji se računa prema izrazu (8). Indeksi članova u izrazu (8) odnose se na položaj u odnosu na koordinatne osi, kako prikazuje (slika 14.). [18]

$$p_{ii} = \frac{F_{ii}}{A_{ii}} \quad (8)$$



**Slika 14. Detalj senzorske mreže pedobarografske platforme**

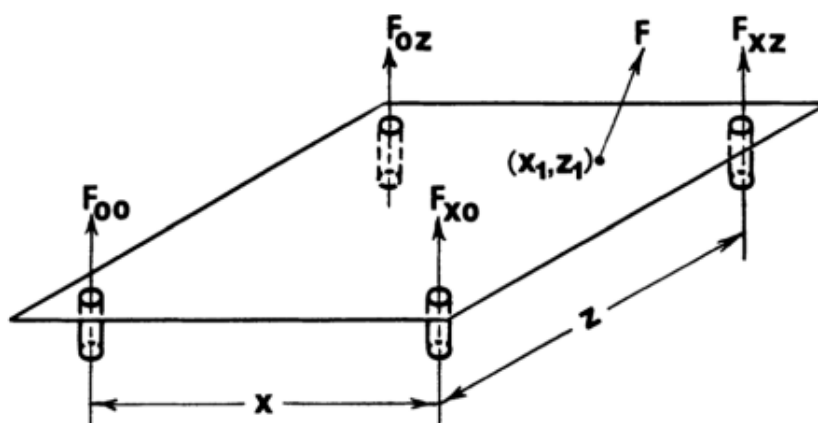
Točnost dobivenih podataka će uvelike ovisiti o vrsti senzora, broju i rasporedu senzora te o rezoluciji senzora. Na točnost podataka mogu utjecati i neki vanjski uvjeti koji nisu direktno vezani za samu platformu, poput okolišne temperature, tlaka te vlažnosti zraka.

### 3.1. Model platforme s pretvaračima u kutevima

Ovaj model se sastoji od pravokutne ploče s četiri mjerna pretvarača u kutevima ploče. Recimo da je ishodište koordinatnog sustava u donjem lijevom kutu ploče kako prikazuje (slika 15.) pa će taj pretvarač imati koordinate (0, 0). Analogno tome, ostala tri će imati koordinate (X, 0), (X, Z) i (0, Z). Pretvarači u kutevima su najčešće takvi da registriraju samo vertikalnu komponentu sile pa su ove platforme obično ograničene na računanje samo vertikalne komponente reakcijske sile podloge. Međutim, kod novijih i skupljih platformi ugrađuju se troosni pretvarači.

Položaj centra pritiska se određuje prema vrijednosti vertikalnih sila koje registriraju mjerni pretvarači. Ova metoda je približno točna s obzirom da je vertikalna komponenta sile iznosom najdominantnija te će najviše utjecati na položaj hvatišta rezultantne sile. Ukupna vertikalna komponenta sile određuje se prema izrazu (9). Sile su označene s dva indeksa koji odgovaraju koordinatama određenog pretvarača na ploči.

$$F_Y = F_{00} + F_{X0} + F_{XZ} + F_{0Z}. \quad (9)$$



Slika 15. Model s pretvaračima u kutevima platforme

Koordinate centra pritiska označene s  $(X_1, Z_1)$  računaju se prema izrazima (10) i (11):

$$X_1 = \frac{X}{2} \left[ 1 + \frac{F_{X0} + F_{XZ} - F_{00} - F_{0Z}}{F_Y} \right]; \quad (10)$$

$$Z_1 = \frac{Z}{2} \left[ 1 + \frac{F_{0Z} + F_{XZ} - F_{00} - F_{X0}}{F_Y} \right]. \quad (11)$$



### 3.2. Model platforme s pretvaračima u sredini

Ovaj model ima jedan oslonac u sredini platforme na kojem se nalaze mjerni pretvrači koji mjere iznose komponenta vertikalne, uzdužne i poprečne sile te momente savijanja ploče oko dvije horizontalne osi. (Slika 16.) prikazuje ovaj model u  $x$ - $y$  ravnini, a svi izrazi koji slijede se analogno mogu izvesti i u  $y$ - $z$  ravnini.

Koordinate centra pritiska se računaju prema jednadžbama ravnoteže. Jednadžba ravnoteže za ravninu koja je prikazana na slici 16. glasi:

$$M_Z - (F_Y \times x) + (F_X \times y_0) = 0; \quad (12)$$

-pri čemu je:

$M_Z$  – moment savijanja oko osi  $z$ ;

$F_Y$  – vertikalna komponenta reakcijske sile podloge;

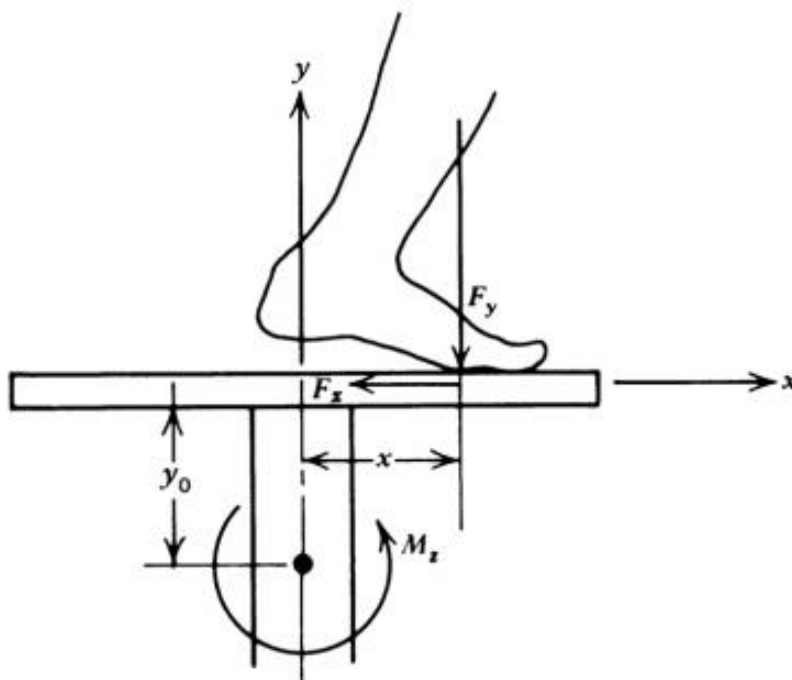
$F_X$  – uzdužna komponenta reakcijske sile podloge;

$x$  – koordinata centra pritiska po  $x$ -osi;

$y_0$  – udaljenost od ishodišta koordinatnog sustava do gornje površine platforme.

Sređivanjem izraza (12) dobiva se izraz za računanje  $x$  koordinate centra pritiska:

$$x = \left[ \frac{(F_X \times y_0) + M_Z}{F_Y} \right]. \quad (13)$$



Slika 16. Model s pretvaračima u sredini platforme

Analogno izrazu (13) može se izvesti i izraz za  $z$  koordinatu centra pritiska s time da se umjesto uzdužne sile  $F_x$  u jednadžbe uvrsti poprečna sila  $F_z$ , a umjesto momenta savijanja oko osi  $z$  uvrsti se moment savijanja oko osi  $x$ . Udaljenost  $y_0$  ostaje nepromjenjena.

Ako promotrimo izraze (10), (11) i (13) lako je dokazati da u oba modela postoji nedostatak koji je naglašen u poglavlju 2.3., odnosno u [1]. Naime, u početnom trenutku kada stajemo na platformu te u krajnjem trenutku, neposredno prije nego što vrhovi prstiju napuste podlogu, iznos vertikalne komponente sile  $F_y$  je izrazito mali pa se koordinate centra pritiska ne mogu točno odrediti iz gore navedenih izraza. Iz tog se razloga podaci izmjereni u prvih i zadnjih nekoliko milisekundi ciklusa koraka, kada iznos vertikalne komponente sile iznosi manje ili jednako 2% tjelesne težine ispitanika, zanemaruju.

## 4. PREGLED UREĐAJA NA TRŽIŠTU

Danas na tržištu možemo pronaći velik broj uređaja koji se koriste za mjerenje reakcijske sile podloge u biomehanici, odnosno za mjerenje raspodjele tlaka između podloge i stopala. Naglasak je na biomehaničku silu jer se navedeni uređaji primarno koriste za mjerenje sile koja nastaje u interakciji ljudskog tijela, u ovom slučaju stopala, s podlogom. Kao dvije glavne grupe uređaja izdvojiti ćemo platforme za mjerenje sila i pedobarografske platforme. Bitno je reći da u ovom području još uvijek ima mjesta za napredak pa tako novi uređaji poput senzorskih uložaka za cipele postaju sve više rasprostranjeni i na neki način zamjenjuju klasične platforme, prvenstveno zbog svoje jednostavnosti i cijene. Međutim, i oni imaju svoje nedostatke te je glavno pitanje u koje se svrhe zapravo mogu pouzdano koristiti i koja je točnost izmjerenih podataka. Upravo zbog svoje popularnosti posljednjih godina, senzorski ulošci bit će navedeni i detaljnije opisani kao treća grupa proizvoda na tržištu.

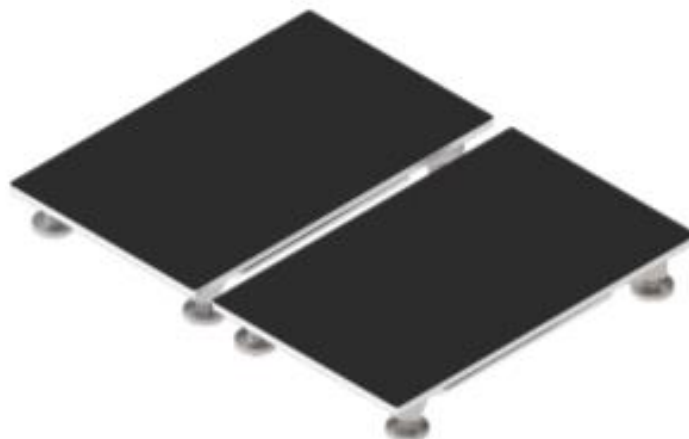
### 4.1. Platforme za mjerenje sila

Osnovne karakteristike ovih uređaja su točnost i preciznost, ali s druge strane relativno visoka cijena. Primarna im je funkcija mjerenje komponenta reakcijske sile podloge i momenata koji se javljaju prilikom interakcije stopala s podlogom. Platforme se međusobno razlikuju u dimenzijama, vrsti, broju i rezoluciji senzora, mogućnosti da mjere silu u jednoj ili tri dimenzije te u još mnoštvu parametara, a sve od navedenog diktira i cijenu same platforme. Osnovni principi rada ovih uređaja već su ranije opisani pa će u ovom dijelu biti prikazana usporedba nekoliko uređaja na tržištu, počevši od onih jeftinijih. Usporedba je većim dijelom rađena prema [19].

#### 4.1.1. VALD Performance Force Decks

Prema [20], tvrtka VALD jedna je od vodećih svjetskih tvrtki u proizvodnji uređaja za mjerenje biomehaničkih sila, opterećenja, snage i stabilnosti u području sporta i sportske terapije. Što se tiče uređaja za mjerenje reakcijske sile podloge nude tri različite varijante platformi, *Force Decks Mini*, *Force Decks Lite* i *Force Decks Max*. Sve su tri platforme konstruirane prvenstveno za mjerenja u kineziologiji i fizioterapiji. Svima je zajedničko to da se sastoje od dvije međusobno povezane platforme, zamišljene da se na svaku stane jednom nogom te da svaka zasebno mjeri opterećenja za jednu nogu. Velika je prednost ovih platformi u odnosu na neke konkurentne proizvode na tržištu ta da su lagano prenosive, odnosno da za njihovu upotrebu

nije potreban visoko opremljen laboratorij pošto imaju punjivu bateriju koja može trajati i do 50 sati korištenja. Također su relativno male mase pa su samim time i jednostavne za transport. (Slika 17.) prikazuje model *Force Decks Lite*. Slika je preuzeta s [19].



**Slika 17.** *VALD Performance Force Decks Lite*

Svi su modeli s gornje strane opremljeni prevlakom protiv klizanja te također imaju postolje s mogućnošću zasebnog podešavanja visine u svakom kutu u slučaju neravnog terena. Jedna od glavnih prednosti ovih uređaja, a i glavni razlog zbog kojeg se koriste u kineziologiji je i taj što je platforma unaprijed programirana s otprilike 15 programa. Svaki od programa se fokusira na specifičnu vježbu poput primjerice čučnjeva te odmah prilagođava podatke i daje preporuke za odabranu vježbu. Noviji modeli također imaju mogućnost samostalnog prepoznavanja o kojoj se vježbi radi te je također moguće uparivanje više platformi i istodobno praćenje treninga više ispitanika. Platforma automatski sakuplja i obrađuje podatke te ih sprema na vanjsku memoriju koju je potrebno umetnuti na predviđeni *USB* utor te se nakon odrađene vježbe na računalu mogu vidjeti podaci. Novije verzije ovog uređaja opremljene su *bluetooth* vezom te ih je moguće povezati s pametnim telefonom i direktno pomoću aplikacije pratiti trening. (Slika 18.) prikazuje korisničko sučelje *Force Decks* aplikacije. [20]



**Slika 18.** *Force Decks* aplikacija

Svi modeli su opremljeni tenzometrima rezolucije 0,15 N u kutevima koji mjere samo vertikalnu komponentu sile. Nemogućnost mjerenja sve tri komponente sile je i glavni nedostatak ovih platformi i razlog zbog kojeg se ne koriste u znanstvene i istraživačke svrhe. (Tablica 1.) prikazuje usporedbu, odnosno glavne razlike između tri dostupna modela ovog proizvođača, podaci u tablici su preuzeti s [19].

**Tablica 1. Usporedba modela uređaja *Force Decks***

Model	<i>FD Max</i>	<i>FD Lite</i>	<i>FD Mini</i>
Dimenzije ( <i>lxbxh</i> ) [mm]	350x700x78	300x485x53	224x400x53
Masa [kg]	46 (2x23)	18 (2x9)	10 (2x5)
Cijena [USD]	~ 6000	~ 4000	~ 3000
Maksimalno opterećenje po platformi [N]	20000	20000	10000

#### 4.1.2. *Hawkin Dynamics G3*

Platforma za mjerenje sila *G3* tvrtke *Hawkin Dynamics* svojom svrhom i konstrukcijom gotovo je jednaka *ForceDecks* platformama. Uređaj se također sastoji od dvije međusobno povezane platforme koje svaka zasebno mjere isključivo vertikalnu komponentu reakcijske sile. (Slika 19.), preuzeta s [19], prikazuje mjernu platformu *G3*. Sa slike se može vidjeti da je riječ o gotovo jednakom uređaju kao na slici 17.



**Slika 19. *Hawkin Dynamics G3***

Bitna je razlika u odnosu na prethodno opisane platforme ta da ovaj model ima mogućnost direktnog bežičnog povezivanja putem interneta s mobilnom aplikacijom te direktno praćenje

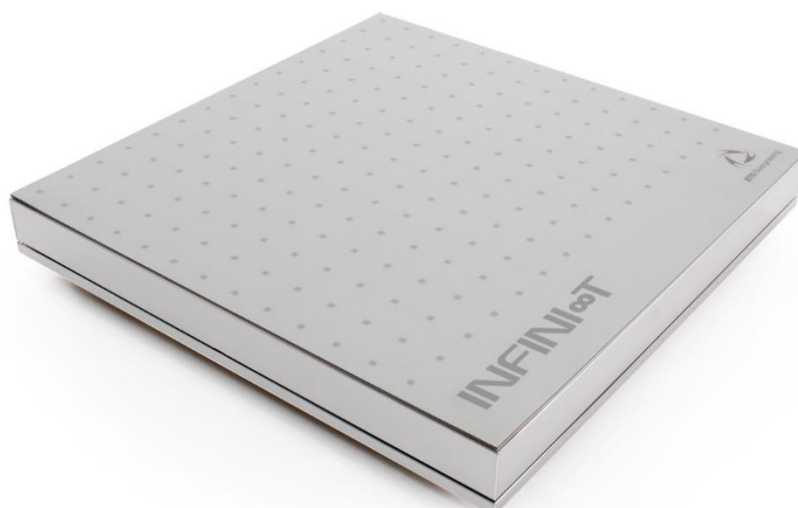
izlaznih podataka što je ujedno i prednost u odnosu na prethodno opisane platforme. Nedostatak ovog uređaja u odnosu na prethodno opisane uređaje je ta da nema mogućnost prepoznavanja o kojoj se vježbi radi pa izlazne podatke treba analizirati ovisno o tome što se želi pratiti. (Tablica 2.) prikazuje osnovne karakteristike mjerne platforme *G3*. Podaci u tablici preuzeti su s [21]. Cijena navedena u tablici je nešto niža, ali je bitno naglasiti da u navedenu cijenu nije uračunata kupnja licence za korištenje programskog paketa za analizu podataka koja se dodatno naplaćuje otprilike 2000 USD godišnje.

**Tablica 2. Karakteristike mjerne platforme *Hawkin Dynamics G3***

Dimenzije ( $l \times b \times h$ ) [mm]	Masa [kg]	Trajanje baterije [h]	Cijena [USD]
605x360x70	24 (2x12)	9	~ 5000
Vrsta mjernog uređaja/senzora	Broj senzora	Rezolucija mjernog uređaja/senzora [N]	Maksimalno opterećenje po platformi [N]
tenzometar	4	0,25	14000

#### 4.1.3. *BTS Bioengineering InfiniT*

Platforma *InfiniT* bitno se razlikuje od prethodno navedenih uređaja kako svojom konstrukcijom tako i svrhom. Najveća je razlika u tome što, za razliku od prethodnih uređaja, ima mogućnost mjerenja sve tri komponente reakcijske sile podloge [19]. Platforma ima četiri tenzometra, po jedan u svakom od kuteva platforme, kao i prethodno opisani uređaji, međutim oni imaju mogućnost mjerenja sile u sve tri dimenzije. Prema [22] jedna od zanimljivosti ovog uređaja je mogućnost međusobnog uparivanja neograničenog broja platformi. Moguće je kreiranje staze neograničene duljine koja će mjeriti rezultate tijekom cijelog ciklusa hodanja ili trčanja, a ne samo prilikom stajanja ili skakanja kao prethodno opisana dva uređaja. Također postoji mogućnost povezivanja sa sustavom kamera i markera pa je ovaj uređaj izrazito pogodan za istraživačke laboratorije, ortopedske klinike i slične ustanove. Uređaj je putem interneta povezan s računalom koje je potrebno za pohranu i analizu izmjerenih podataka. (Slika 20.) prikazuje platformu *InfiniT* proizvođača *BTS Bioengineering*. [22]



**Slika 20. BTS Bioengineering InfiNiT**

Platforma dolazi u dva oblika, u kvadratnom obliku dimenzija 400x400 milimetara te u pravokutnom obliku dimenzija 600x400 milimetara. Time je moguće ostvariti bolji raspored i efikasnije popuniti prostor prilikom postavljanja staza za ispitivanje što je i sama ideja ovakvih modularnih sustava platformi. (Tablica 3.) prikazuje neke osnovne karakteristike ovog uređaja te usporedbu između kvadratnog i pravokutnog modela, a podaci u tablici su navedeni prema [18] i [21].

**Tablica 3. Usporedba različitih modela BTS Bioengineering InfiNiT**

Model	Dimenzije ( $l \times b \times h$ ) [mm]	Masa [kg]	Rezolucija mjernog uređaja [N]	Maksimalno opterećenje [N]	Cijena [USD]
Kvadratni	400x400x57	23	0,2	8000	~ 8500
Pravokutni	600x400x57	28	0,2	8000	~ 9500

#### 4.1.4. Kistler

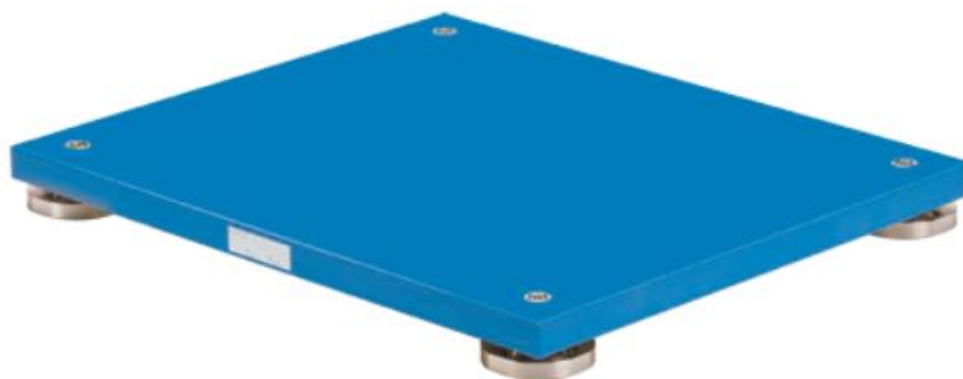
Tvrtka *Kistler* je vodeći svjetski proizvođač platformi za mjerenje sila te je ujedno i jedan od prvih proizvođača ove vrste uređaja uopće. Njihove se platforme za mjerenje sila smatraju najpreciznijim uređajima u ovom području u zadnjih 50 godina. Jedan od razloga je taj što su prvi koristili piezoelektrične senzore u ovom području te su i danas svi njihovi uređaji opremljeni upravo tom tehnologijom. Prednosne značajke ovih uređaja su osim preciznosti i

visoka kvaliteta, pouzdanost te jako široko područje primjene. S druge strane glavni je nedostatak visoka cijena u odnosu na konkurentne proizvode na tržištu. Neka od područja primjene ovih uređaja su znanstvena, poput analize hoda, gibanja te ergonomije, medicinska i klinička, poput analize posture i rehabilitacije, pa sve do sporta. Neki od uređaja specijaliziranih za sportsku primjenu su *KiJump*, platforma specijalizirana za primjenu u fitness centrima, *KiSwim*, platforma koja se koristi za mjerenje odskočne sile prilikom skakanja u bazen profesionalnih plivača, *KiSprint*, sustav koji mjeri reakcijsku silu kod starta profesionalnih trkača. Cijena standardnih uređaja kreće se od 10000 USD na više, ovisno o montaži i *software-u*, dok je cijena pojedinih specijalnih uređaja i preko 50000 USD. (Slika 21.) prikazuje standardnu platformu za mjerenje sila tvrtke *Kistler* koja je univerzalna i primjenjuje se u područjima znanosti i sporta. Usporedba značajki nekoliko uređaja ove tvrtke prikazana je u tablici 4.



**Slika 21.** *Kistler model 9281 EA*

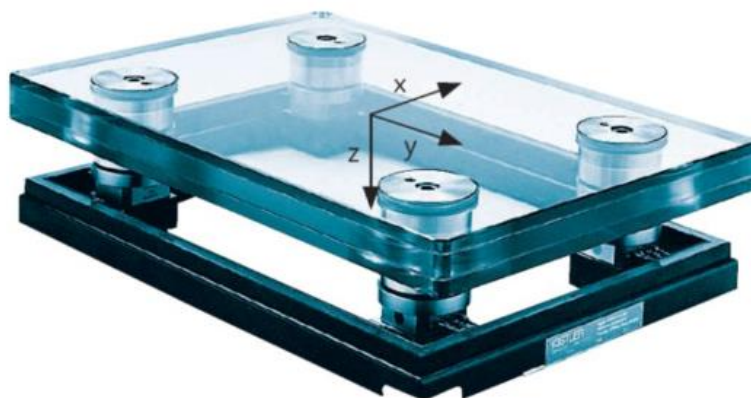
(Slika 22.) prikazuje prijenosnu verziju platforme čije su glavne karakteristike praktičnost i mala masa, a primjenjuje se uglavnom u sportske i rehabilitacijske svrhe.



**Slika 22.** *Kistler model 9260 AA*



Neki od specijalnih tipova uređaja ovog proizvođača prikazani su na slikama 23. i 24. (Slika 23.) prikazuje platformu koja sa svoje gornje strane ima staklenu ploču. Glavna svrha staklene ploče je mogućnost postavljanja kamere ispod ploče koja bilježi analizu hoda. (Slika 24.) prikazuje platformu sa specijalnim vodootpornim vanjskim dijelom.



Slika 23. *Kistler model 9285 BA*



Slika 24. *Kistler model 9253 B*

Tablica 4. **Usporedba uređaja proizvođača Kistler**

Model	Dimenzije ( $l \times b \times h$ ) [mm]	Masa [kg]	Broj mjernih osi	Mjerno područje [kN]	Osnovna značajka
9281 EA	600x400x100	16	3	-10 do 20	Univerzalnost u primjeni
9260 AA	600x500x50	8,6	3	0 do 5	Prenosivost
9285 BA	900x600x160	80	3	0 do 10	Prozirna površina
9253 B	600x400x100	40	3	-15 do 30	Vodonepropusnost

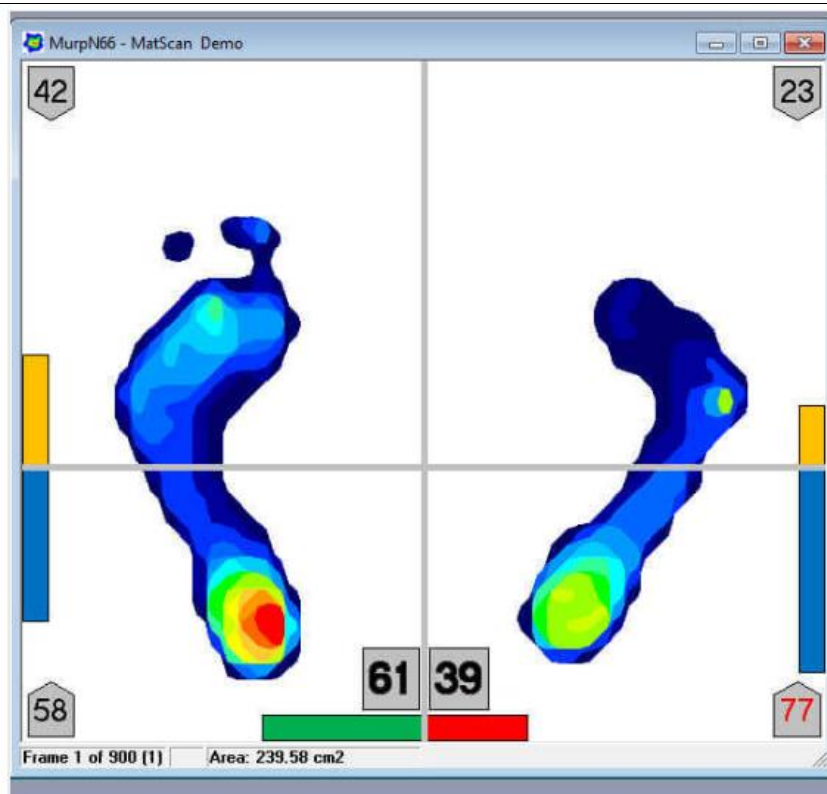
Sve slike te svi podaci u tablicama u točki 4.1.4. preuzeti su iz [8].

## 4.2. Pedobarografske platforme

Za razliku od prethodno navedenih platformi za mjerenje sila, osnovna je značajka pedobarografskih platformi analiza raspodjele plantarnog tlaka. S druge strane, one nemaju mogućnost mjerenja svih komponenti reakcijske sile podloge i pripadajućih momenata, ali su cijenovno osjetno pristupačnije od platformi za mjerenje sila. Pedobarografske platforme će se tako razlikovati od platformi za mjerenje sila prema samim parametrima mjerenja. Kako su kod platformi za mjerenje sila bili naglašeni parametri poput broja mjernih osi i rezolucije mjernih senzora, tako će kod pedobarografskih platformi izrazito bitan parametar biti frekvencija skeniranja. Frekvencija skeniranja,  $f$ , mjeri se u *Hertzima* i označava koliko je slika uređaj sposoban zabilježiti u jednoj sekundi prilikom mjerenja. Dakle, veća frekvencija znači da je uređaj sposoban prikazati finiju raspodjelu, a ujedno i bolju sliku promjene opterećenja. U nastavku je dan pregled pedobarografskih platformi koje se trenutno nalaze na tržištu te kratak opis značajki svake platforme.

### 4.2.1. Tekscan

Tvrtka *Tekscan* jedan je od vodećih proizvođača pedobarografskih platformi u svijetu. Prema [23], primjena njihovih uređaja je široka, a većinom se koriste za analizu stabilnosti, analizu i praćenje pacijenata prilikom terapija i rehabilitacija, ali i u svrhu prevencija mogućih budućih ozljeda. Koriste se i za statičke i za dinamičke pedobarografske analize. Jedna od korisnih značajki ovih uređaja je mogućnost otkrivanja tzv. asimetrije prilikom stajanja, odnosno mogućnost da izmjere koliko je relativno opterećenje na kojem stopalu u odnosu na ukupnu tjelesnu masu ispitanika. (Slika 25.) prikazuje rezultate jedne takve analize u kojoj je vidljiva spomenuta asimetrija. Ispitanik stoji tako da njegova lijeva noga nosi čak 61% tjelesne mase. Postoji više tipova uređaja ovog proizvođača, ovisno o svrsi i željenom mjestu primjene. Od ponude uređaja ovog proizvođača detaljnije će biti opisana dva modela pedobarografskih platformi, uređaj *Tekscan Mobile Mat*, jednostavna, lagana i prenosiva pedobarografska platforma, te *Tekscan SB Mat*, uređaj koji se uglavnom koristi prilikom analiza u sportskim aktivnostima.



Slika 25. Otkrivanje asimetrije na pedobarografskoj platformi

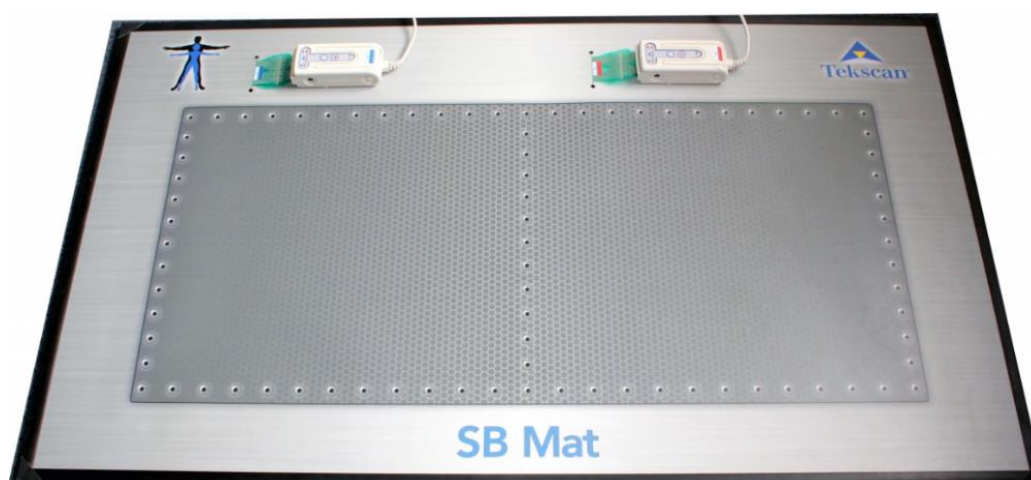
*Tekscan Mobile Mat* je lagan, izdržljiv i prijenosan uređaj koji se koristi prilikom statičkih i dinamičkih pedobarografskih analiza. Može se koristiti za otkrivanje asimetrije raspodjela mase po stopalima, za otkrivanje i liječenje bolesti kao što su čir na stopalu ili trn u peti, praćenje poboljšanja na području stabilnosti, za analizu pojedinog dijela stopala, a također u edukativne svrhe s ciljem pravilnijeg izvođenja terapijskih vježbi za donje ekstremitete. Uređaj je pomoću *USB*-a lako povezati s računalom i pratiti rezultate mjerenja. Dimenzije uređaja ( $l \times b \times h$ ) su 636x559x42 milimetra, dok je površina koju obuhvaća senzorsko područje ( $l_1 \times b_1$ ) 487x447 milimetara. Debljina senzorskog područja ( $h_1$ ) je svega 7,6 milimetara, a ukupna masa uređaja je 3,5 kilograma što ovaj uređaj čini jednostavnim i praktičnim za prenošenje. Također je bitno naglasiti da prema uputama proizvođača, uređaj daje točne rezultate mjerenja pri temperaturama zraka između 0 i 35 °C. *Mobile Mat* dolazi u standardnoj izvedbi te u izvedbi s visokom rezolucijom senzora. Dimenzije samog uređaja su iste, a razlika je u gustoći senzorske mreže te u frekvenciji skeniranja. Model s visokom rezolucijom senzora ima i nešto šire mjerno područje, a usporedba dvije različite varijante ovog uređaja dana je u tablici 5. (Slika 26.) prikazuje uređaj *Mobile Mat*. [23]

**Tablica 5. Usporedba uređaja Tekscan Mobile Mat**

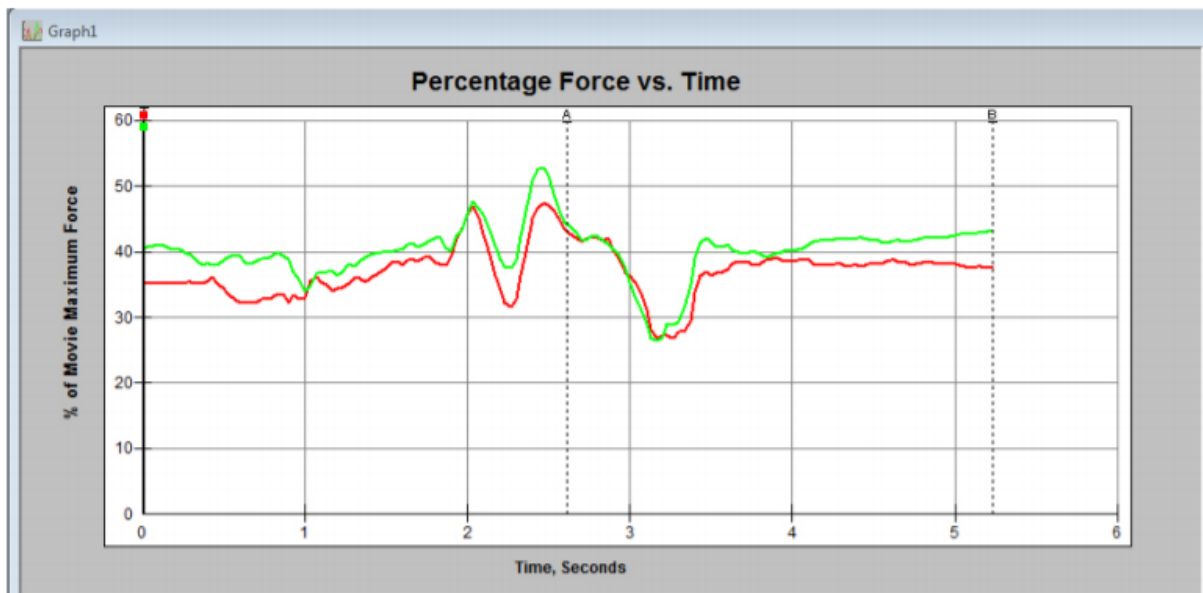
Model	Mjerni raspon [kPa]	Frekvencija skeniranja [Hz]	Broj senzora [cm <sup>2</sup> ]
Standardni model	345-862	100	1
Model s visokom rezolucijom senzora	345-1103	185	3,9

**Slika 26. Platforma Tekscan MobileMat**

*Tekscan SB Mat* je dimenzijama nešto veći uređaj, prvenstveno namjenjen u svrhu dinamičkih analiza prilikom različitih sportskih opterećenja, a prikazan je na slici 27.

**Slika 27. Platforma Tekscan SB Mat**

Uređaj je također pomoću *USB*-a moguće lako povezati s računalom i pratiti rezultate. (Slika 28.) prikazuje dijagram na kojem je usporedno prikazano opterećenje, zelenom bojom za lijevu, a crvenom bojom za desnu nogu prilikom obavljanja vježbe čučnja. Pomoću istog je lako uočiti asimetriju u opterećenju i držanju prilikom izvođenja vježbe.



**Slika 28.** Usporedba opterećenja na lijevoj i desnoj nozi prilikom izvođenja čučnja

Zbog svoje velike senzorske, a tako i ukupne površine smanjen je rizik ozljeda do kojih može doći prilikom pogrešnog stajanja na sam mjerni uređaj. Karakteristike ovog uređaja navedene su u tablici 6. Podaci u tablici, a također i slike 27. i 28. preuzeti su s [23].

**Tablica 6.** Karakteristike uređaja *Tekscan SB Mat*

Dimenzije uređaja ( $l \times b \times h$ ) [mm]	Dimenzije senzorskog područja ( $l_1 \times b_1$ ) [mm]	Broj senzora [ $\text{cm}^2$ ]	Frekvencija skeniranja [Hz]	Debljina senzorskog područja [mm]	Maksimalno opterećenje [kg]
1222x714	975x447	1	100	7,8	544,3

Također je bitno naglasiti da proizvođač preporuča da se prilikom korištenja uređaja nosi prikladna obuća, s ravnim potplatom, bez šiljastih i oštih dijelova s donje strane, kako nebi došlo do oštećenja uređaja ili povrede ispitanika.

#### 4.2.2. Currex

Uređaji *Currex Footplate* i *Footplate Pro* svojim su karakteristikama, a i samim izgledom slični prethodno opisanom uređaju *Tekscan Mobile Mat*. Zbog debljine od svega 5 milimetara uređaj je izrazito lagan i jednostavan za prenošenje. Za razliku od uređaja *Mobile Mat*, ovaj se uređaj koristi prvenstveno u svrhu dinamičke analize, većinom u području sporta. Razlike između osnovnog uređaja *Currex Footplate* i napredne varijante *Currex Footplate Pro* prikazuje (tablica 7.), dok je sam uređaj prikazan na slici 29. [24]



Slika 29. Platforma *Currex Footplate*

Tablica 7. Usporedba uređaja proizvođača *Currex*

Model	Dimenzije mjernog područja ( $l_1 \times b_1$ ) [mm]	Frekvencija skeniranja [Hz]	Ukupan broj senzora
<i>Footplate</i>	400x400	100	2706
<i>Footplate Pro</i>	490x490	200	4096

#### 4.2.3. Diers Pedoscan

Uređaj *Pedoscan* koristi se za statičke i dinamičke pedobarografske analize. Zbog svoje visoke frekvencije skeniranja ima mogućnost bilježenja naglih promjena opterećenja te iznosa vršnih opterećenja. To je od velikog značaja prilikom izvođenja dinamičkih pedobarografskih analiza, a posebno do izražaja dolazi u sportskoj primjeni. Ovaj je uređaj nešto napredniji od prethodno

opisanih uređaja s obzirom na parametre koje je moguće mjeriti pomoću istog. Parametri koje ovaj uređaj može mjeriti, osim same raspodjele tlaka, su i rotacija stopala, vrijeme kontakta s podlogom tijekom hodanja te promjenu položaja centra pritiska tijekom ciklusa hodanja. Što se tiče kliničke primjene, ovaj se uređaj koristi za analizu posture, otkrivanje i praćenje liječenja dijabetesnog stopala te liječenje nepravilnosti hoda. Bitna je značajka ove platforme da se može upariti s drugim uređajima poput uređaja za analizu opterećenja kralježnice te se može povezano pratiti utjecaj hoda na opterećenje kralježnice. Uređaj dolazi u različitim dimenzijama, točnije od 500 do 4000 milimetara duljine. Uređaj *Diers Pedoscan* prikazan je na slici 30. [25]



**Slika 30. Platforma *Diers Pedoscan***

#### **4.2.4. *Diasu 3D Ultrasensor***

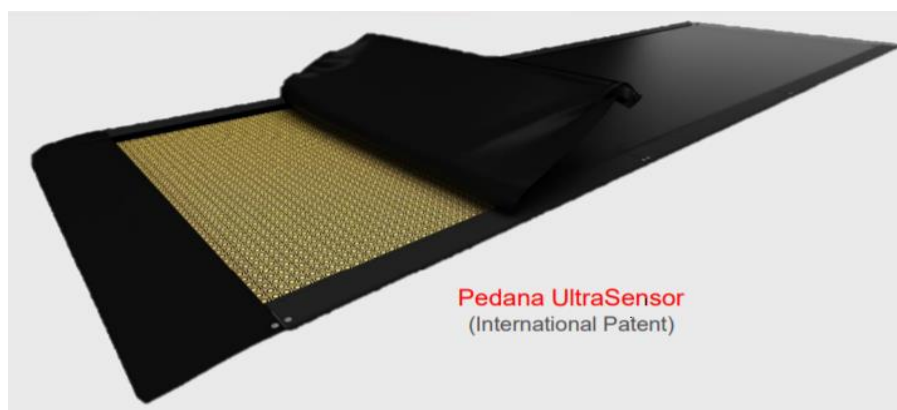
Platforme *3D Ultrasensor* su uređaji koji su po svojim mogućnostima te kvaliteti izrade u samom vrhu proizvoda u ovom području. Koriste se za velik broj statičkih i dinamičkih analiza, kao i za testove stabilnosti. Postoji više izvedbi uređaja koje se razlikuju u dimenzijama i primjeni, dok je većina tehničkih karakteristika zajednička. Svi modeli imaju poprilično gustu mrežu mjernih senzora od čak 7 senzora po kvadratnom centimetru što kao rezultat daje izrazito finu sliku raspodjele tlaka pri stajanju, odnosno promjene tlaka pri gibanju. Svi su senzori rezistivnog tipa, oblika kružne pločice promjera svega 3,9 milimetara. Ono što je svim uređajima također zajedničko su frekvencija skeniranja koja je promjenjiva i iznosi do maksimalno 200 Hz, maksimalno dopušteno opterećenje od 0,15 MPa te jednaka debljina koja iznosi 150 milimetara. Bitno je naglasiti kako je preporuka proizvođača da se mjerenja na ovim uređajima vrše pri temperaturama između 10 i 40 °C kako bi se dobili čim točniji rezultati.



Proizvođač također navodi da je moguća greška mjerenja pri navedenom temperaturnom razmaku +/- 2%. (Tablica 8.) prikazuje usporedbu različitih modela ovog uređaja te područje primjene za svaki pojedini model. (Slika 31.) prikazuje jedan model ovog uređaja na kojem je prikazan i dio senzorske mreže koji se nalazi ispod površine. [26]

**Tablica 8. Usporedba različitih modela uređaja 3D Ultrasensor**

Model	Dimenzije ( <i>lxb</i> ) [mm]	Područje primjene
<i>Postural</i>	500x500	Statičke pedobarografske analize, testovi stabilnosti
<i>Dual</i>	1000x500	Jednostavnije dinamičke pedobarografske analize
<i>Walk</i>	2000x500	Dinamička analiza prilikom punog ciklusa hoda
<i>Sport</i>	3000x500	Dinamičke analize prilikom izvođenja jednostavnijih vježbi
<i>LAC I</i>	2000x1000 2500x1000	Dijagnostika u području ortopedije i ortopedске rehabilitacije
<i>LAC II</i>	3000x1000 3500x1000	Dijagnostika u području neurologije
<i>LAC III</i>	4000x1000	Analize opterećenja i dijagnostika prilikom izvođenja treninga profesionalnih sportaša



**Slika 31. Izgled uređaja Diasu 3D Ultrasenzor s detaljem senzorske mreže**

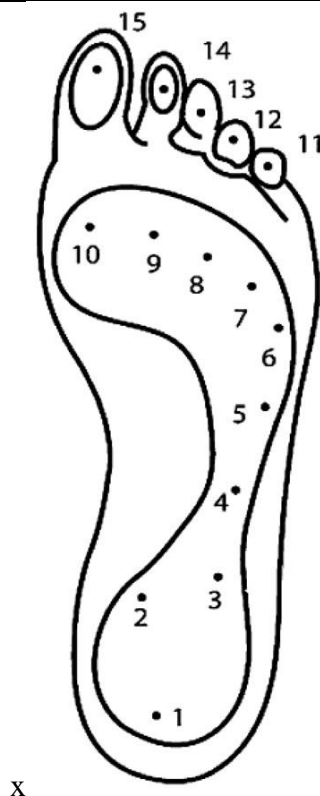


### 4.3. Senzorski ulošci za mjerenje sile i tlaka

Kako je ranije spomenuto, razvojem senzorskih uložaka za cipele koji imaju mogućnost primjene na području pedobarografskih analiza, ovo područje znanosti je postalo dostupno širokom broju potrošača. Senzorski se ulošci uglavnom koriste za dinamičke analize, a ideju o uređaju koji bi mjerio raspodjelu tlaka a da je direktno vezan za ispitanikovo stopalo prvi su prezentirali Baumann i Brand, 1963. godine. [27]

Prednosti uložaka u odnosu na klasične pedobarografske platforme su činjenice da ulošci ne zahtijevaju dodatan prostor za postavljanje te nisu vezani za analize u zatvorenim prostorima poput laboratorija, već se mogu koristiti u svakodnevnom životu, gdje god se nalazili odnosno kretali. Međutim, postavlja se pitanje koliko točnu sliku raspodjele tlaka mogu dati ulošci u odnosu na platforme s obzirom da platforme zbog same svoje geometrije imaju mnogo veću površinu, a time i mnogo veći broj mjernih senzora. Nadalje, ako se uložak ne postavi pravilno u obuću, odnosno ako kalup obuće dimenzijama ne odgovara dimenzijama uložka, on neće biti fiksiran već će „plivati“ pa tako izmjerene vrijednosti neće biti pouzdane. Uzevši u obzir navedena ograničenja samih uložaka, prema [3], vrlo je bitan odabir optimalnog senzora, odnosno senzorske mreže pa se prema tome postavljaju određeni zahtjevi:

1. Senzor mora biti mobilan i kompaktan, što manje mase i dimenzija.
2. Kako bi uložak bio udoban i siguran za nošenje, količinu žica treba svesti na minimum, u idealnom slučaju elementi bi trebali biti spojeni bežično (*Wi-Fi* ili *Bluetooth*).
3. Bitan je raspored senzora. Shu *et al.* u svom radu navode kako stopalo nosi najviše opterećenja u 15 točaka kako je prikazano na slici 32. Navedena mjesta na stopalu nazivaju se anatomska područja stopala. Dakle, za dobivanje pouzdane slike raspodjele tlaka po stopalu u uložak treba smjestiti minimalno 15 senzora raspodjeljenih na navedenih 15 točaka.
4. Senzor mora biti isplativ i opravdan s ekonomske strane.
5. Odabrani senzor mora imati malu potrošnju energije. Mala potrošnja energije je prvenstveno bitna kod dugotrajnih analiza, a i zbog činjenice da veličina baterije uvelike utječe na dimenzije cijelog senzora koje su ograničene.



Slika 32. 15 anatomskih područja stopala

#### 4.3.1. Medilogic WLAN Insole

Senzorki ulošci tvrtke *Medilogic* koriste se pretežito u području ortopedije. Služe za praćenje terapije pacijenata nakon ortopedskih operacija i zahvata, a također se koriste i prilikom dizajniranja ortopedskih uložaka za cipele. Uređaj se sastoji od tankog uložka na kojem se nalaze mjerni senzori, koji je povezan s plastičnim kućištem koje se veže oko ispitanikova lista, kako prikazuje (slika 33.). Unutar kućišta se nalaze baterija koja se puni preko *USB* utora i odašiljač signala preko kojeg je uređaj povezan s računalom. Odašiljač ima domet od 100 metara ako se koristi u otvorenom, odnosno 25 metara ako se koristi u zatvorenom prostoru. Ulošci su dostupni u raznim veličinama, a najveća dostupna veličina je europski broj 50 koji na sebi sadrži čak 240 mjernih senzora. Mjerno područje senzora je između 0,6 i 64 N/cm<sup>2</sup>, dok je frekvencija skeniranja 100 Hz. U ponudi je i posebna verzija ovog proizvoda koja je namjenjena primjeni u sportu, izgled i dimenzije uređaja su iste kao i kod već opisanog uređaja, a razlikuje se u frekvenciji skeniranja koja je promjenjiva i može iznositi do čak 400 Hz. Ta je frekvencija dovoljna za bilježenje najmanjih promjena i vršnih opterećenja koja se javljaju prilikom treninga profesionalnih sportaša. Jedini nedostatak ovog uređaja u odnosu na neke konkurentne proizvode na tržištu je činjenica da se baterija i odašiljač ne nalaze na samom ulošku već unutar

kućišta koje cijelo vrijeme mora biti vezano za list ispitanika. Kućište je dimenzija 90x60x20 milimetara i ima masu od 125 grama što može biti nepraktično prilikom izvođenja određenih dinamičkih analiza. [28]

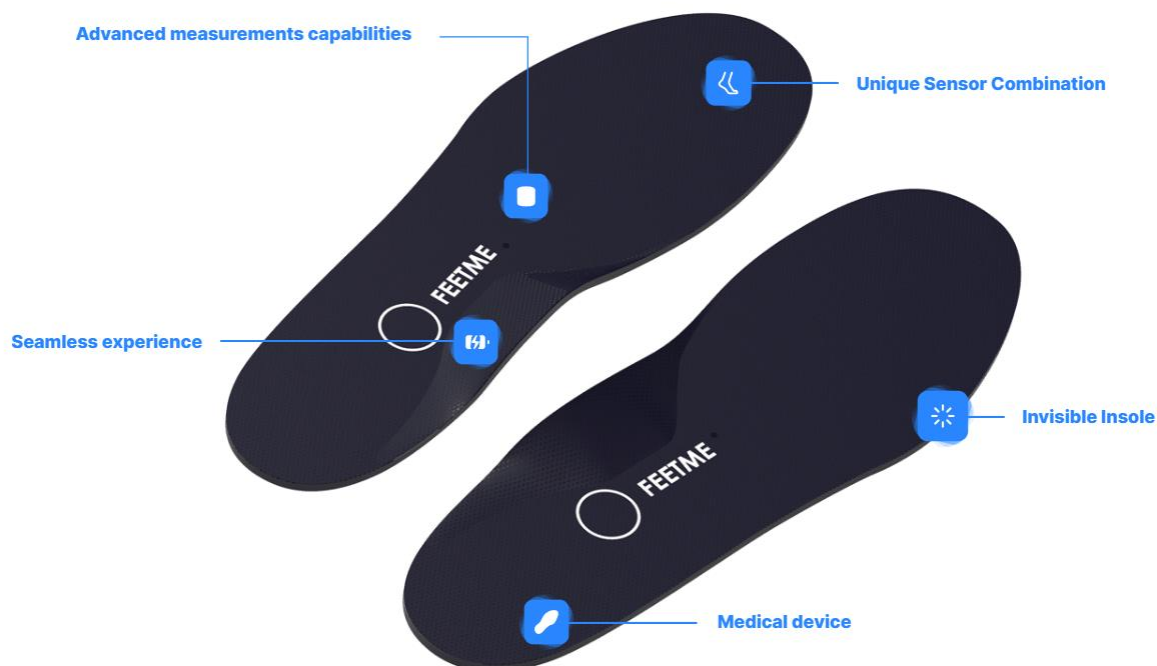


**Slika 33.** Uređaj *Medilogic WLAN Insole*

#### 4.3.2. *Feet Me*

Senzorski ulošci tvrtke *Feet Me* su svestrani, lagani i nevidljivi prilikom nošenja. Ovi ulošci osim raspodjele tlaka imaju mogućnost mjerenja još mnoštva parametara prilikom hoda, poput reakcijske sile i položaja centra pritiska. Uložak pomoću unaprijed programiranih algoritama procjenjuje parametre poput prijedene udaljenosti prilikom jednog koraka, a potom kombinacijom izmjerenih i pretpostavljenih parametara računa brzinu, kadencu, trajanje faze stajanja i faze njihanja, trajanje jednog koraka i još neke parametre koji su bitni za analizu hoda. Uređaj dolazi u 12 veličina, svaki uložak sadrži 18 mjernih senzora frekvencije 146 Hz. Masa uloška je između 80 i 120 grama, ovisno o veličini, a dozvoljena masa korisnika je između 40 i 120 kilograma. Svaki uložak ima bateriju kapaciteta 110 mAh koja je smještena unutar samog uloška. Unutar uloška se također nalazi i *bluetooth* odašiljač pomoću kojeg su ulošci povezani s mobilnim uređajem ili računalom. S obzirom da su baterija i odašiljač unutar samog uloška, nema vanjskog kućišta te su samim time ovi ulošci nevidljivi i jednostavniji za korištenje od

prethodno navedenih uložaka. Ovi su ulošci medicinski ispitani i odobreni te imaju CE i FDA certifikate. (Slika 34.) prikazuje senzorske uloške proizvođača *Feet Me*. [29]



Slika 34. Uložci proizvođača *Feet Me*

#### 4.3.3. *Digitsole Run*

Ovi su ulošci prvenstveno namjenjeni za praćenje parametara prilikom trčanja. Najenjeniji su svim grupama korisnika te su lako dostupni za kupnju po cijeni od 99 USD. Uložci bilježe i kasnije analiziraju parametre poput balansa, duljine i stabilnosti koraka, duljine faze stajanja i faze njihanja te reakcijske sile podloge. Uložci su dostupni u europskim veličinama između 36 i 47, s time da je najveći uložak debljine 8,8 milimetara i mase 90 grama, dok je najmanji debljine svega 3,9 milimetara i teži svega 66 grama. Svaki uložak ima bateriju kapaciteta 40 mAh koja pri prosječnom korištenju od trideset minuta dnevno može trajati do 40 dana s jednim punjenjem. Uložci imaju mogućnost bežičnog povezivanja s mobilnim telefonom i bilježenja podataka *on-line*, a također imaju mogućnost bilježenja podataka u vlastitu privremenu memoriju pošto je prilikom izvođenja vježbe ponekad nepraktično nositi mobilni telefon. Sve elektroničke komponente su sadržane unutar samog uložka pa je tako uložak nevidljiv prilikom nošenja. (Slika 35.) prikazuje uloške *Digitsole Run*. [30]



Slika 35. Ulošci Digitsole Run

## 5. ODABIR OPTIMALNOG UREĐAJA ZA ŽELJENU PRIMJENU

Pri odabiru željenog uređaja za analizu sila reakcije podloge u biomehanici postoji velik broj parametara koji utječu na izbor. U današnje se vrijeme na tržištu nalazi poprilično velik broj uređaja, što je konkretno prikazano u prethodnom poglavlju ovog rada. Uređaji se međusobno više ili manje razlikuju svojim karakteristikama i funkcijama. Stoga, kako bi se odabrao optimalan uređaj za željenu primjenu, treba uzeti u obzir čim više detalja o vrsti mjerenja koje će se na odabranom uređaju provoditi. Glavni zahtjevi koje treba uzeti u obzir pri izboru uređaja su:

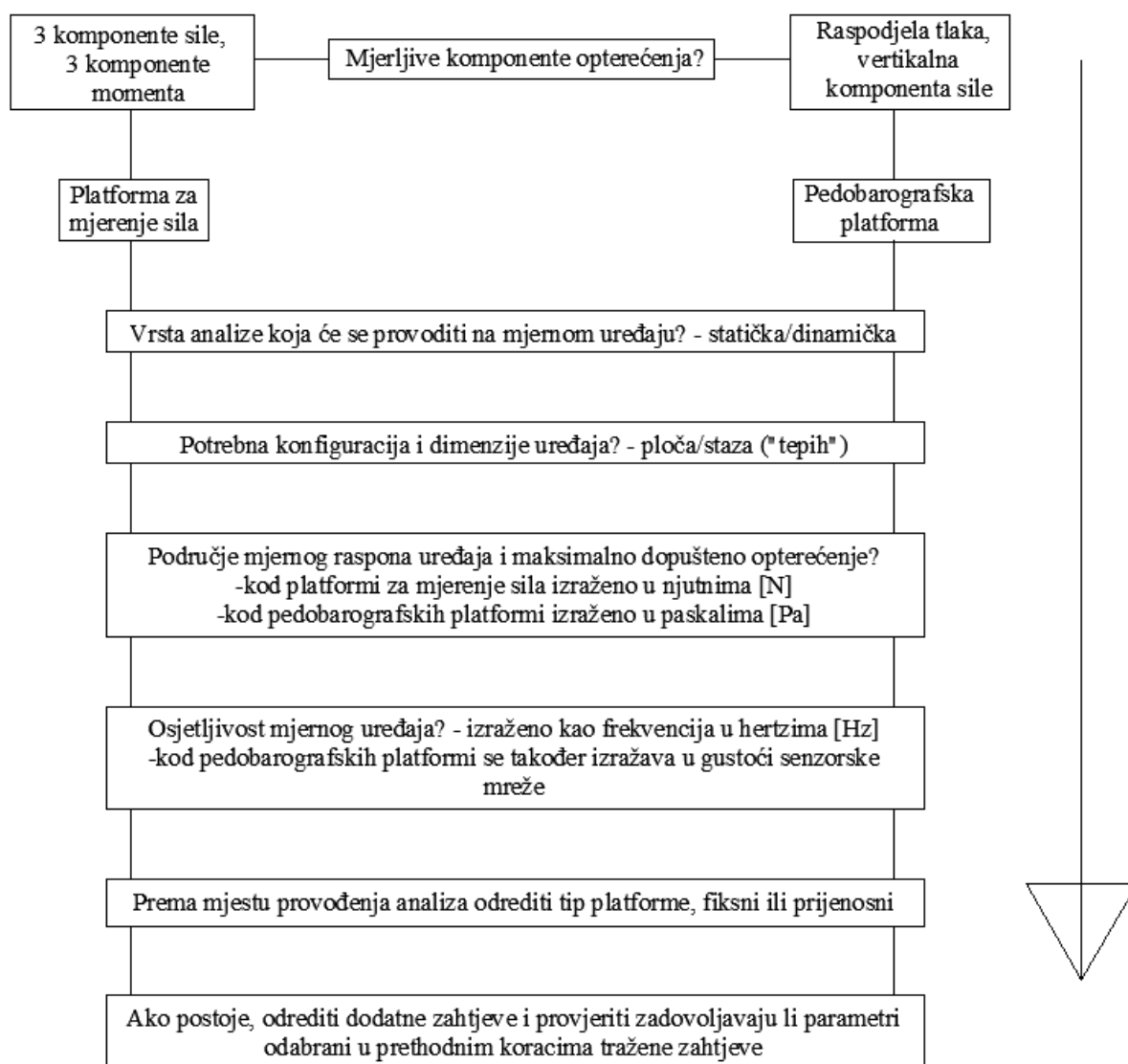
1. Radi li se mjerenje u svrhu statičke analize, dinamičke analize ili obje vrste analiza?
2. Provodi li se mjerenje isključivo u laboratoriju ili će se uređaj koristiti i za provođenje analiza na terenu? Ukoliko mjerenja nisu vezana isključivo za laboratorij, potrebno je uzeti u obzir prijenosne uređaje koji ne zahtjevaju mnogo vremena za montažu i namještanje. Također, u tom slučaju treba uzeti u obzir i masu samog uređaja, a treba voditi računa i o temperaturi okolišnog zraka s obzirom da su mjerni senzori osjetljivi na promjene okolišnih uvjeta.
3. S obzirom na očekivane rezultate mjerenja, potrebno je utvrditi geometrijsku konfiguraciju uređaja. Ako je za dobivanje željenih rezultata dovoljno da ispitanik bude na jednom mjestu prilikom provođenja mjerenja dovoljno je da uređaj bude oblika ploče, dovoljno velike da ispitanik može normalno stajati na njoj, a da se ispitanikovo zdravlje ne ugrozi mogućim ozljedama uslijed pogrešnog stajanja. Ukoliko je za dobivanje željenih rezultata neophodno da se ispitanik kreće, uređaj mora imati konfiguraciju staze, odnosno tepiha. U tom je slučaju također moguć i odabir uređaja oblika ploče koji ima mogućnost uparivanja s drugim, jednakim uređajima. Uparivanjem više uređaja kreira se konfiguracija staze po kojoj se ispitanik može kretati.
4. Potrebno je utvrditi koje komponente opterećenja želimo mjeriti. Ukoliko je za željenu analizu potrebno mjerenje komponenata reakcijske sile u smjeru sve tri koordinatne osi, potrebno je odabrati uređaj koji ima mogućnost troosnog mjerenja opterećenja. Ukoliko je za željenu analizu dovoljno poznavanje samo vertikalne komponente sile, s ekonomskog stajališta nema smisla odabrati uređaj sa mogućnošću mjerenja sve tri komponente jer su takvi uređaji cjenovno u pravilu znatno skuplji.

5. Prema mjerenjima koja će se provoditi, potrebno je odrediti kolika osjetljivost mjernog senzora je potrebna za dobivanje relevantnih rezultata mjerenja. Ukoliko se provodi analiza u kojoj dolazi do pojava naglih i skokovitih opterećenja potrebno je odabrati uređaj više frekvencije kako bi bio u mogućnosti točno zabilježiti vrijednosti promjene opterećenja u svakom trenutku.
6. Ovisno o vrsti mjerenja potrebno je odrediti okvirni raspon opterećenja uređaja. Različiti mjerni uređaji imaju i različit mjerni raspon odnosno maksimalno dopušteno opterećenje.
7. Uređaji kojima je moguće zabilježiti točnija i opsežnija mjerenja također imaju i kompleksniji *software* pa samim time zahtjevaju i bolje performanse računala na kojem će se analizirati podaci mjerenja. Prema tome, potrebno je imati adekvatnu opremu za očitavanje rezultata mjerenja.
8. Utvrditi dodatne zahtjeve poput primjerice prilagođavanja uređaja obliku, materijala izrade uređaja itd. Treba li uređaj imati prevlaku protiv klizanja na površini kontakta sa stopalom kako bi se dodatno spriječilo nastajanje mogućih ozlijeđa ispitanika prilikom provođenja mjerenja? Također, ovisno o uvjetima u kojima će se uređaj koristiti moguć je odabir uređaja otpornog na vodu, prašinu i slično.

Bitno je naglasiti da se od gore navedenih zahtjeva možda i najviše ističe onaj u kojem se navode mjerljive komponente opterećenja. Zašto? – Upravo će o tome direktno ovisiti odabir vrste opreme, odnosno je li potreban uređaj platforma za mjerenje sila ili pak pedobarografska platforma. Ostali su uvjeti i zahtjevi uglavnom primjenjivi za obe vrste uređaja. Primjerice, i platforme za mjerenje sila i pedobarografske platforme dolaze u različitim dimenzijama i konfiguracijama, obe vrste uređaja postoje i mogu se primjenjivati kako za statičke tako i za dinamičke analize, obe vrste uređaja također dolaze s različitim mjernim rasponima i različitim frekvencijama, odnosno različite osjetljivosti. Obe vrste uređaja je također moguće pronaći u prijenosnoj izvedbi. Prema tome, kada se polazi u odabir opreme trebalo bi prvo postaviti pitanje što točno želimo mjeriti, odnosno koje komponente i vrstu opterećenja želimo izmjeriti? Jesu li to raspodjela tlaka i pripadajuća vertikalna komponenta sile koja proizlazi iz izmjernog tlaka, odnosno vrijednosti koje se mjere na pedobarografskim platformama ili pak sve tri komponente sile i pripadajući momenti oko svake od koordinatnih osi, odnosno vrijednosti koje se mjere na platformama za mjerenje sila. (Slika 36.) prikazuje dijagram toka prema kojem bi tekao odabir uređaja, polazeći od toga koje se komponente opterećenja žele izmjeriti. Tok

odabira ide kako prikazuje strelica, a kao dodatni uvjeti koje je potrebno odrediti, a koji nisu vezani za sam uređaj te nisu navedeni u dijagramu na slici 36. su:

1. Zadovoljava li postojeća konfiguracija računala na kojem će se analizirati izmjereni podaci minimalnu potrebnu konfiguraciju koju preporuča proizvođač određenog uređaja da bi se podaci mogli analizirati?
2. Treba također voditi računa i o ekonomskom stajalištu te odabrati uređaj s najboljim omjerom uloženo-dobiveno za željene analize.



**Slika 36. Dijagram toka odabira optimalnog uređaja**

Dakako da odabir optimalnog uređaja nije uvijek jednostavan i ne postoji jedan, jasan algoritam prema kojem bi se odabirao uređaj za različite primjene a da uvijek zadovolji sve



točno tražene zahtjeve pa uvijek treba težiti kompromisnom rješenju. Razlozi za to mogu biti u tome što je trenutno stanje na tržištu takvo da postoji širok spektar uređaja koji su na prvi pogled isti, a svaki se u nečemu razlikuje. Razlog može biti i činjenica da se u svrhu nekog istraživanja mogu tražiti vrijednosti koje niti jedan uređaj sam za sebe ne može dati. Točnije, može se tražiti kombinacija izmjerenih parametara, poput primjerice raspodjele tlaka i vrijednosti sila i momenata u smjeru tri koordinatne osi. Postavlja se pitanje što učiniti u tom slučaju, odnosno trebaju li za takvu vrstu analize oba uređaja ili se prilagođavanjem određenog uređaja mogu izmjeriti svi željeni podaci? Pokušaj mogućeg odgovora na to pitanje dan je u sljedećem poglavlju ovog rada.

## 6. PRIJEDLOG UNAPRJEĐENJA UREĐAJA

Kako je već u prethodnom poglavlju spomenuto, prilikom provedbe određenih analiza može doći do situacije u kojoj će za potrebe analize biti potrebno izmjeriti kombinaciju parametara koju niti jedan uređaj sam za sebe ne može izmjeriti. Ovdje je dan prijedlog unaprijeđenja kojim bi uređaj koji je ograničen na mjerenje samo vertikalne komponente sile, kao što su to pedobarografske platforme i neke jeftinije izvedbe platformi za mjerenje sila, mogao izmjeriti sve tri komponente sile te također i pripadajuće momente do kojih dolazi prilikom kontakta stopala i podloge. Prije izlaganja samog prijedloga unaprijeđenja, utvrdit će se određene pretpostavke:

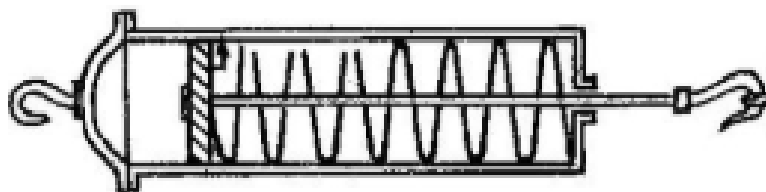
1. Vertikalna komponenta sile  $F_z$  i koordinate točke hvatišta (centra pritiska) T ( $X_T$ ,  $Y_T$ ) su poznati, odnosno postojeća oprema ima mogućnost mjerenja ovih parametara.
2. Platforma je pravokutnog oblika, poznatih dimenzija  $X_P$  i  $Y_P$ .
3. Prilikom oslobađanja tijela veza, nije uzeta u obzir masa same platforme.

Ideja je da se u svaki od četiri kuta platforme postave jednostavni linearni uređaji za mjerenje sile, poput mehaničkih dinamometara. U svakom kutu će biti postavljena tri mjerna uređaja od kojih će svaki mjeriti silu u smjeru jedne od koordinatnih osi.

### 6.1. Dinamometar

Prema [31], dinamometar je uređaj koji služi izravno za mjerenje sile, a neizravno može služiti i za mjerenje snage stroja. Dinamometar se sastoji od opruge koja se deformira pod utjecajem vanjskog opterećenja koje može biti vlačno ili tlačno. Deformacija, odnosno promjena duljine, prenosi se na mjernu kazaljku, a iz pomaka mjerne kazaljke određuje se iznos sile.

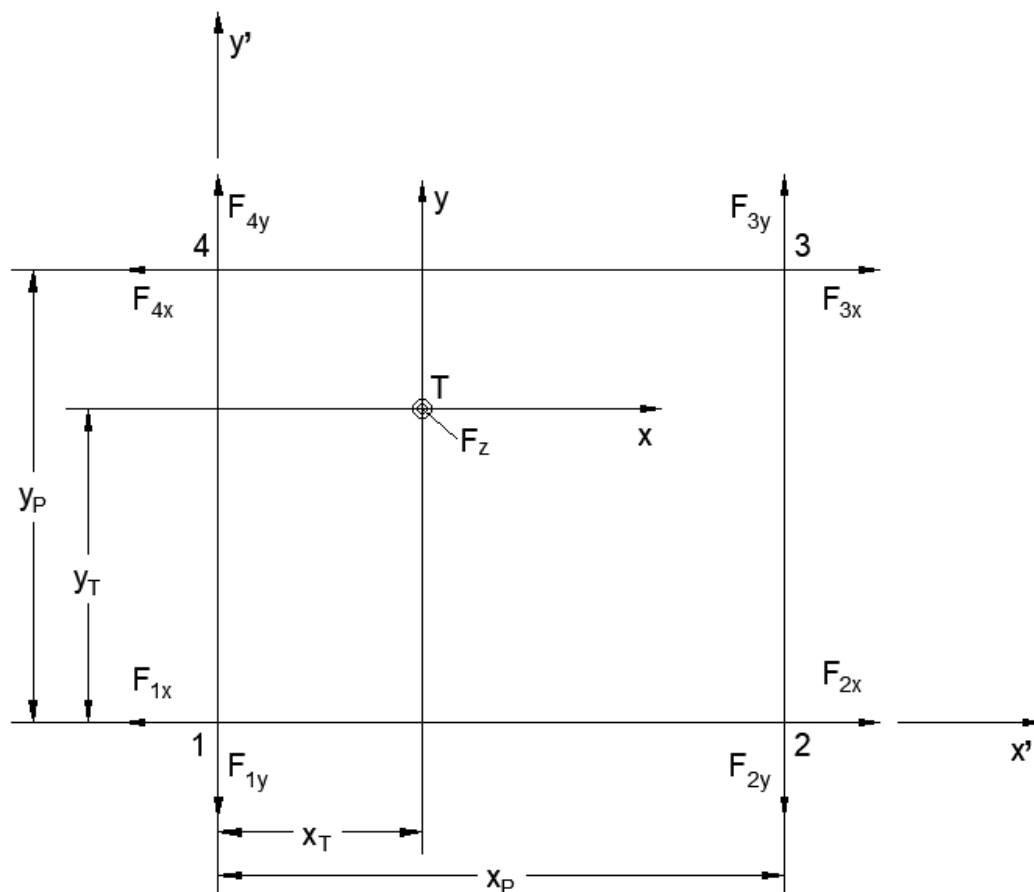
Svaki dinamometar ima određeno mjerno područje unutar kojeg može mjeriti, odnosno maksimalno dopušteno opterećenje kojom se opruga unutar dinamometra smije opteretiti kako ne bi došlo do plastične deformacije opruge. Skicu dinamometra prikazuje (slika 37.).



Slika 37. Skica dinamometra s oprugom

## 6.2. Horizontalna ravnina

(Slika 38.) prikazuje uređaj oslobođen veza u horizontalnoj ravnini. Točkama 1, 2, 3 i 4 prikazani su kutevi platforme s pripadajućim reakcijskim silama koje su posljedica postavljenih uređaja za mjerenje sile. U točki T nalazi se centar pritiska, odnosno hvatište izmjerene vertikalne komponente sile  $F_z$ . U točki T će također biti i ishodište mjernog koordinatnog sustava. Pomoćni koordinatni sustav, označen s  $x', y'$ , s ishodištem u točki 1 služi za određivanje položaja točke T u odnosu na rub platforme.



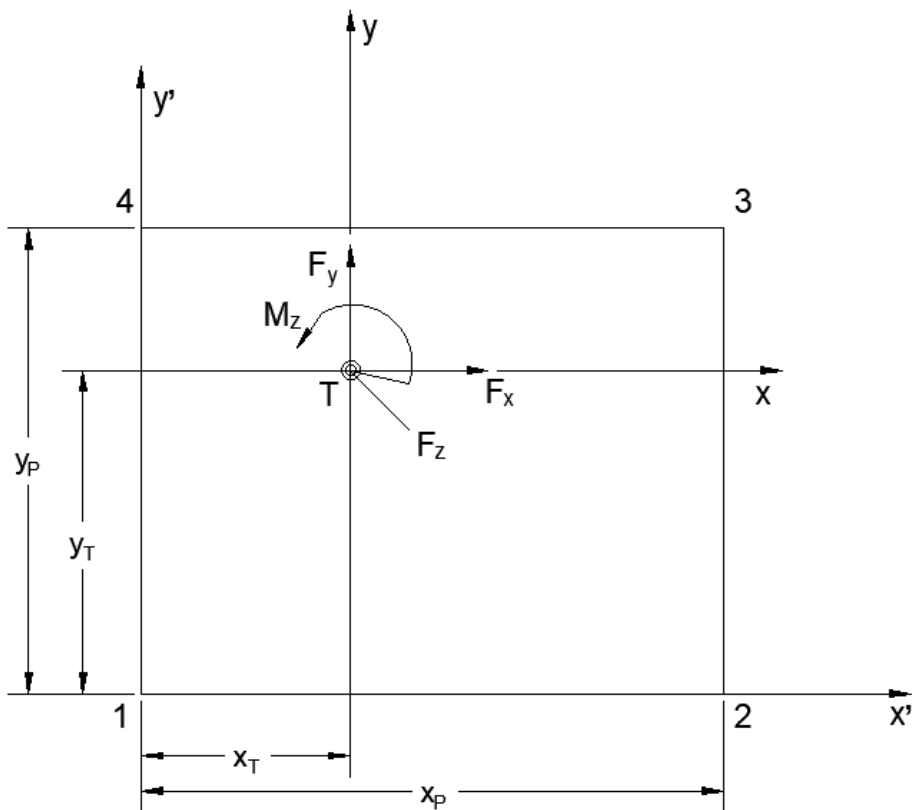
Slika 38. Uređaj oslobođen veza u horizontalnoj ravnini

Kada se sile iz točaka 1, 2, 3 i 4 reduciraju u točku T kako je prikazano na slici 39., dobivaju se rezultantne sile u smjerovima osi  $x$  i  $y$  te moment sile oko vertikalne osi  $z$ . Rezultantne sile i moment odgovaraju izrazima (14), (15) i (16).

$$\vec{F}_x = \vec{F}_{1x} + \vec{F}_{2x} + \vec{F}_{3x} + \vec{F}_{4x} \quad (14)$$

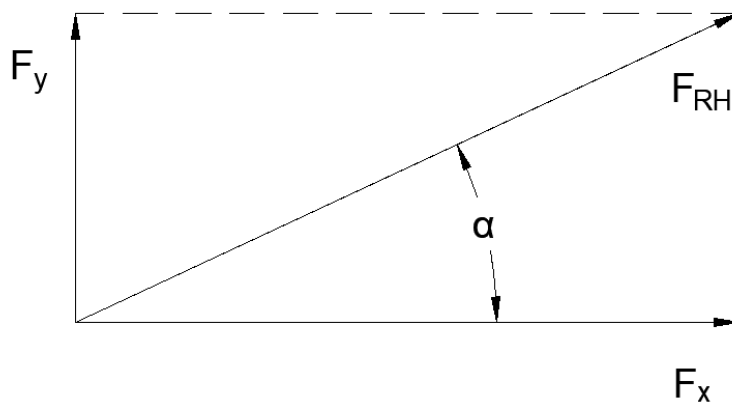
$$\vec{F}_y = \vec{F}_{1y} + \vec{F}_{2y} + \vec{F}_{3y} + \vec{F}_{4y} \quad (15)$$

$$\begin{aligned} \vec{M}_z = & \vec{F}_{1x} \times y_T + \vec{F}_{1y} \times x_T + \vec{F}_{2x} \times y_T + \vec{F}_{2y} \times (x_P - x_T) \\ & + \vec{F}_{3x} \times (y_P - y_T) + \vec{F}_{3y} \times (x_P - x_T) + \vec{F}_{4x} \times (y_P - y_T) \\ & + \vec{F}_{4y} \times x_T \end{aligned} \quad (16)$$



Slika 39. Sile reducirane u točku T

(Slika 40.) prikazuje određivanje rezultantne sile u horizontalnoj ravnini,  $F_{RH}$ . Vrijednost sile  $F_{RH}$  određuje se iz izraza (17). Smjer, odnosno otklon od pozitivnog smjera osi  $x$  predstavlja kut  $\alpha$  čiji je iznos određen izrazom (18).



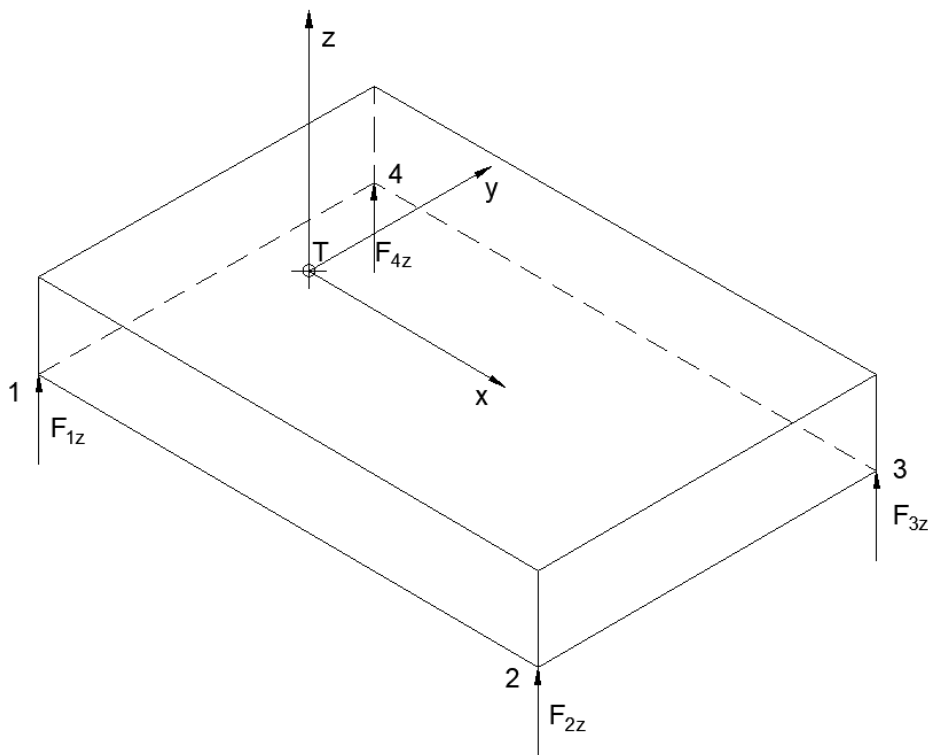
Slika 40. Rezultantna sila u horizontalnoj ravnini

$$\vec{F}_{RH} = \sqrt{\vec{F}_x^2 + \vec{F}_y^2} \quad (17)$$

$$\alpha = \tan^{-1} \frac{\vec{F}_y}{\vec{F}_x} \quad (18)$$

### 6.3. Vertikalne ravnine

(Slika 41.) daje izometrijski prikaz uređaja oslobođenog veza. Na svim skicama u točki 6.3. će zbog jednostavnijeg prikaza biti označene reakcije veza isključivo u smjeru osi  $z$ . Kako je vertikalna sila već od prije poznata, cilj ove točke je odrediti momente koji djeluju u smjerovima horizontalnih osi  $x$  i  $y$ , reduciranih u točku hvatišta  $T$ .

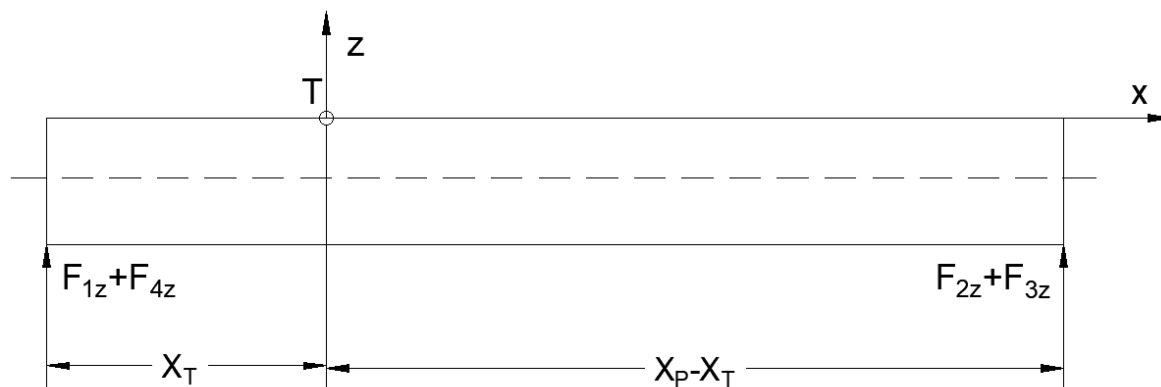


Slika 41. Prikaz uređaja u izometriji

#### 6.3.1. Ravnina $x$ - $z$

(Slika 42.) prikazuje uređaj oslobođen veza u vertikalnom smjeru, u ravnini  $x$ - $z$ . Moment sile u smjeru osi  $y$ ,  $M_y$ , računa se prema izrazu (19).

$$\vec{M}_y = x_T \times (\vec{F}_{1z} + \vec{F}_{4z}) + (x_P - x_T) \times (\vec{F}_{2z} + \vec{F}_{3z}) \quad (19)$$

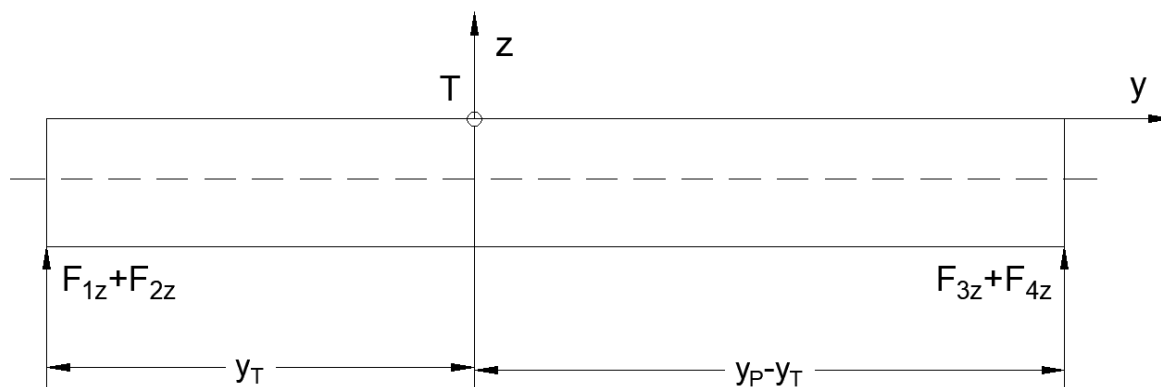


Slika 42. Uređaj oslobođen veza u vertikalnom smjeru u ravnini x-z

### 6.3.2. Ravnina y-z

(Slika 43.) prikazuje uređaj oslobođen veza u vertikalnom smjeru, u ravnini y-z. Moment sile u smjeru osi x,  $M_x$ , računa se prema izrazu (20).

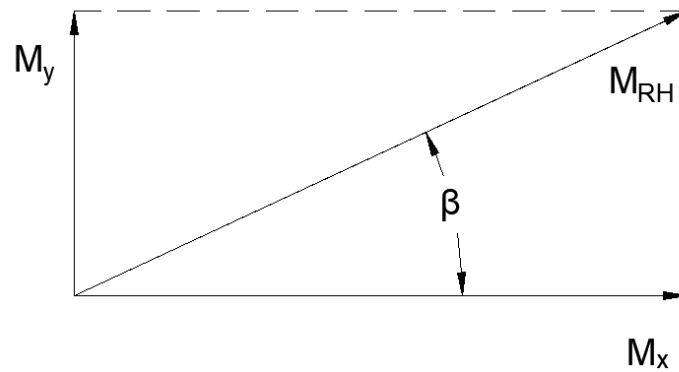
$$\vec{M}_x = y_T \times (\vec{F}_{1z} + \vec{F}_{2z}) + (y_P - y_T) \times (\vec{F}_{3z} + \vec{F}_{4z}) \quad (20)$$



Slika 43. Uređaj oslobođen veza u vertikalnom smjeru u ravnini y-z

### 6.4. Rezultantni moment u horizontalnoj ravnini

(Slika 44.) prikazuje određivanje resultantnog momenta u horizontalnoj ravnini,  $M_{RH}$ . Vrijednost momenta  $M_{RH}$  određuje se iz izraza (21). Smjer resultantnog momenta, odnosno odklon od pozitivnog smjera osi x predstavlja kut  $\beta$ , čiji je iznos određen izrazom (22).



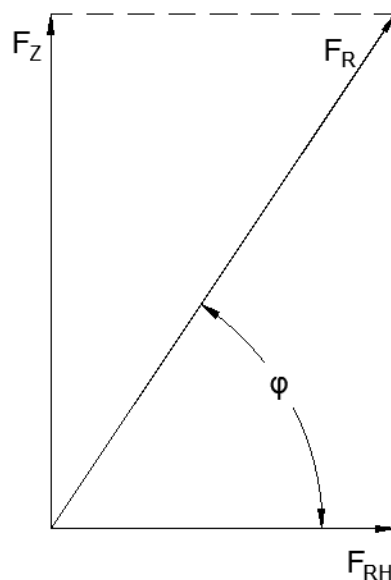
Slika 44. Rezultantni moment u horizontalnoj ravnini

$$\overrightarrow{M_{RH}} = \sqrt{\overrightarrow{M_x}^2 + \overrightarrow{M_y}^2} \quad (21)$$

$$\beta = \tan^{-1} \frac{\overrightarrow{M_y}}{\overrightarrow{M_x}} \quad (22)$$

### 6.5. Ukupna rezultantna sila i ukupni rezultantni moment

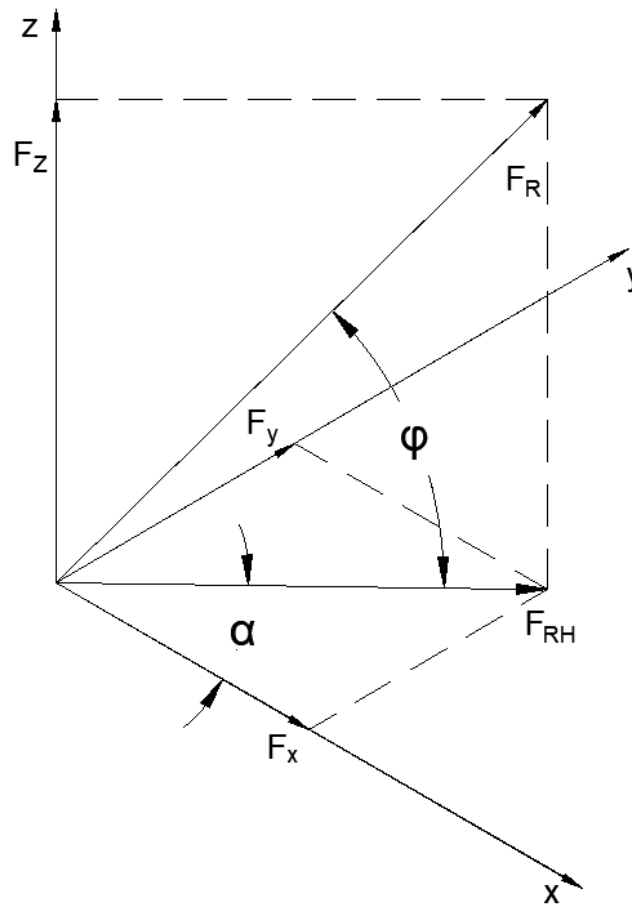
(Slika 45.) grafički prikazuje određivanje ukupne rezultantne sile  $F_R$  pri čemu je  $F_z$  izmjerena vertikalna komponenta sile, a  $F_{RH}$  rezultantna sila u horizontalnoj ravnini čiji je iznos dan izrazom (17). Kut  $\varphi$  predstavlja kut između smjera rezultantne sile  $F_R$  i horizontalne ravnine  $x$ - $y$ . Ukupna rezultantna sila  $F_R$  računa se iz izraza (23), a pripadni kut  $\varphi$  određuje se iz izraza (24).

Slika 45. Određivanje ukupne rezultantne sile  $F_R$

$$\vec{F}_R = \sqrt{\vec{F}_x^2 + \vec{F}_y^2 + \vec{F}_z^2} = \sqrt{F_{RH}^2 + F_z^2} \quad (23)$$

$$\varphi = \tan^{-1} \frac{F_z}{F_{RH}} \quad (24)$$

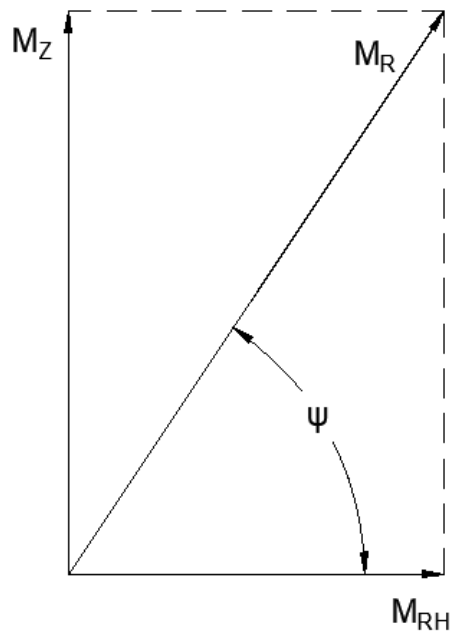
(Slika 46.) prikazuje rezultatnu silu usmjerenu u prostoru, zajedno s pripadnim kutovima odklona  $\alpha$  i  $\varphi$ .



**Slika 46.** Prostorni prikaz određivanja rezultatne sile  $F_R$

Analogno određivanju rezultatne sile, može se odrediti i rezultatni moment. (Slika 47.) grafički prikazuje određivanje ukupnog rezultatnog momenta  $M_R$ , pri čemu je  $M_z$  moment oko vertikalne osi izračunat izrazom (16), a  $M_{RH}$  rezultatni moment u horizontalnoj ravnini koji je dan izrazom (21). Kut  $\psi$  predstavlja kut između smjera rezultatnog momenta  $M_R$  i horizontalne ravnine x-y. Ukupni rezultatni moment  $M_R$  računa se prema izrazu (25), a pripadni kut  $\psi$  određuje se prema izrazu (26).



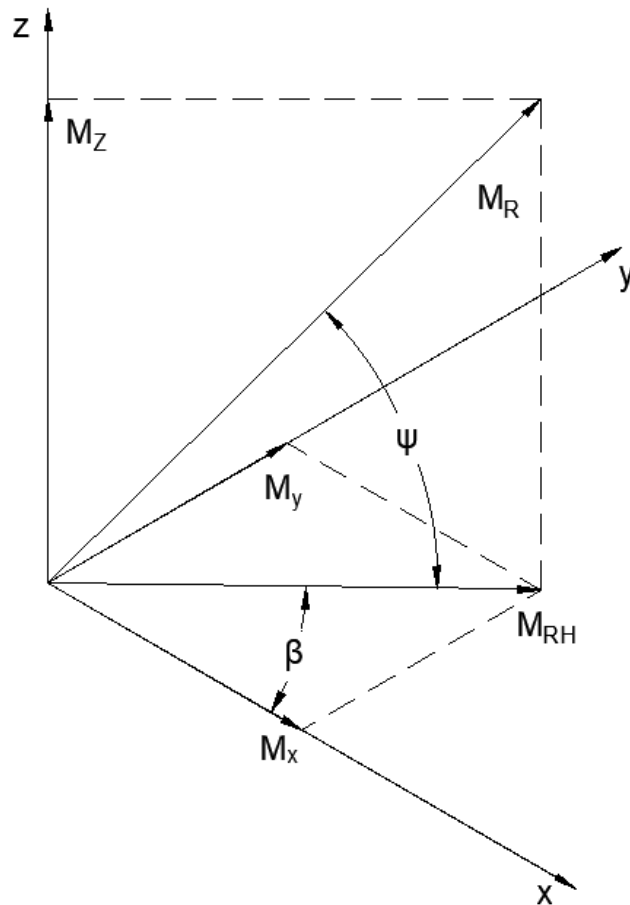


Slika 47. Određivanje ukupnog rezultantnog momenta  $M_R$

$$\vec{M}_R = \sqrt{\vec{M}_x^2 + \vec{M}_y^2 + \vec{M}_z^2} = \sqrt{\vec{M}_{RH}^2 + \vec{M}_z^2} \quad (25)$$

$$\psi = \tan^{-1} \frac{\vec{M}_z}{\vec{M}_{RH}} \quad (26)$$

(Slika 48.) daje grafički prikaz rezultantnog momenta usmjerenog u prostoru, zajedno s pripadnim kutevima odklona  $\beta$  i  $\psi$ . Intenzitet i smjer rezultantnog momenta u praksi nisu toliko važni kao što su to intenzitet i smjer rezultantne sile, ali se u ovom slučaju jednostavno mogu izračunati iz prikazanih izraza te se mogu pokazati kao korisni podaci u svrhu nekih analiza.



**Slika 48.** Prostorni prikaz određivanja rezultantnog momenta  $M_R$

## 7. ZAKLJUČAK

Ovim je radom dan pregled uređaja koji se koriste za analizu biomehaničkih sila reakcije podloge zajedno s analizom mogućnosti i područjima primjene pojedine skupine uređaja. Kako je današnje tržište prepuno različitih vrsta uređaja koji imaju sličnu, a poneki i istu svrhu, ciljevi ovog rada bili su prikazati razlike u mogućnostima te glavne prednosti i ograničenja pojedinih uređaja, a također i predložiti algoritam koji bi služio kao nit vodilja pri odabiru optimalnog uređaja za željenu primjenu.

U početnim poglavljima rada dan je uvid u to što uopće označava pojam *reakcijska sila podloge*, koje su njene komponente te kako se mijenja njen intenzitet tijekom ciklusa hoda. Također su dani izrazi za analitički izračun komponenata reakcijske sile podloge iz kojih je vidljivo da je potrebno poznavati velik broj podataka vezanih za samog ispitanika kako bi se izračun uopće mogao provesti. Iz tih se izraza indirektno može uočiti značaj opreme za mjerenje u smislu da se njihovom upotrebom znatno skraćuje provedba eksperimenata s obzirom da u tom slučaju analitički proračuni nisu potrebni.

Današnji uređaji koji se koriste za analizu i mjerenje reakcijske sile podloge bili bi nezamislivi bez suvremenih mjernih pretvarača odnosno senzora. Iz tog je razloga u uvodnom dijelu također dan i pregled vrsta mjernih senzora koji se koriste u tom području kao i određeni zahtjevi koji se od senzora očekuju. Od navedenih vrsta mjernih senzora izdvaja se *piezoelektrični* senzor čijim je otkrićem omogućeno precizno mjerenje različitih fizikalnih veličina u raznim granama inženjerstva, pa tako i mjerenje biomehaničke reakcijske sile podloge. Zbog svoje visoke vlastite frekvencije i odličnog impulsnog odziva, piezoelektrični senzor ima mogućnost zabilježiti i najmanje promjene u opterećenju, a također i vrlo precizno izmjeriti nagla i vršna opterećenja. Zbog tih su razloga uređaji opremljeni piezoelektričnim mjernim sensorima u samom vrhu proizvoda na tržištu u pogledu kvalitete, ali i cijene.

Prije samog pregleda uređaja na tržištu ukratko su opisani modeli prema kojima funkcioniraju postojeći uređaji. Već se iz samih modela može zaključiti koja će biti eventualna ograničenja, a koje prednosti uređaja koji će se prema određenom modelu konstruirati.

Kao dvije glavne skupine uređaja na tržištu predstavljene su i opisane platforme za mjerenje sila i pedobarografske platforme. Platforme za mjerenje sila suvremeni su uređaji koji se koriste za mjerenja u raznim biomehaničkim analizama. Osnovna im je značajka mogućnost mjerenja reakcijske sile podloge zajedno s njenim komponentama, dok neke mogu imati mogućnost mjerenja i više parametara poput momenata koji se javljaju prilikom hoda. Postoje također i

platforme koje imaju mogućnost mjerenja samo vertikalne komponente sile. One su cjenovno pristupačnije od srodnih uređaja koji imaju mogućnost mjerenja svih komponenti sile te su pretežno u upotrebi u području kineziologije. Nasuprot platformama za mjerenje sila, pedobarografske platforme su uređaji koji se već dugi niz godina koriste u medicinske i terapijske svrhe. Glavna im je značajka mogućnost mjerenja raspodjele opterećenja po površini stopala. S druge strane, glavno im je ograničenje nemogućnost mjerenja svih komponentata sile. Kao treća skupina uređaja u ovom su radu opisani posebni senzorski ulošci za cipele koji se u posljednje vrijeme sve više pojavljuju na tržištu. Neki su ulošci osmišljeni za mjerenje pedobarografskih parametara, dok također postoje i oni koji mjere parametre koji se obično vežu uz platforme za mjerenje sila. Velike su prednosti spomenutih uložaka jednostavnost pri korištenju te pristupačnija cijena u odnosu na platforme. Glavni je nedostatak mala površina uloška u odnosu na površinu platforme. Ako se uzme u obzir činjenica da mjerni senzori zauzimaju određenu površinu te da zbog drugih ograničenja ne mogu biti manjih dimenzija nego što jesu, lako je uočiti da će platforma sadržavati puno veći broj senzora nego uložak, a samim time će i mjerenja rađena na platformi dati finiju sliku raspodjele opterećenja nego što će to dati ulošci.

Nakon pregleda tržišta ustanovljene su prednosti i nedostaci pojedinih uređaja kao i područja primjene određenih uređaja te se otvorilo pitanje, kako odabrati optimalan uređaj za određenu primjenu? Stoga je u petom poglavlju ovog rada dan algoritam kojim se olakšava odabir uređaja. Kako bi se odabrao optimalan uređaj za određenu primjenu potrebno je poznavati što više informacija o vrsti mjerenja koja se planiraju provoditi. S obzirom da je današnje tržište prepuno raznih uređaja, može se dogoditi da u konačnici više uređaja u jednakoj mjeri zadovoljava zahtjeve te u tom slučaju treba težiti kompromisnom rješenju.

Naposlijetku je dan prijedlog za unaprjeđenje postojeće opreme koja je ograničena na mjerenje samo vertikalne komponente opterećenja kako bi ona mogla mjeriti komponente opterećenja u smjeru tri koordinatne osi. Predstavljenim unaprjeđenjem dobiva se uređaj koji ima mogućnost mjerenja komponenti sila i momenata u smjeru tri koordinatne osi zajedno sa smjerom i intenzitetom rezultantne sile i rezultantnog momenta. Poznavanje svih komponentata opterećenja koje djeluju na naše stopalo prilikom kontakta s podlogom može dati širu sliku o ispitaniku prilikom analize držanja tijela, a također i prilikom analize hoda.

**LITERATURA**

- [1] Winter, D. A.: Biomechanics and Motor Control of Human Movement, John Wiley and Sons Inc., Hoboken, New Jersey 2009.
- [2] <https://mass4d.com/blogs/clinicians-blog/the-effect-of-ground-reaction-forces-on-gait>
- [3] <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3444133/>
- [4] [https://en.wikipedia.org/wiki/Strain\\_gauge](https://en.wikipedia.org/wiki/Strain_gauge)
- [5] <https://instrumentationapplication.com/2020/11/19/bonded-and-unbonded-strain-gauges/>
- [6] <https://www.variohm.com/news-media/technical-blog-archive/what-is-a-strain-gauge->
- [7] [https://hr2.wiki/wiki/Piezoelectric\\_sensor](https://hr2.wiki/wiki/Piezoelectric_sensor)
- [8] Force plates and accessories, Katalog, [www.kistler.com](http://www.kistler.com)
- [9] <https://hr2.wiki/wiki/Pedobarography>
- [10] Klenerman, L., Wood, B.: The Human Foot, Springer, London, 2006.
- [11] [https://www.researchgate.net/figure/Directions-of-the-three-components-of-GRF-measured-by-a-typical-force-platform\\_fig2\\_326990895](https://www.researchgate.net/figure/Directions-of-the-three-components-of-GRF-measured-by-a-typical-force-platform_fig2_326990895)
- [12] <https://clinmedjournals.org/articles/ijsem/international-journal-of-sports-and-exercise-medicine-ijsem-7-185.php?jid=ijsem>
- [13] [https://www.researchgate.net/figure/Changes-in-the-vertical-A-and-mediolateral-B-ground-reaction-forces-between-shod\\_fig2\\_261718232](https://www.researchgate.net/figure/Changes-in-the-vertical-A-and-mediolateral-B-ground-reaction-forces-between-shod_fig2_261718232)
- [14] Jurčević Lulić, T.: Mjerenje ljudskog gibanja, predavanje, FSB Zagreb, 2020.
- [15] [https://www.researchgate.net/figure/Ground-reaction-forces-during-human-walking-A-and-running-B-on-a-treadmill-F-x\\_fig1\\_228409697](https://www.researchgate.net/figure/Ground-reaction-forces-during-human-walking-A-and-running-B-on-a-treadmill-F-x_fig1_228409697)
- [16] <http://www.kwon3d.com/theory/grf/cop.html>
- [17] <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0966636207002500>
- [18] <http://pressureanalysis.com/pressure-platform-history-and-characteristics/>
- [19] <https://www.comparesportstech.com/compare-force-plates>
- [20] <https://valdperformance.com/forcedecks/>
- [21] <https://hawkindynamics.shop/products/hawkin-dynamics-g3-bilateral-force-plate-set>
- [22] <https://www.btsbioengineering.com/products/infini-t-force-platform/>
- [23] <https://www.tekscan.com/products-solutions/balance-stability>
- [24] <https://currex.com/pages/footplate?lang=en>
- [25] <https://diers.eu/en/products/foot-analysis/diers-pedoscan/>
- [26] 3D Ultrasensor Baropodometric & Stabilometric Platform, Katalog, [www.diasu.com](http://www.diasu.com)

- 
- [27] Mally, F., Hofstätter, O., Eckelt, M.: In-Shoe Plantar Pressure Measurement - Influence of Insole Placement on Selected Parameters during Running, Department of Life Sciences, University of Applied Sciences Technikum Wien, 2020.
- [28] <https://medilogic.com/en/medilogic-wlan-insole/>
- [29] <https://feetmehealth.com/insoles/>
- [30] <https://digitsole.com/shop/smart-insoles-run/>
- [31] <https://www.enciklopedija.hr/natuknica.aspx?ID=15228>

---

**PRILOZI**

I. CD-R disc