

Senzori sila i momenata i njihova primjena

Čarapina, Matej

Undergraduate thesis / Završni rad

2016

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

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:235:589683>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-03-07**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Matej Čarapina

Zagreb, 2016.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Mentor:



Prof. dr. sc. Zoran Kunica, dipl. ing.

Student:

Matej Čarapina

Zagreb, 2016.

Zadatak

	<p>SVEUČILIŠTE U ZAGREBU FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite Povjerenstvo za završne ispite studija strojarstva za smjerove: proizvodno inženjerstvo, računalno inženjerstvo, industrijsko inženjerstvo i menadžment, inženjerstvo materijala i mehatronika i robotika</p>	
---	---	---

Sveučilište u Zagrebu	
Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa:	
Ur.broj:	

ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Matej Čarapina** Mat. br.: 0152200014

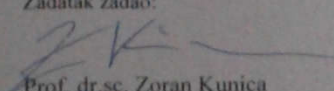
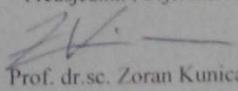
Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Senzori sila i momenata i njihova primjena**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Force and torque sensors and their applications**

Opis zadatka:

U radu je potrebno:

1. navesti značaj i primjene senzora sila i momenata;
2. dati osnove proračuna;
3. za odabrani radni proces, istražiti mogućnost primjene senzora sila i momenata te predložiti specifikaciju potrebne opreme.

Zadatak zadan:	Rok predaje rada:	Predviđeni datumi obrane:
25. studenog 2015.	1. rok: 25. veljače 2016. 2. rok (izvanredni): 20. lipnja 2016. 3. rok: 17. rujna 2016.	1. rok: 29.2., 02. i 03.03. 2016. 2. rok (izvanredni): 30. 06. 2016. 3. rok: 19., 20. i 21. 09. 2016.
Zadatak zadao:		Predsjednik Povjerenstva:
 Prof. dr.sc. Zoran Kunica		 Prof. dr.sc. Zoran Kunica

Izjava

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

Zahvaljujem mentoru prof. dr. sc Zoranu Kunici na ukazanoj pomoći, korisnim primjedbama i savjetima u svrhu poboljšanja kvalitete ovog rada.

Ponajviše zahvaljujem svojim roditeljima majci Ruži, ocu Josipu, braći Marku i Mihaelu, za sve što su učinili kako bi mi olakšali studij.

Također, zahvaljujem svima koji su mi na bilo koji način tokom studija pomogli u ostvarivanju mojih ciljeva.

Matej Čarapina

Sažetak

U svrhu automatizacije procesa proizvodnje i zamjene ljudskog rada strojevima (robotima), dolazi do problema nadoknađivanja osjetilnih funkcija nesvojstvenih strojevima. Jedna od tih funkcija je osjet sila i momenata kojima se djeluje na neko tijelo. Da bi se takva tjelesna funkcija nadomjestila, koriste se senzori sila i momenata različitih izvedbi. U ovom radu prikazan je temeljni proračun osnovnih parametara za konstrukciju senzora temeljenu na Stewartovoj platformi, čija se osnovna namjena nalazi u endoskopskim operacijama.

Ključne riječi: sila, moment, senzor, Stewart, endoskopija

Summary

For the purpose of automation of the production process and the replacement of human labour with machines (robots), there is a problem of reimbursement of sensory functions non-characteristic to machines. One of these functions is a sense of forces and moments that act on a body. In order to compensate such a bodily function force/torque sensors of different constructions are used. In this work, the fundamental calculation of the basic parameters for the construction of sensors based on a Stewart platform is shown, whose main purpose is in endoscopic operations.

Key words: force, torque, sensor, Stewart, endoscopy

S A D R Ź A J

Zadatak	1
Izjava	2
Sažetak	3
Summary	4
Popis slika	6
Popis oznaka.....	8
1. UVOD.....	9
2. SEZORI SILE I MOMENTA.....	10
2.1 Osnove senzora sile i momenta.....	10
2.2 Elementi senzora sile i momenta	10
2.3 Primjene senzora sile i momenta	12
2.4 Način rada senzora sile i momenta	14
3. MINIMALNO INVAZIVNE OPERACIJE	19
3.1 Uvodna razmatranja	19
3.2 Instrumenti za izvođenje minimalno invazivnih operacija	20
3.3 Vrste minimalno invazivnih operacija	26
4. MOGUĆNOSTI PRIMJENE SENZORA SILA I MOMENATA ZA PRIMJENE U MINIMALNO INVAZIVNIM OPERACIJAMA.....	27
5. OBLIKOVANJE SENZORA ZA PRIMJENE U MINIMALNO INVAZIVNIM OPERACIJAMA	29
5.1 Stewartova platforma	29
5.2 Inverzna kinematika senzora i dimenzioniranje.....	30
6. KONCEPT ZA DALJNJE UNAPRJEĐENJE PROCESA MINIMALNO INVAZIVNIH OPERACIJA	38
7. ZAKLJUČAK	40
8. LITERATURA.....	41

Popis slika

Slika 1. Kirurški sustav Da Vinci.....	9
Slika 2. Senzor ATI-IA Gamma.....	11
Slika 3. Kabel mjernog pretvarača za velike pretvornike [2].....	11
Slika 4. Integrirani kabel s malim mjernim pretvornikom [2]	11
Slika 5. Kabel za napajanje [2].....	12
Slika 6. Završna obrada poliranja.....	13
Slika 7. Sklapanje mjenjača motornog vozila	13
Slika 8. Testiranje kontrolne palice.....	14
Slika 9. Telemanipulacijski robot za deaktivaciju bombi	14
Slika 10. Građa senzora ATI Nano 17 [5].....	15
Slika 11. Vektori sila i momenata na pretvornik [4]	15
Slika 12. Način rada elektroničkog hardvera senzora ATI-IA [4]	17
Slika 13. Matrični preračun sila i momenata [4].....	18
Slika 14. Georg Kelling (1866.-1945.).....	19
Slika 15. Kellingov instrument za stvaranje zračne tampon zone.....	20
Slika 16. Laparoflator.....	21
Slika 17. Laparoskop.....	21
Slika 18. Osnovna shema elemenata za prikazivanje slike unutrašnjosti pacijenta [7]	22
Slika 19. Uređaj za usisavanje i ispiranje.....	22
Slika 20. Cijev za usisavanje i ispiranje.....	22
Slika 21. Elektrokirurški nož.....	23
Slika 22. Veressova igla	23
Slika 23. Princip rada Veressove igle.....	24
Slika 24. Troakar	24
Slika 25. Hvataljka s rotirajućim krakom.....	25
Slika 26. Vrste završetaka za hvataljku.....	25
Slika 27. Stewartova platforma [9]	29
Slika 28. Pojednostavnjeni izgled konstrukcije i raspored zglobova i krakova [10]	30
Slika 29. Sile f_1 i f_2 koje djeluju na krakove b_1 i b_2 [10]	32
Slika 30. Rezultati $\kappa(\mathbf{F}_{unutarne})$ dobiveni u MATLAB-u	36
Slika 31. Izgled strukture senzora prema [5].....	37
Slika 32. Izgled strukture senzora prema [12].....	37

Slika 33. Trodimenzionalni model ljudske glave temeljen na snimci s MR-a.....	38
Slika 34. Shema opisanog koncepta.....	39

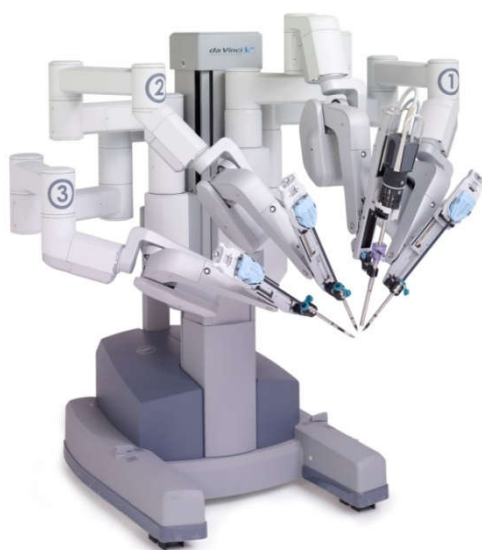
Popis oznaka

Oznaka	Jedinica	Opis
A	-	matrica transformacije
<i>a</i>	mm	radijus zamišljene kružnice
<i>b</i> _{1...6}	-	oznaka kraka platforme
<i>E</i>	N/mm ²	modul elastičnosti
F _{vanjske,}	-	matrice vanjskog i unutarnjeg opterećenja
F _{unutarnje}	-	matrice vanjskog i unutarnjeg opterećenja
<i>f</i> _{1...6}	N	sile u krakovima
<i>f</i> _{x,y,z}	N	vanjske sile
<i>f</i> _{ρ,τ,κ}	N	komponente sila u krakovima u pomoćnom koordinatnom sustavu
<i>h</i>	mm	visina platforme
<i>i</i> '	mm	udaljenost zglobova na gornjoj platformi
<i>i</i> ''	mm	udaljenost zglobova na donjoj platformi
J	-	Jakobijan senzora
<i>L</i>	mm	duljina kraka
<i>m</i> _{x,y,z}	Nmm	vanjski momenti
<i>m</i>	-	koeficijent matrice A
<i>n</i>	-	koeficijent matrice A
<i>O</i> '	-	centar gornje platforme
<i>O</i> ''	-	centar donje platforme
<i>q</i>	-	koeficijent matrice A
<i>r</i>	mm	radijus gornje platforme
<i>R</i>	mm	radijus donje platforme
<i>R</i> ₀	Ω	otpor nedeformiranog mjernog pretvornika
<i>S</i> _a	-	faktor mjernog pretvornika
<i>x, y, z</i>	-	referentne koordinatne osi
<i>α</i>	°	kut smjera kraka
<i>β</i>	°	kut smjera kraka
<i>γ</i>	°	kut raspodjele donjih zglobova
ΔR	Ω	promjena otpora mjernih pretvornika
<i>ε</i>	-	relativna deformacija
<i>κ</i>	-	os pomoćnog koordinatnog sustava
<i>ρ</i>	-	os pomoćnog koordinatnog sustava
<i>σ</i>	N/mm ²	naprezanje
<i>τ</i>	-	os pomoćnog koordinatnog sustava

1. UVOD

Invazivni način izvođenja operacija postepeno se zamjenjuje laparoskopskom kirurgijom, također poznatom kao minimalno invazivna kirurgija, koja velikom brzinom postaje sve poželjnija metoda izvođenja operacija. Minimalno invazivna kirurgija je posebna vrsta kirurškog zahvata kod koje se koriste neinvazivne metode. Tijekom ovakvih vrsta operacija, čine se mali rezovi u koje se umeću plastične cijevi. Tanki rezni instrumenti zajedno s minijaturnom kamerom, koja osigurava prikaz organa unutar tijela, se umeću kroz navedene cijevi kako bi se provela operacija.

Tijekom posljednja tri desetljeća, minimalno invazivne operacije su pružile nekoliko prednosti, u odnosu na konvencionalne operacije, i za kirurge i za pacijente [6]. Neke prednosti jesu: manja postoperativna bol, kraće vrijeme oporavka, kraći ostanak u bolnici, brži povratak svakodnevnim aktivnostima, manji ožiljci, mišići i tkivo se manje oštećuju. Međutim, unatoč napretku minimalno invazivnih operacija tijekom posljednja tri desetljeća, i dalje postoje nedostaci ovih metoda. Jedan od takvih neriješenih problema jest nedostatak povratne veze osjeta kirurzima, u smislu nedostatka osjeta dodira. Na primjer, kirurzi koji koriste kirurški sustav Da Vinci [13], razvijen od strane Intuitive Surgical Inc. (Slika 1.), uopće nemaju povratnu vezu osjeta dok kirurški alati djeluju s unutrašnjim organima pacijenata. Zbog te nepogodnosti, mnogi kirurški zahvati ne mogu biti obavljeni s trenutno dostupnim metodama minimalno invazivne kirurgije.



Slika 1. Kirurški sustav Da Vinci

2. SEZORI SILE I MOMENTA

2.1 Osnove senzora sile i momenta

Još uvijek vrlo često, robotsko gibanje je isključivo upravljano preko točaka koje se nalaze na programiranim putanjama. Takvo gibanje ne uzima u obzir sile i momente, koje djeluju na alat i radni komad. Unatoč tome, u mnogim primjenama robota prilagodba ili primjena točno definirane sile od strane robota ima značajan utjecaj na kvalitetu i robusnost robotskog sustava [1]:

- beztenzijsko pozicioniranje dijelova, npr. u procesu umetanja,
- sile i momenti mogu se prilagođavati nezavisno o poziciji dijela i toleranciji, npr. za lijepljenje i poliranje,
- na obradak se mogu primjenjivati složeni profili sila tijekom izvršenja programa, npr. robotsko bušenje ili namatanje (eng. *roll hamming*),
- kompenziranje tolerancije dijela programiranja aktivne popustljivosti, npr. u zadaćama montaže,
- osjetljiva detekcija kolizije, npr. za funkciju rukovanja.

Važnost primjene takvih senzora leži u proširivanju robotskih osjetila u svrhu poboljšavanja izvedbe robota prilikom obavljanja postavljenih zadataka, ali i prikupljanja podataka za razna istraživanja utjecaja sila i momenata, npr. određivanje maksimalne sile kod koje se predmeti rada ne oštećuju prilikom montaže.

U ovom radu bit će prikazani senzori sa šest stupnjeva slobode, to su senzori koji mogu mjeriti sile u smjerovima osiju x , y , i z , i momente oko njih, u pravokutnom (Kartezijevom) koordinatnom sustavu, od kojih su tri komponente sile i tri komponente momenta.

2.2 Elementi senzora sile i momenta

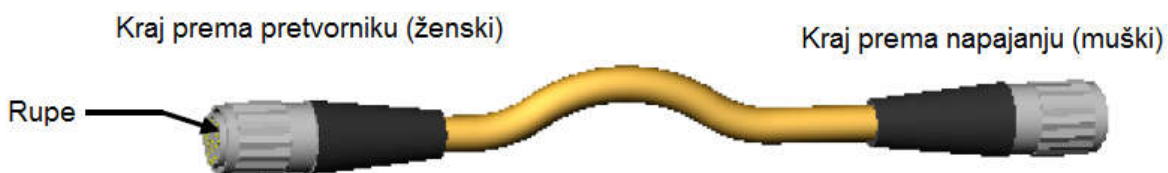
Budući da su u suštini elementi senzora različitih proizvođača slični, elementi senzora biti će prikazani na primjeru senzora proizvođača ATI-IA.

Osnovni element je mjerni pretvornik (eng. *transducer*). Mjerni pretvornik je jako gruba i izdržljiva monolitna konstrukcija koja pretvara sile i momente u analogne deformacijske mjerne signale. Također, upotreba silikonskih mjernih pretvornika relativne deformacije omogućuje veliku krutost, zaštitu od preopterećenja i odličnu otpornost na šum (Slika 2.).



Slika 2. Senzor ATI-IA Gamma

Kabel mjernog pretvornika je dugotrajan, savitljiv kabel posebno izrađen da bude otporan na šumove¹. Ovaj kabel štiti signale mjernog pretvornika od električnih polja i mehaničkih naprezanja (Slika 3.). Mali mjerni pretvornici (Nano i Mini) imaju integriran kabel (Slika 4.).



Slika 3. Kabel mjernog pretvarača za velike pretvornike [2]

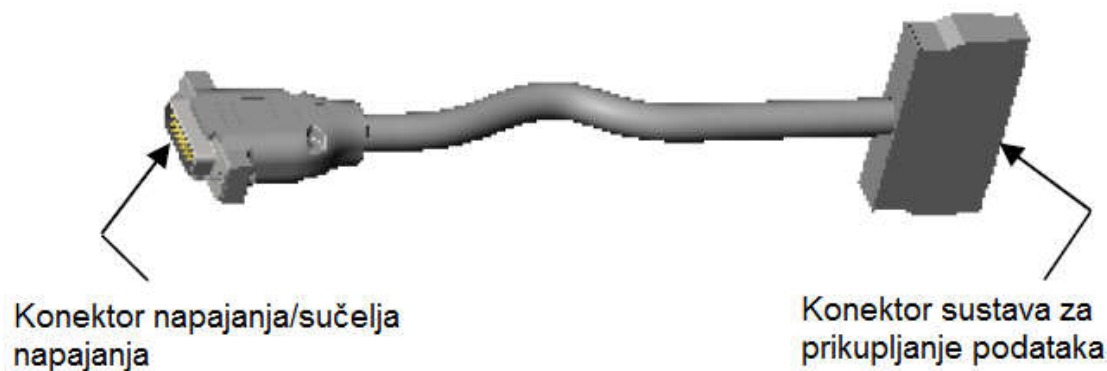


Slika 4. Integrirani kabel s malim mjernim pretvornikom [2]

¹ Neravnomjerne i nejednolike promjene električne struje i napona.

Napajanje sa sučeljem se koristi kod malih Nano i Mini pretvornika. Ono omogućuje dobavu energije pretvornicima, i održava signal pretvornika da ga upotrijebi sustav za sakupljanje podataka.

Robusni kabel za napajanje koristi se za spajanje napajanja sa sustavom za prikupljanje podataka. Uobičajeno ovaj kabel sadrži konektor na kraju koji ide prema sustavu za prikupljanje podataka, ali također se može ostaviti nezavršen (Slika 5.).



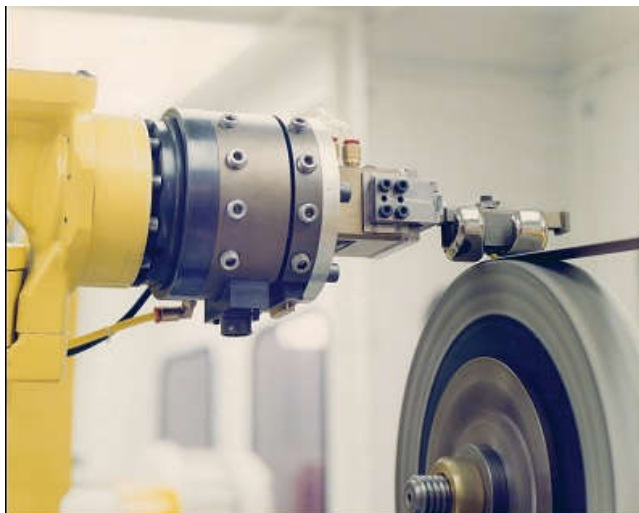
Slika 5. Kabel za napajanje [2]

Sustav za prikupljanje podataka obrađuje analogne signale mjernog pretvornika u podatke koje računalo razumije. Dobiveni podaci moraju biti dodatno obrađeni u ATI-jevom softveru kako bi dobili konačne vrijednosti sila i momenata. Također, ovaj sustav opskrbljuje sustav mjernog pretvornika sa energijom.

Na kraju je potreban softver kako bi cijeli sustav mogao normalno raditi. Softver omogućuje sam proizvođač senzora [3].

2.3 Primjene senzora sile i momenta

Kod proizvodnje dijelova, postoji mnogo postupaka kod kojih je potrebna primjena preciznog iznosa sile od velike važnosti, tj. kako bi se osigurala potrebna kvaliteta proizvoda. Postupci završnih obrada kao što su skidanje srha, brušenje, poliranje mogu imati velike koristi od toga da budu automatizirane. Roboti korišteni kod takvih postupaka su opremljeni senzorom sile i momenta koji im omogućuje da se prilagode obliku dijela koji se obrađuje tako što daju povratnu informaciju robotu o primijenjenoj sili na obradak. Robot tu silu 'osjeti' i uspoređuje ju s graničnom vrijednošću kako bi prilagodio svoje djelovanje. Korištenjem robota opremljenog senzorom sile i momenta dobiva se jednolika i visoka kvaliteta proizvoda, također se smanjuju troškovi proizvodnje u odnosu na ručnu izradu (Slika 6.).



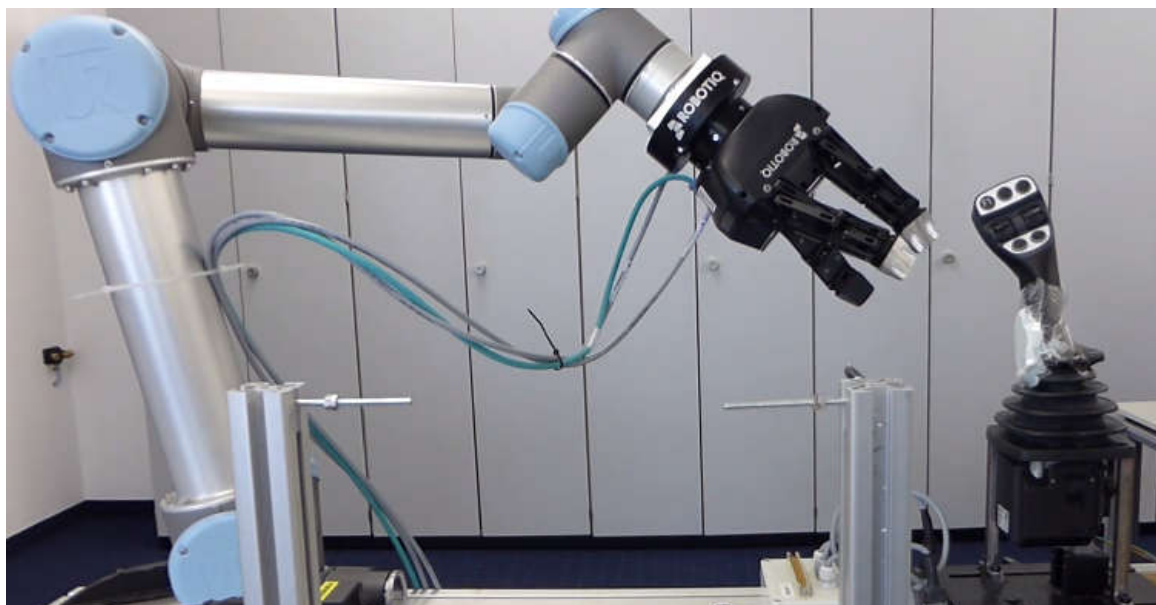
Slika 6. Završna obrada poliranja

Nadalje, kod montaže dijelova u cjelinu također je poželjno imati povratnu vezu o silama i momentima kojima su sklapani dijelovi izloženi. Princip rada je jednak kao u prethodno navedenom primjeru. Robot opremljen senzorom sile i momenta može prilagoditi smjer umetanja dijela na osnovu povratne informacije senzora (Slika 7.).



Slika 7. Sklapanje mjenjača motornog vozila

Također, u svrhu povećanja kvalitete proizvoda, korištenjem robota opremljenih senzorom sile i momenta kod testiranja proizvoda dobivaju se podaci o silama i momentima koji se kasnije mogu podesiti za najbolje funkcioniranje proizvoda (Slika 8.).



Slika 8. Testiranje kontrolne palice

U područjima gdje je boravak opasan za ljude (radioaktivna područja) ili kod općenitog upravljanja robotima na daljinu također je poželjno imati povratnu vezu o primijenjenoj sili i odgovarajućem momentu, kako se operator robota ne bi morao oslanjati na svoj vid i intuiciju (Slika 9.). Problem se javlja kod izvođenja telemanipulacije na velike udaljenosti, gdje dolazi do kašnjenja signala o sili i momentu.

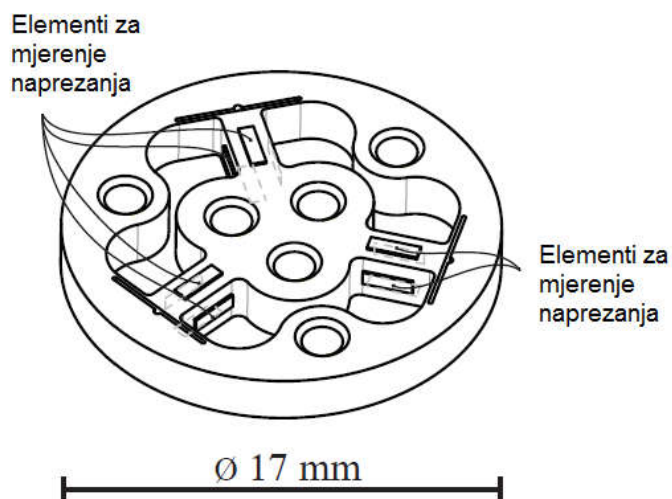


Slika 9. Telemanipulacijski robot za deaktivaciju bombi

2.4 Način rada senzora sile i momenta

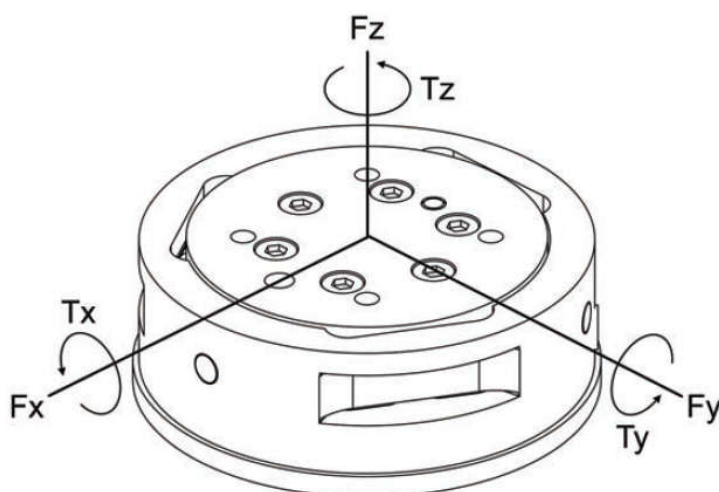
Sustav senzora sile i momenta sadrži tri komponente: mehaničku, električnu i upravljački softver.

Slika 10. prikazuje jezgru samog mjernog pretvornika, konstrukcija koja je izvedena iz takozvanog malteškog križa, ali s tri kraka, koja se deformira pod djelovanjem vanjske sile ili momenta. Na sve četiri strane svakog poprečnog kraka nalazi se mjerni pretvornik za mjerenje relativne deformacije, taj signal se dalje obrađuje kako bi se dobili *opipljivi* podaci o silama i momentima.



Slika 10. Građa senzora ATI Nano 17 [5]

Pretvornik reagira na primijenjene sile i momente na osnovi Newtonovog trećeg zakona gibanja: Svakoj akciji uvijek je suprotstavljena reakcija jednake veličine i obrnutog smjera; ili djelovanje dvaju tijela jedno na drugo uvijek je jednako, i suprotnih smjerova.



Slika 11. Vektori sila i momenata na pretvornik [4]

Kako je već spomenuto, sila primijenjena na pretvornik savija tri simetrično smještene kraka, pa se na osnovi Hookeovog zakona može pisati:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad (1)$$

gdje su:

σ - naprezanje kraka (σ je srazmjerno sili) [N/m²]

E - modul elastičnosti kraka [N/m²]

ε - relativna deformacija kraka.

Mjerni pretvornik je monolitna konstrukcija. Krakovi su strojno izrađeni iz jednog komada metala. Time se smanjuje histereza i povećava čvrstoća i ponovljivost konstrukcije.

Poluvodički mjerni pretvornici relativne deformacije, pričvršćeni su na kracima, i razmatraju se kao otpornici osjetljivi na (relativnu) deformaciju. Otpor pretvornika je funkcija primijenjenog naprezanja, iz čega slijedi:

$$\Delta R = S_a \cdot R_0 \cdot \varepsilon \quad (2)$$

gdje su:

ΔR - promjena otpora mjernih pretvornika [Ω]

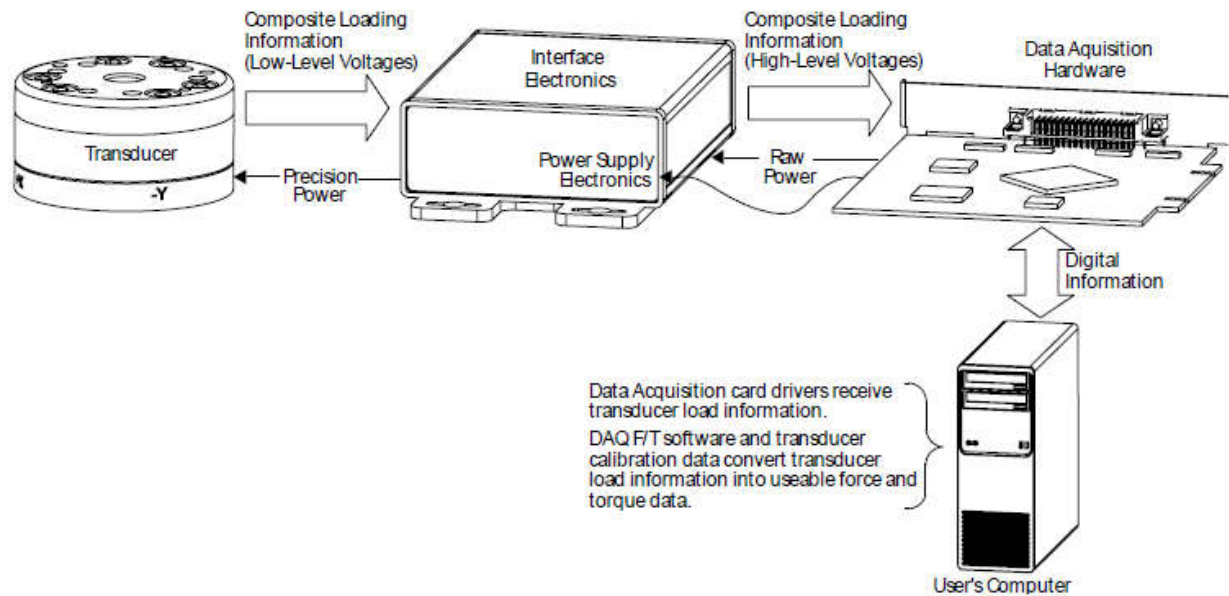
S_a - mjerni faktor mjernih pretvornika

R_0 - otpor nedeformiranog mjernog pretvornika [Ω]

ε - relativna deformacija.

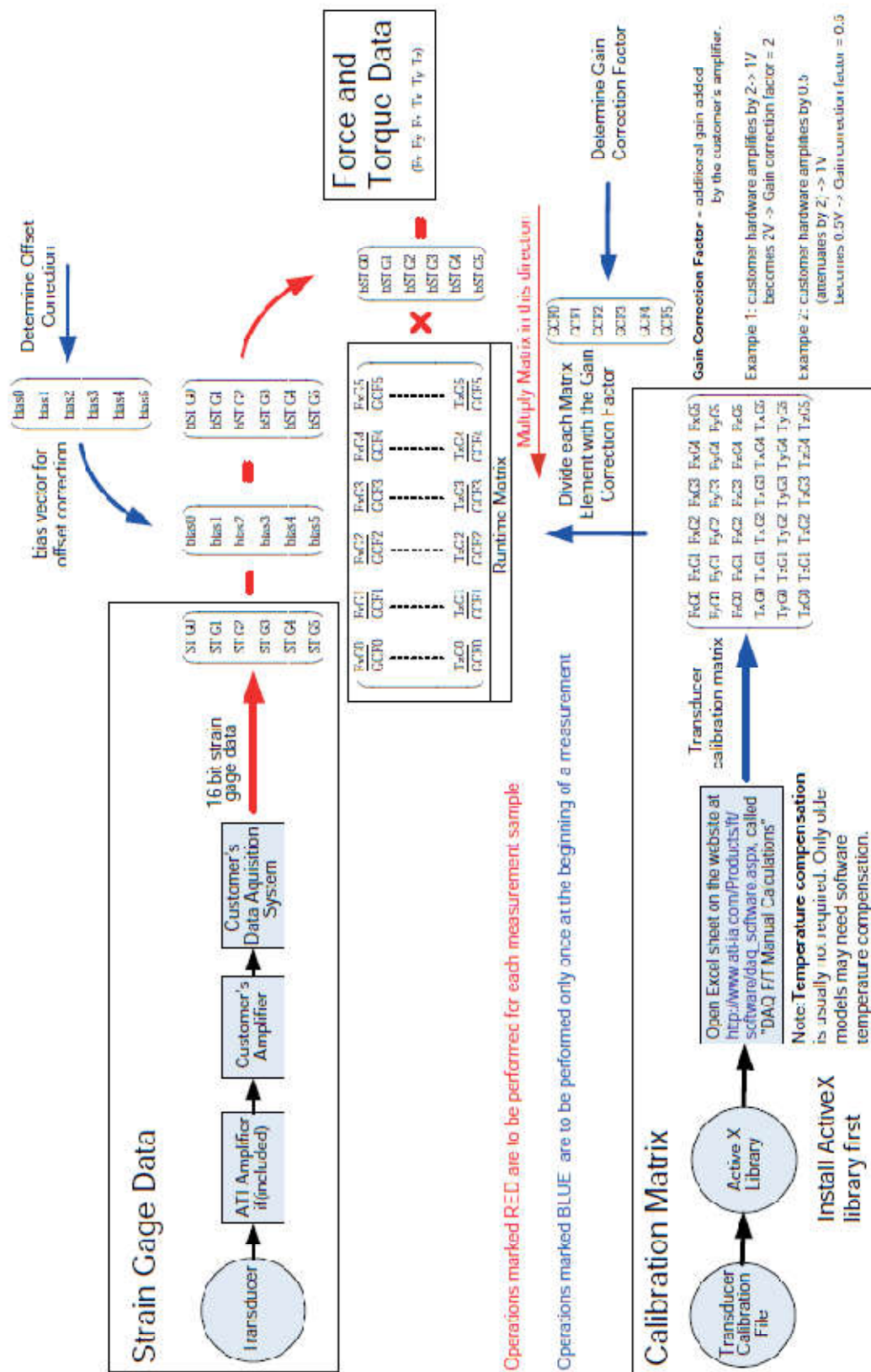
Elektronički hardver mjeri promjenu otpora, a softver pretvara tu promjenu u silu i moment.

Slika 12. prikazuje primjer elektroničkog hardvera korištenog u DAQ sustavu i kako se naponski signal iz mjernog pretvornika, odgovarajućih sila i momenata, obrađuje i usmjerava do kartice DAQ da bi se pretvorio u upotrebljive podatke o silama i momentima.



Slika 12. Način rada elektroničkog hardvera senzora ATI-IA [4]

U svrhu dobivanja opterećenja koje osjeti mjerni pretvornik mora se izvršiti određeno preračunavanje. Mjerni pretvornik prikazuje opterećenja kao složene vrijednosti koje moraju biti pretvorene u šest osi pravokutnog koordinatnog sustava. Slika 13. prikazuje potrebno preračunavanje za pretvorbu relativne deformacije u podatke o silama i momentima.

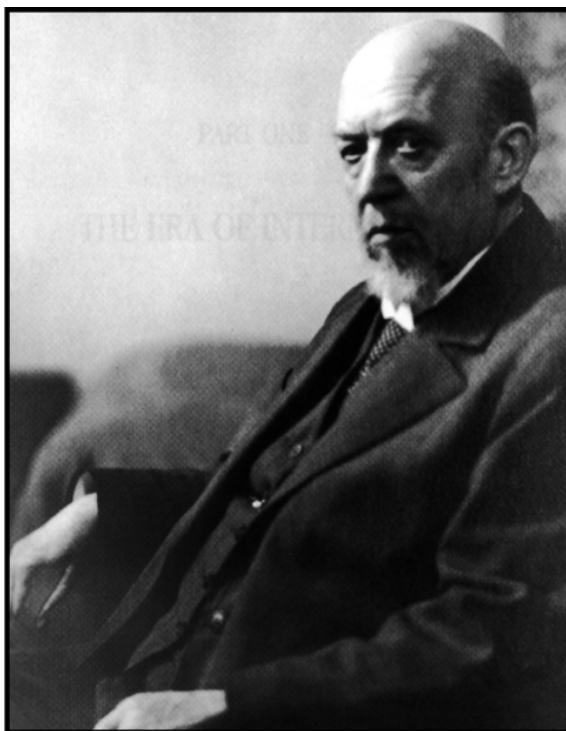


Slika 13. Matrični preračun sila i momenata [4]

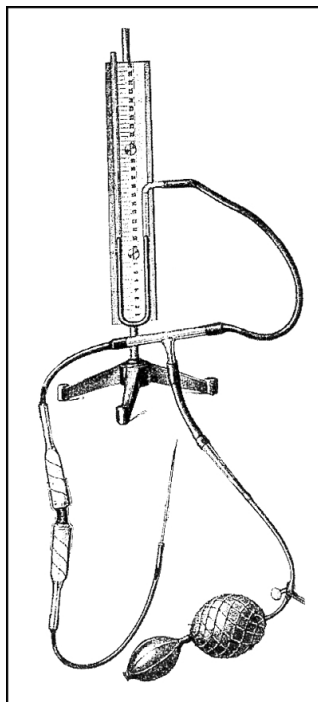
3. MINIMALNO INVAZIVNE OPERACIJE

3.1 Uvodna razmatranja

Njemački kirurg Georg Kelling (Slika 14.) postavio je temelje za današnju praksu izvođenja minimalno invazivnih operacija. Naime, on je pažnju usmjerio na gastrointestinalno krvarenje u abdominalnu šupljinu tj., unutarnje krvarenje iz probavnog sustava u abdominalnu šupljinu, što je u njegovo vrijeme bilo pogubno mnogim pacijentima. Gastrointestinalno krvarenje se do tada dijagnosticiralo i liječilo laparotomijom, otvaranjem trbušne šupljine, što je moglo pogoršati stanje pacijenta. Da bi se zaustavilo krvarenje Kelling je predložio tretman upuhivanja zraka pod tlakom u abdominalnu šupljinu, njem. *Lufttamponade* (zračna tampon zona). Godine 1901. Kelling je izvodio eksperimente na psima koristeći svoju metodu pokušavajući zaustaviti takvu vrstu krvarenja, te je upuhivao zrak pod tlakom do 13000 Pa.



Slika 14. Georg Kelling (1866.-1945.)



Slika 15. Kellingov instrument za stvaranje zračne tampon zone

Minimalno invazivna kirurgija je budućnost medicine. Umjesto tradicionalnih otvorenih operacija, većina zahvata koji se izvode na tijelu, danas se mogu izvoditi kroz neki od oblika minimalno invazivne kirurgije. Minimalno invazivni zahvati nisu samo promijenili način na koji kirurzi izvode operaciju, nego je promijenjena čitava strategija i pristup operativnom zahvatu. U svim granama kirurgije, ukoliko je moguće, bit će preferiran odgovarajući minimalno invazivni zahvat.

Minimalno invazivna kirurgija, kirurška je tehnika pri kojoj se operacije izvode kroz male otvore pri tome koristeći ili specijalizirane instrumente ili endoskop. Kirurg ima pregled nad područjem izvođenja zahvata pomoću optičkog vlakna koje se uvodi u tijelo kroz endoskopsku sondu, te je tako u mogućnosti istovremeno raditi na tom području nizom drugih kirurških instrumenata, koji se također provode kroz endoskopske sonde do ciljanog mjesta.

3.2 Instrumenti za izvođenje minimalno invazivnih operacija

Za osiguravanje potrebnog prostora za izvođenje operacije koristi se elektronički laparoflator (Slika 16.). To je aparat za upuhivanje kontroliranog tlaka ugljikovog dioksida u peritonejsku šupljinu. Upuhivanjem ugljikovog dioksida se rasteže anterolateralni trbušni zid i potiskuju se šuplji organi i mekana tkiva. Ugljikov dioksid je pogodan plin zato što ne podržava gorenje, topiv je što smanjuje mogućnost plinske embolije, uz to je vrlo jeftin.



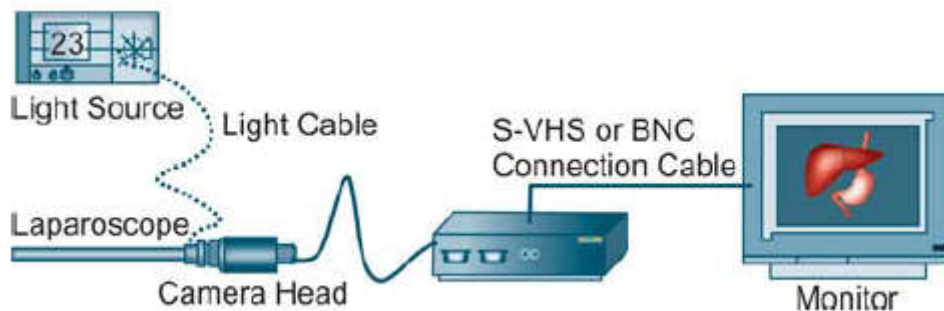
Slika 16. Laparoflator

Kada se uđe u pacijenta potrebno je osigurati sliku unutrašnjosti pacijenta za kirurški tim. Laparoskop (Slika 17.), u kojem se nalazi kamera, spojen je s vanjskim monitorom preko kojeg kirurški time nadgleda unutrašnjost pacijentovog tijela.



Slika 17. Laparoskop

Slika 18 prikazuje osnovnu shemu elemenata potrebnih za prikazivanje slike.



Slika 18. Osnovna shema elemenata za prikazivanje slike unutrašnjosti pacijenta [7]

Jednom kada je osigurana vidljivost unutrašnjosti pacijenta preko kamere tu vidljivost je potrebno održavati usisavanjem viška krvi. To se omogućuje pomoću uređaja za usisavanje i ispiranje (Slika 19.), navodnjavanje unutrašnjosti pacijenta je potrebno kod stvaranja ugrušaka u cijevi za usisavanje (Slika 20.) uslijed pretjeranog krvarenja.



Slika 19. Uređaj za usisavanje i ispiranje



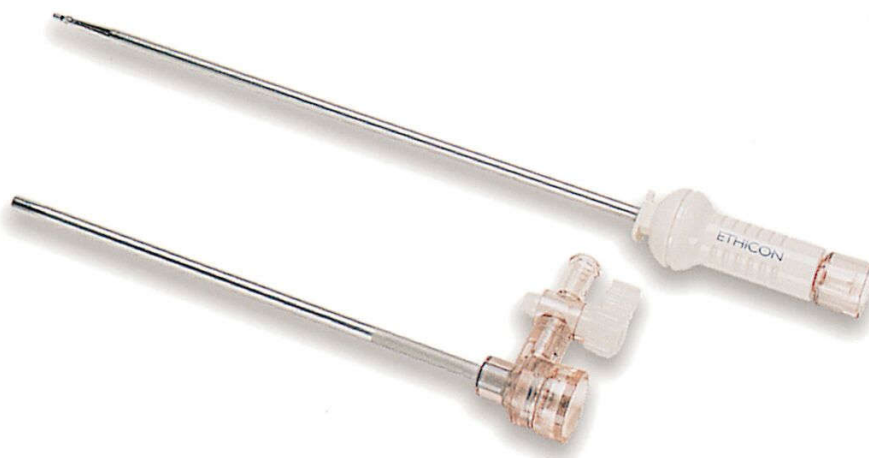
Slika 20. Cijev za usisavanje i ispiranje

Za ostvarivanje rezova koriste se elektrokirurški noževi (Slika 21.). Elektrokirurški nož je medicinski uređaj koji koristi izmjeničnu električnu struju frekvencije od 300 kHz do 1 MHz za izvođenje kirurških funkcija: rezanja, koagulacije i isušivanja biološkog tkiva. Najveće prednosti nad klasičnim mehaničkim skalpelom mu je preciznost i ograničavanje krvarenja uslijed (elektro)koagulacije, također nije potrebno podvezivati krvne žile [7].

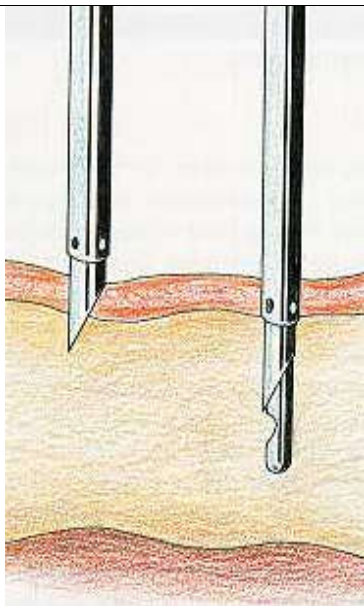


Slika 21. Elektrokirurški nož

Veressova igla (Slika 22.), instrument je koji služi za upuhivanje plina u trbuh i postizanje zraka u peritonealnoj šupljini. Sastoji se od dviju cijevi – unutarnje, koja je na vrhu zaobljena i ima otvor za ulazak plina, te vanjske (Slika 23.). Unutarnja je cijev pomična i ona se tijekom prolaska kroz trbušnu stjenku povlači i ulazi u širu vanjsku cijev koja ima oštar vrh.



Slika 22. Veressova igla



Slika 23. Princip rada Veressove igle

Troakar je instrument koji se postavlja kroz trbušnu stijenku, a omogućuje uvlačenje laparoscopa i ostalih instrumenata u trbuh. Vanjska cijev troakara na gornjem kraju ima jednu ili dvije valvule te nastavak za priključak plina. Valvule sprečavaju izlazak plina. Unutarnji promjer cijevi je 6 ili 11 mm i omogućuje prolazak instrumenta širine 5 i 10 mm.

Unutarnji dio troakara ili bodež je duži dio koji ima na vrhu oštricu i pomoću kojeg se reže trbušna stjenka. U radu s njima potreban je oprez, posebno kod uvlačenja prvog troakara koji je bez laparoskopske kontrole. Troakar se uz guranje i rotira polukružno lijevo-desno i na taj način se izbjegava ozljeda organa. Nakon uvlačenja troakara, bodež se izvlači te se u troakar postavlja laparoskop i drugi instrumenti.

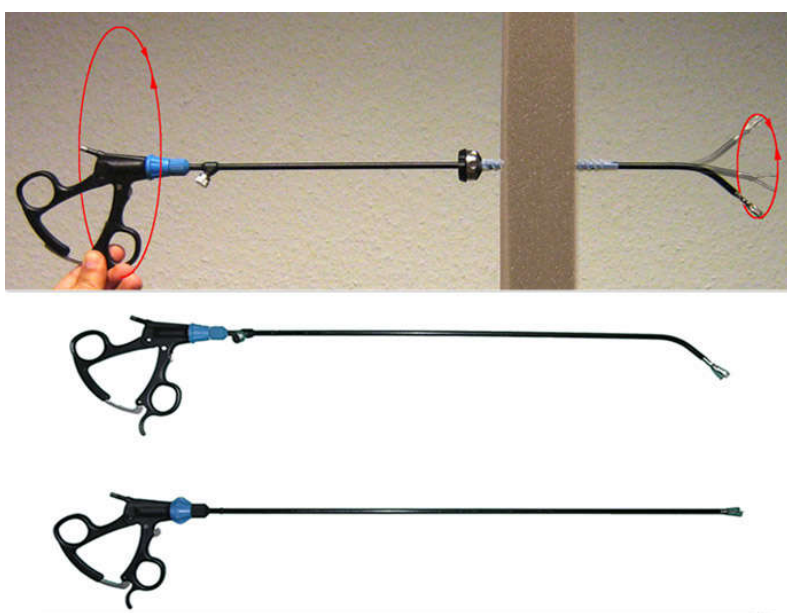


Slika 24. Troakar

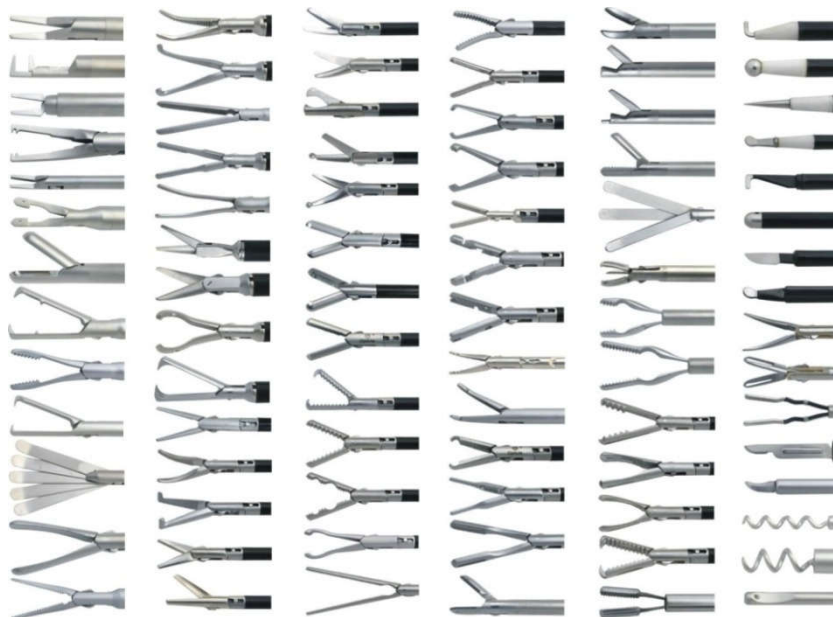
Ako se uvlači instrument koji je uži od promjera troakara, postave se reduktori koji mu smanjuju promjer na željenu širinu.

Instrumenti mogu imati nekoliko funkcija, što smanjuje potrebu za stalnim uvlačenjem i izvlačenjem iz troakara pa se dobiva na vremenu. Ako se spoje na struju, mogu obavljati i elektrokoagulaciju ili rezanje tkiva.

Hvataljke su instrumenti kojima se upravlja različitim završecima koji mogu biti: škariice, pincete, iglodržači, kukice itd. (Slika 26.). Hvataljke mogu imati dulje ili kraće krakove, također mogu imati kotačić u dršci koji im omogućuje rotaciju (Slika 25.).



Slika 25. Hvataljka s rotirajućim krakom



Slika 26. Vrste završetaka za hvataljku

3.3 Vrste minimalno invazivnih operacija

Postoje dvije vrste minimalno invazivnih operacija: klasične operacije kod kojih kirurg imaju punu kontrolu nad instrumentima, i robotski asistirane operacije kod kojih kirurg upravljaju specijaliziranim robotskim sustavima (Slika 1.), te kirurg indirektno operira pacijenta.

Klasične operacije imaju određene nedostatke kao dvodimenzionalno prikazivanje slike unutrašnjosti pacijenta, ograničeni opseg pokreta instrumenata, i loš ergonomski položaj kirurga [7]. Korištenjem robotskih sustava ti nedostaci se minimiziraju. Glavne prednosti robotskih sustava su veći opseg pokreta instrumenata i bolja, 3D, vizualizacija unutrašnjosti pacijenta, također takvi sustavi imaju i filter za uklanjanje podrhtavanja ruke operatera čime se poboljšava kvaliteta same operacije [7].

Nedostaci robotskih sustava su sredstva potrebna za nabavku opreme za izvođenje takvih operacija, te sredstva potrebna za obuku kirurga za upravljanje takvim robotskim sustavima.

4. MOGUĆNOSTI PRIMJENE SENZORA SILA I MOMENATA ZA PRIMJENE U MINIMALNO INVAZIVNIM OPERACIJAMA

Namjera oblikovanja automatiziranih procesa minimalno invazivnih kirurških zahvata obuhvaća u prvom redu pojačavanje osjetila vida i opipa koji se gube kod operacija ovakvog tipa. Naime, kod otvorenih operacija kirurg ima potpunu preglednost nad operacijom, uz to alati koji se koriste nisu povezani za hvataljku, koja služi kao posrednik između alata i kirurgove ruke, već se nalaze neposredno u kirurgovoj ruci. U prošlom odjeljku (3.3) je spomenuto da je nedostatak osjeta vida nadmješten korištenjem kamera na vrhu alata i dodatnim prikazom snimaka s magnetske rezonance ili CT-a, no i s takvom opremom potrebno je mnogo iskustva za izvođenje minimalno invazivnih operacija.

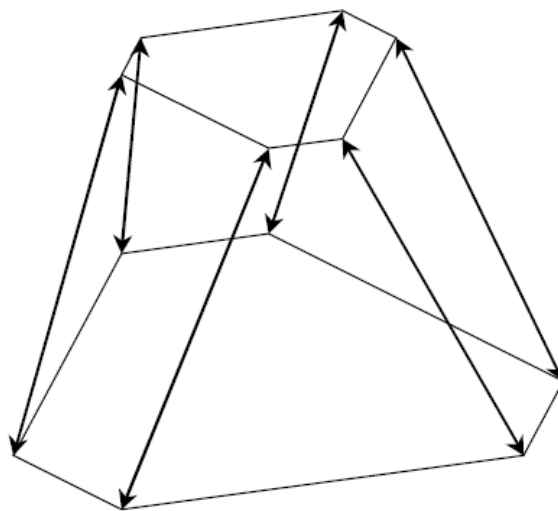
Problem koji nastaje uslijed korištenja alata za izvođenje minimalno invazivnih operacija jest kriva procjena mehaničkih svojstava tkiva. Uslijed djelovanja vrhom alata nekom silom na tkivo dolazi do reakcije istog iznosa ali suprotnog smjera, ali samo na vrhu alata. Problem nastaje što je ta sila stvara moment koji zakreće alat, te što je dulji krak alata moment je veći, a time dolazi do pogrešne procjene kojom silom treba djelovati na tkivo što za sobom povlači komplikacije uslijed operativnog zahvata. Za rješavanje ovog problema mogao bi se iskoristiti senzor sila i momenata gdje bi se na snimkama s magnetske rezonance ili CT-a prikazivao iznos sile kojom se djeluje na tkivo i samo mjesto djelovanja. Time bi se uvelike olakšao proces prilagodbe na alate korištene kod ovakvih operacija, a i mogućnost za pogrešku bi se smanjila budući da se kirurzi na bi više morali oslanjati na iskustvo kako bi procijenili kolikom silom trebaju djelovati u određenim rizičnim situacijama tijekom operacija.

U svrhu primjene senzora sila i momenata u minimalno invazivnim operacijama možda i najveći problem predstavlja veličina senzora. Naime, promjer cijevi hvataljke je ~ 10 mm pa je samim time dano ograničenje na širinu senzora. Nadalje, senzor ne bi smio zauzimati previše prostora u uzdužnom smjeru kako se ne bi još dodatno produljio kirurški alat. Stoga se prikladnom čini primjena Stewartove platforme kao podloga za izradu elastičnog elementa senzora koja zbog svoje karakteristične izvedbe zadržava mehanička svojstva kod smanjivanja na veličinu prikladnu za primjene u minimalno invazivnim operacijama. Senzor sila i momenta temeljen na Stewartovoj platformi pokazao se kao dobar odabir kod primjena

u procesima s malim silama i momentima, koji uz to posjeduju sličnosti s montažnim procesima [12], [14]. Više o samoj Stewartovoj platformi će biti rečeno u odjeljku 5.1.

5. OBLIKOVANJE SENZORA ZA PRIMJENE U MINIMALNO INVAZIVNIM OPERACIJAMA

U ovom radu kao elastični element senzora koristiti će se Stewartova platforma (heksapod) (Slika 27.), paralelna konstrukcija koja se prvotno koristila za simulaciju leta u obuci pilota helikoptera, kako je to opisano u [8].



Slika 27. Stewartova platforma [9]

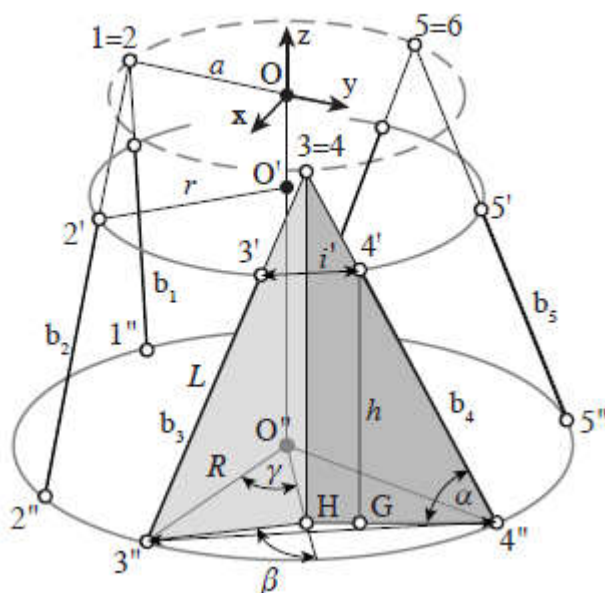
5.1 Stewartova platforma

U općem slučaju, platforma se sastoji od dvije ploče, jedne nepokretne, koja je učvršćena za nekakvo postolje ili čvrsto uzemljena, i jedne pokretne ploče. Platforme su povezane pomoću isključivo šest identičnih krakova čijom se duljinom može upravljati te tako upravljati i položajem i orijentacijom gornje pokretne platforme. Krakovi su povezani sa platformama preko sfernih zglobova čime se gornjoj platformi omogućuje šest stupnjeva slobode: tri translacijska i tri rotacijska, što je značajno za upotrebe ovih platformi kao elastični element senzora sile i momenta. Naime, zamjenom sfernih zglobova sa savitljivim dolazi do minimizacije veličine platforme. Također, prednosti same konstrukcije su velika krutost, osjetljivost na pojedinačne komponente opterećenja koja mogu biti usklađena za široki raspon opterećenja, prstenasti oblik s mogućnošću posjedovanja velike središnje šupljine i podesivost same. Nadalje, ako se rad senzora temelji na upotrebi elemenata za mjerenje naprezanja (tenzometarske trake, odjeljak 2.4), tada je moguće koristiti samo trake koje mjere deformacije u uzdužnom smjeru, tj. uklanja se potreba korištenja traka za mjerenje

deformacija u posmičnom smjeru. Sve trake se smještaju na krakove u uzdužnom smjeru samih krakova, zato što kod Stewartove platforme dolazi samo do vlačnog, odnosno tlačnog, naprezanja na mjestima gdje se nalaze tenzometarske trake. Naprezanje uzrokovano vlačnim/tlačnim silama je često manje nego naprezanje uzrokovano savijanjem, za iste dimenzije kraka. To je vrlo važno svojstvo Stewartove platforme, budući da se ostale konstrukcije elastičnih elemenata temelje na smještanju tenzometarskih traka na mjesta gdje dolazi do savijanja krakova elastičnog elementa (naprimjer ATI Nano 17, Slika 10.).

5.2 Inverzna kinematika senzora i dimenzioniranje

Oznake za geometrijske parametre i izvod za inverznu kinematiku senzora je preuzet je iz [10]. Pojednostavnjeni izgled konstrukcije i oznake parametara prikazane su na Slika 28.



Slika 28. Pojednostavnjeni izgled konstrukcije i raspored zglobova i krakova [10]

Izvorna zamisao Stewarta za upotrebu ovakve platforme kao podlogu za robota sa šest stupnjeva slobode jest da su obje platforme beskonačno krute, jedna fiksna, druga gibajuća, sa šest proizvoljno razmještenih idealnih sfernih zglobova na svakoj platformi. Zglobovi su povezani s beskonačno krutim krakovima. Zbog toga, svaki krak prenosi silu samo u svom uzdužnom smjeru. Također, nema ograničenja na oblik i orijentaciju platformi, raspored zglobova, te duljinu i smjer krakova [8].

Zbog praktičnih razloga, u obzir će se uzeti samo određeni podskup opće konstrukcije Stewartove platforme:

- Krakovi $b_{1...6}$ koji spajaju sferne zglobove $1''...6''$ na donjoj platformi sa sfernim zglobovima $1'...6'$ na gornjoj platformi su jednake duljine i ne sijeku se.
- Zglobovi $1''...6''$ na donjoj platformi su raspoređeni na koncentričnoj kružnici s radijusom R i centrom O'' . Centar O'' se nalazi na z-osi koja je normala na ravninu koja sadrži zglobove $1''...6''$.
- Slično, zglobovi $1'...6'$ na gornjoj platformi se nalaze na koncentričnoj kružnici s radijusom r i centrom O' . Centar O' se nalazi na z-osi koja je normala na ravninu koja sadrži zglobove $1'...6'$.
- Parovi zglobova $1'', 2''$ i $1', 2'$ susjednih krakova $b_{1,2}, 3'', 4''$ i $3', 4'$ susjednih krakova $b_{3,4}$, te $5'', 6''$ i $5', 6'$ susjednih krakova $b_{5,6}$ raspoređeni su simetrično duž odgovarajućih kružnica.

U proračunu se koordinatni sustav senzora stavlja u središte O u ravnini koju razapinju točke $1=2, 3=4$ i $5=6$, gdje dolazi do presijecanja krakova platforme, pozitivni smjer z osi usmjeren je od točaka O'' i O' (Slika 28.). Korištenjem ovakve geometrije, skupina parametara R, L, α, β i γ dostatno opisuje geometriju i svojstva senzora, gdje su:

R - radijus donje platforme [mm]

L - duljina kraka [mm]

α - kut smjera kraka [$^{\circ}$]

β - kut smjera kraka [$^{\circ}$]

γ - kut raspodjele donjih zglobova [$^{\circ}$]

Iz spomenutih parametara izvedeni su:

r - radijus gornje platforme [mm]

a - radijus zamišljene kružnice sjecišta krakova [mm]

h - visina konstrukcije [mm]

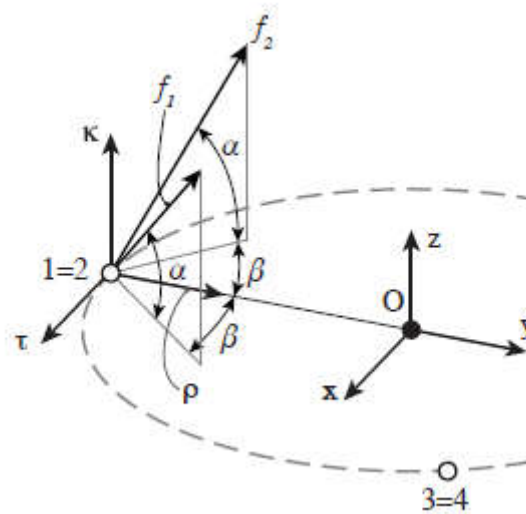
i'' - pravolinijska udaljenost između susjednih zglobova na donjoj platformi [mm]

i' - pravolinijska udaljenost između susjednih zglobova na gornjoj platformi [mm]

Karakteristična matrica senzora izvedena je u [10] ispitivanjem utjecaja sila koje djeluju na tri pojedinačna para krakova u točki sjecišta. Primjer je dan za krakove b_1 i b_2 (Slika 29.), gdje su:

$f_1, f_2 \dots f_6$ - sile koje djeluju u krakovima 1, 2...6 [N]

Sile f_1 i f_2 rastavljene na radijalnu komponentu (smjer ρ), tangencijalnu komponentu (smjer τ) i normalnu komponentu (smjer κ).



Slika 29. Sile f_1 i f_2 koje djeluju na krakove b_1 i b_2 [10]

Napomena: za razliku od [10] ovdje su krakovi numerirani u pozitivnom smjeru.

Primjenom ove raspodjele na sve krakove dobivaju se sljedeće komponente sila kojom krakovi djeluju na gornju platformu:

$$f_{\rho 12} = (f_1 + f_2) \cos(\alpha) \cos(\beta) \quad (3)$$

$$f_{\tau 12} = (f_1 - f_2) \cos(\alpha) \sin(\beta) \quad (4)$$

$$f_{\kappa 12} = (f_1 + f_2) \sin(\alpha) \quad (5)$$

$$f_{\rho 34} = (f_3 + f_4) \cos(\alpha) \cos(\beta) \quad (6)$$

$$f_{\tau 34} = (f_3 - f_4) \cos(\alpha) \sin(\beta) \quad (7)$$

$$f_{\kappa 34} = (f_3 + f_4) \sin(\alpha) \quad (8)$$

$$f_{\rho 56} = (f_5 + f_6) \cos(\alpha) \cos(\beta) \quad (9)$$

$$f_{\tau 56} = (f_5 - f_6) \cos(\alpha) \sin(\beta) \quad (10)$$

$$f_{\kappa 56} = (f_5 + f_6) \sin(\alpha) \quad (11)$$

$f_{\rho, \tau, \kappa}$ - komponente sila u krakovima u pomoćnom koordinatnom sustavu [N]

Zbrajanjem tih komponenti da se dobije statička ravnoteža u referentnom xyz koordinatnom sustavu, dobiva se:

$$f_x + f_{\tau 12} - \frac{1}{2}(f_{\tau 34} + f_{\tau 56}) - \frac{\sqrt{3}}{2}(f_{\rho 34} + f_{\rho 56}) = 0 \quad (12)$$

$$f_y + f_{\rho 12} - \frac{1}{2}(f_{\rho 34} + f_{\rho 56}) + \frac{\sqrt{3}}{2}(f_{\tau 34} - f_{\tau 56}) = 0 \quad (13)$$

$$f_z + f_{\kappa 12} + f_{\kappa 34} + f_{\kappa 56} = 0 \quad (14)$$

$$m_x - af_{\kappa 12} + \frac{a}{2}(f_{\kappa 34} + f_{\kappa 56}) = 0 \quad (15)$$

$$m_y - a \frac{\sqrt{3}}{2}(f_{\kappa 34} - f_{\kappa 56}) = 0 \quad (16)$$

$$m_x + a(f_{\tau 12} + f_{\tau 34} + f_{\tau 56}) = 0 \quad (17)$$

$f_{x,y,z}$ - vanjske sile [N]

$m_{x,y,z}$ - vanjski momenti [N]

Supstitucijom jednadžbi (3) do (11) u jednadžbe (12) do (17) dobiva se karakteristična matrica $\mathbf{A} \in \mathbb{R}^{(6 \times 6)}$ koja opisuje transformaciju unutarnjih sila u krakovima u vanjsko opterećenje koje djeluje na zamišljenu platformu.

$$\left[f_x, f_y, f_z, m_x, m_y, m_z \right]^T = \mathbf{A} \left[f_1, f_2, f_3, f_4, f_5, f_6 \right]^T \quad (18)$$

uz

$$\mathbf{A} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} -2n & 2n & \sqrt{3}m+n & \sqrt{3}m-n & -\sqrt{3}m+n & -\sqrt{3}m-n \\ -2m & -2m & m-\sqrt{3}n & m+\sqrt{3}n & m+\sqrt{3}n & m-\sqrt{3}n \\ -2q & -2q & -2q & -2q & -2q & -2q \\ 2aq & 2aq & -aq & -aq & -aq & -aq \\ 0 & 0 & aq\sqrt{3} & aq\sqrt{3} & -aq\sqrt{3} & -aq\sqrt{3} \\ -2an & 2an & -2an & 2an & -2an & 2an \end{bmatrix} \quad (19)$$

gdje su:

$$m = \cos(\alpha) \cos(\beta) \quad (20)$$

$$n = \cos(\alpha) \sin(\beta) \quad (21)$$

$$q = \sin(\alpha) \quad (22)$$

$$a = R \left(\cos(\gamma) - \frac{\sin(\gamma)}{\tan(\beta)} \right) \quad (23)$$

$$i' = 2(R \sin(\gamma) - L \cos(\alpha) \sin(\beta)) \quad (24)$$

m, n, q - koeficijenti matrice \mathbf{A}

Prikazana inverzna kinematika koristi se za određivanje skupine parametara R, L, α, β i γ koji u potpunosti definiraju geometriju senzora za mjerenje opterećenja koja se javljaju uslijed manipulacije tkivom tijekom operacije. Geometrijski valjane kombinacije, što uključuje krakove koji se ne sijeku, od R, L, α, β i γ su iskorištene za izračunavanje matrice transformacije \mathbf{A} . Za pretpostavljene vrijednosti R i L , geometrijski valjane kombinacije parametara α, β i γ jesu:

$$0^\circ \leq \gamma \leq 60^\circ \quad (25)$$

$$\gamma + 1^\circ \leq \beta \leq 90^\circ \quad (26)$$

$$\arccos\left(\frac{R \sin(\gamma)}{L \sin(\beta)}\right) \leq \alpha \leq 90^\circ \quad (27)$$

Inverzijom matrice \mathbf{A} dobiva se Jakobijan senzora $\mathbf{J} \in \mathbb{R}^{(6 \times 6)}$, koji transformira vanjska narinuta opterećenja u sile u krakovima. Matrica vanjskog opterećenja, $\mathbf{F}_{vanjske}$, mora biti ranga šest, te sadržavati šest linearno neovisnih vektora opterećenja, naprimjer:

$$\mathbf{F}_{vanjske} = \begin{bmatrix} f_x & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & f_y & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & f_z & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & m_x & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & m_y & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & m_z \end{bmatrix} \quad (28)$$

Svaki član vanjskog skupa opterećenja je pomnožen s $\mathbf{J}=\mathbf{A}^{-1}$, čime se dobiva odgovarajući skup unutarnjih sila u krakovima:

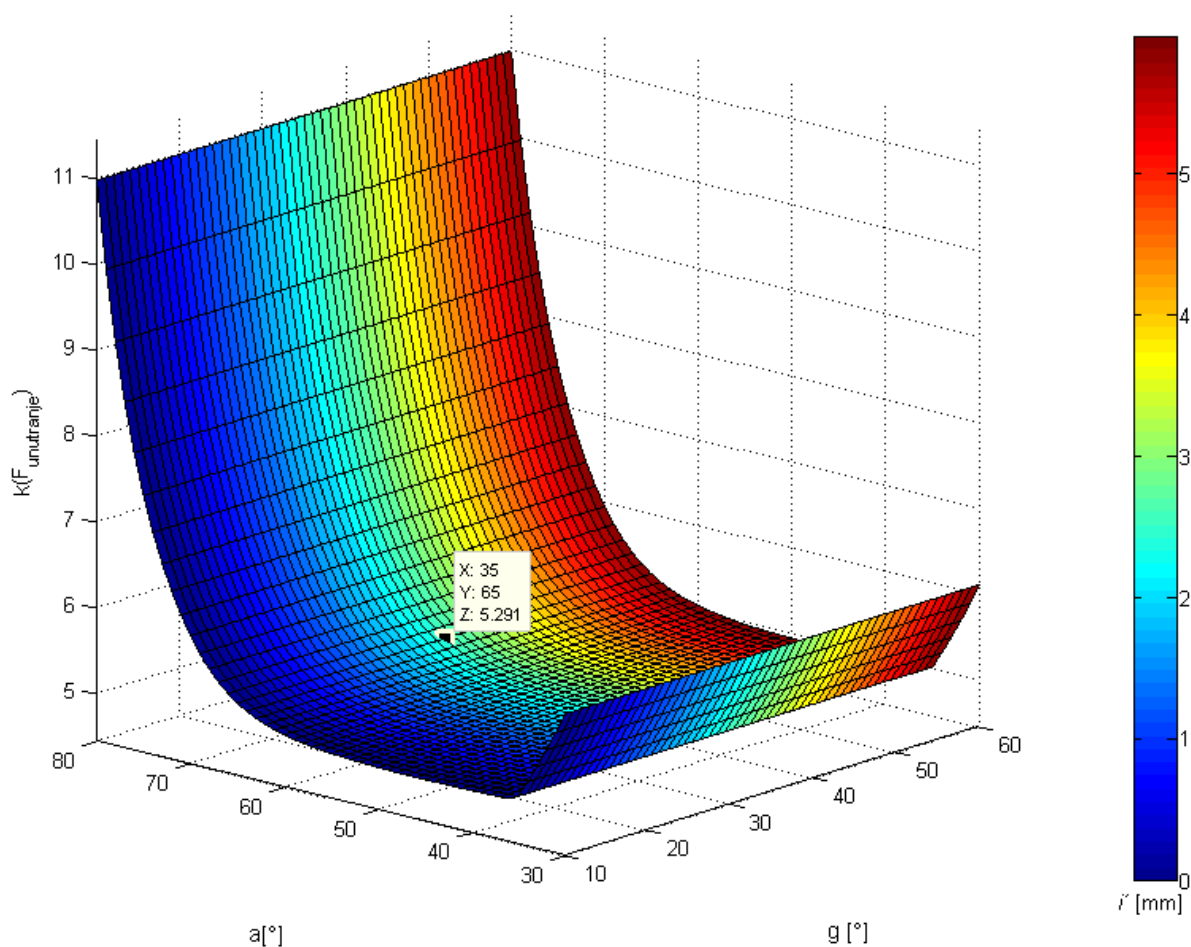
$$\mathbf{F}_{unutarnje} = \begin{bmatrix} \mathbf{f}_{unutarnje,1} \\ \dots \\ \mathbf{f}_{unutarnje,n} \end{bmatrix} = \mathbf{J}\mathbf{F}_{vanjske}^T \quad (29)$$

Uvjetovanost matrice unutarnjih sila u krakovima $\kappa(\mathbf{F}_{unutarnje})$, koji je pokazan na Slika 30., je mjera strukturne izotropnosti senzora u odnosu na vanjski skup opterećenja. Međutim, to nije izotropnost u klasičnom smislu, budući da vanjska opterećenja u glavnim pravcima ne moraju biti jednakog iznosa.

Strukturna izotropnost ovisan je o parametrima α i γ . Za potrebe ovog proračuna vrijednosti R i L su fiksne i iznose $R = 4,3$ mm i $L = 4,3$ mm, te one najviše ovise o promjeru cijevi hvataljke za minimalno invazivne operacije i prostoru za uzdužni smještaj senzora. Opterećenja za simulaciju iznose $f_x, f_y, f_z = 10$ N, $m_x, m_y = 150$ Nmm i $m_z = 100$ Nmm

prema [5]. Također, prema [5] za dana opterećenja, za kut $\beta = 90^\circ$ konstantno je dobivana najniža uvjetovanost matrice, te samim time i optimalni parametri za konstrukciju senzora.

Na Slika 30. prikazani su dobiveni rezultati $\kappa(\mathbf{F}_{unutarne})$ u ovisnosti o α i γ , za zadano opterećenje $\kappa(\mathbf{F}_{unutarne}) = 5,291$, za kutove $\alpha = 65^\circ$ i $\gamma = 35^\circ$ te dimenzije $R=4,3$ mm i $L=4,3$ mm. Boja plohe označava razmak između parova zglobova na gornjoj platformi, za ovakvo odabrane parametre $i'=1.3$ mm.



Slika 30. Rezultati $\kappa(\mathbf{F}_{unutarne})$ dobiveni u MATLAB-u

Budući da je promjer senzora manji od 10 mm, dodatna ograničenja se moraju postaviti na samu konstrukciju elementa. Sferni zglobovi se ne mogu koristiti budući da bi se proces proizvodnje znatno otežao, a i samim time i montaža elementa. Stoga se upotrebljavaju savitljivi zglobovi kako bi se dobila monolitna konstrukcija. Takva izvedba senzora ne zahtijeva montažu elemenata i ne stvaraju mehanička naprezanja uslijed odstupanja nastalih tijekom montaže. No, savitljivi zglobovi su izloženi poprečnim silama i momentima, te dolazi

do nastanka pogreške u mjerenju, za razliku od idealnih kugličnih zglobova. Kako bi se smanjio prijenos parazitnih sila i momenata u krakove, površina poprečnog presjeka zglobova mora se smanjiti, ali uslijed smanjivanja površine dolazi i do odgovarajućeg porasta uzdužnog naprezanja. Također, krakovi moraju posjedovati veliki otpor prema savijanju, a u isto vrijeme moraju pod opterećenjem stvoriti mjerljiv pomak kako bi se takva konstrukcija uopće i mogla koristiti kako senzor sile i momenta.

Stoga, se zglobovi izrađuju u polukružnom obliku s materijalom raspoređenim u sredini zgloba, dok se krakovi izrađuju u C-obliku (Slika 31.) ili pravokutnom plosnatom obliku (Slika 32.) kako bi se dobio velik otpor prema savijanju. Također, u idealnom slučaju površina poprečnog presjeka zgloba i kraka trebala bi biti jednaka.



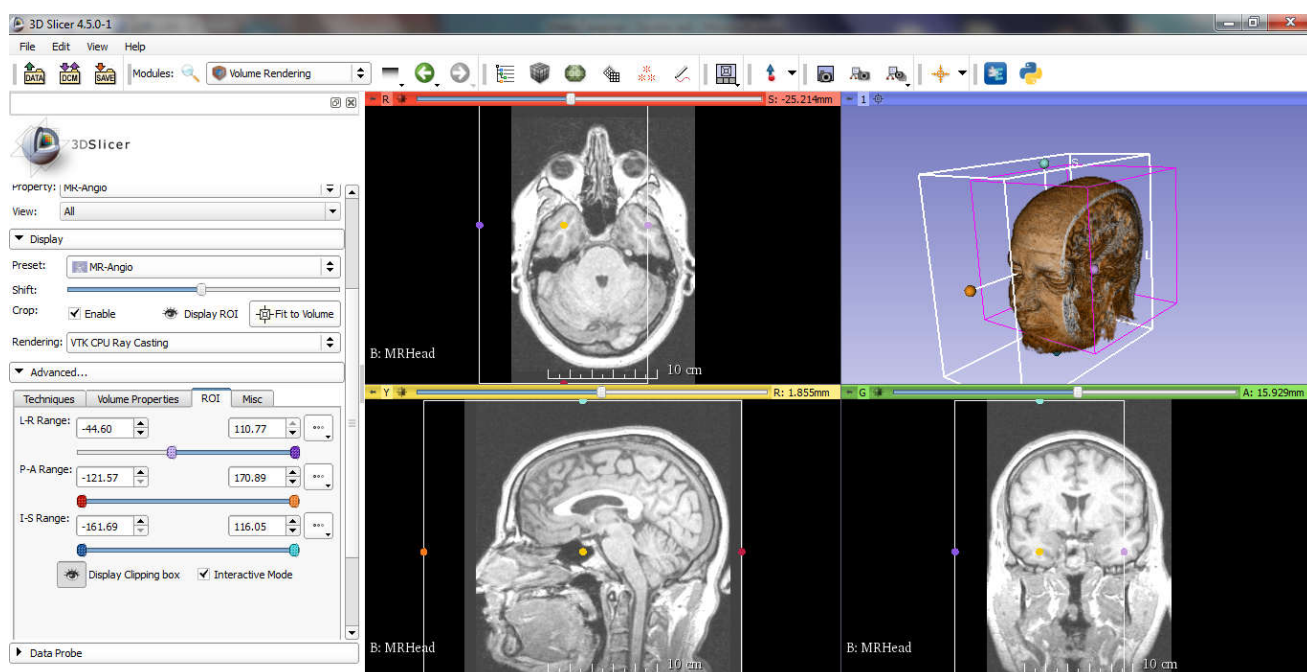
Slika 31. Izgled strukture senzora prema [5]



Slika 32. Izgled strukture senzora prema [12]

6. KONCEPT ZA DALJNJE UNAPRJEĐENJE PROCESA MINIMALNO INVAZIVNIH OPERACIJA

Kako je spomenuto u odjeljku 4., jedan od glavnih nedostataka minimalno invazivnih operacija je osjet vida, koji je djelomično nadoknađen prikazom snimaka s magnetske rezonance ili CT-a na dodatnom zaslonu, te kamerom na vrhu alata. Za rješenje ovog problema mogao bi se iskoristiti softver poput 3D Slicer-a koji iz snimaka s magnetske rezonance ili CT-a izrađuje trodimenzionalni model snimljenog dijela tijela, te uz korištenje naredbe za presijecanje može se pregledavati u unutrašnjost modela (Slika 33.).

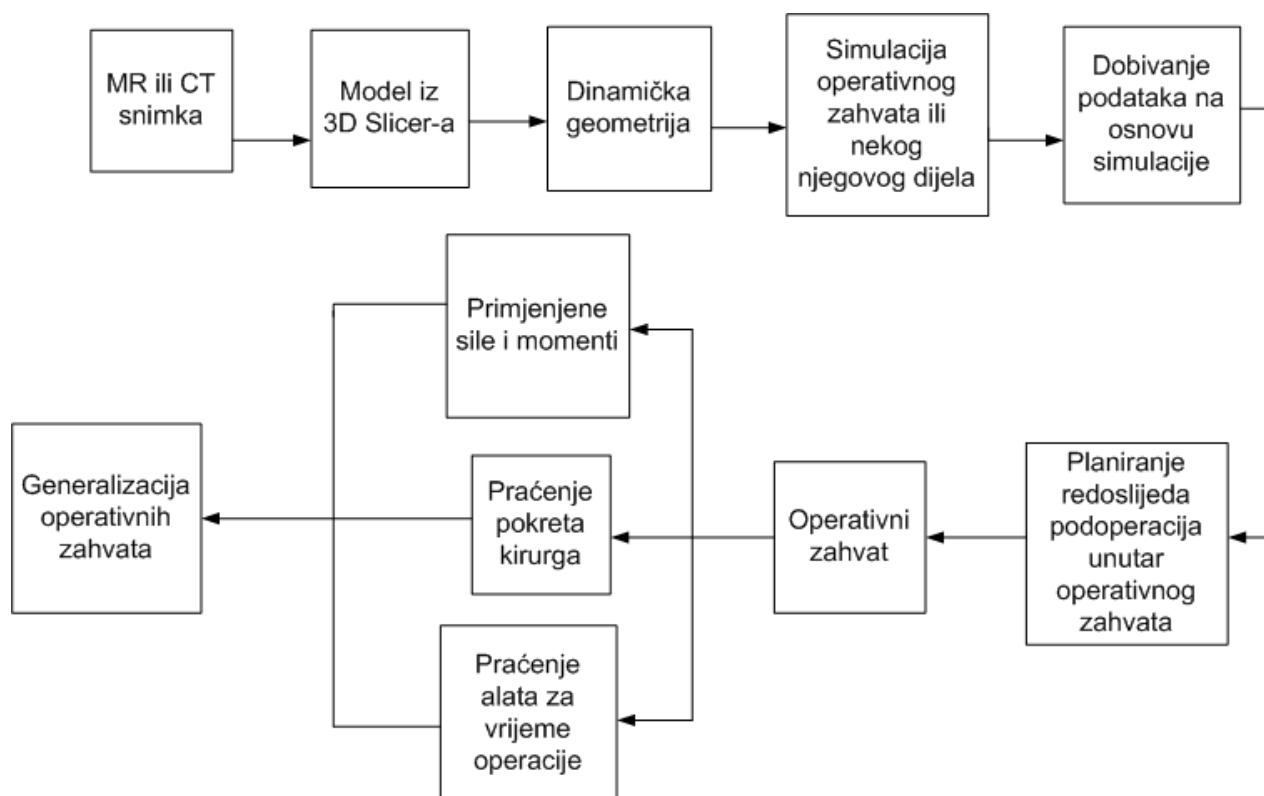


Slika 33. Trodimenzionalni model ljudske glave temeljen na snimci s MR-a

Time bi se kirurzima omogućio bolji uvid u stanje prije operacije, te bi se olakšalo planiranje operativnog zahvata u kompliciranijim slučajevima. Ovo rješenje bi se moglo dodatno proširiti uz izradu softvera kojim bi se dodala dinamička svojstva modelu dobivenom iz 3D Slicer-a, to jest kao što se kod paketa za analizu metodom konačnih elemenata (MKE) može vidjeti deformacija i pomak uslijed određene sile tako bi se i u ovom slučaju mogao primjeniti isti princip, gdje bi kirurg primjenivao virtualni alat kojemu bi samostalno određivao putanju i opterećenje na tkivo, također moguća su i dodatna proširenja u vidu simulacije samog operativnog zahvata ili nekih kritičnih dijelova zahvata.

Nažalost time problem ne bio do kraja riješen budući da bi kirurzi imali samo informacije iz kontroliranih uvjeta, te bi se tijekom pojedinih kritičnih dijelova operacije svejedno morali oslanjati na iskustvo i intuiciju uz dvodimenzionalne snimke s MR-a ili CT-a. No, i taj problem bi mogao biti riješen uz praćenje kretanja alata u trodimenzionalnom modelu dobivenom iz 3D Slicer-a i to za vrijeme samog operativnog zahvata. Praćenje kretanja alata na osnovu trodimenzionalnog modela uvelike bi olakšalo izvođenje operativnih zahvata gdje se kirurzi više ne bi oslanjali na dvodimenzionalni prikaz sa snimaka s MR-a ili CT-a (Slika 33. crno-bijeli prikaz).

Kad bi se ovakav pristup planiranju i izvođenju operacija ostvario uz dodatna istraživanja pokreta kirurga, primjenjenih sila i momenata tijekom operacije, redosljeda izvođenja pokreta i eventualno još nekih dodatnih varijabli došlo bi do generalizacije operativnih zahvata, skraćanja vremena potrebnih za izvođenje, poboljšanja kvalitete, a samim time i skraćanja vremena oporavka pacijenta.



Slika 34. Shema opisanog koncepta

Opisani postupak generalizacije operativnih zahvata prikazuje Slika 34. Ovakva generalizacija može predstavljati polaznu točku za potpunu automatizaciju minimalno invazivnih operacija.

7. ZAKLJUČAK

Potpuno autonomni roboti još uvijek nisu našli širu primjenu kako u industriji tako i u kirurgiji. No, daljnjim napretkom umjetne inteligencije i primjenom sve kvalitetnijih senzora koji zamjenjuju ljudske osjetilne funkcije takvi roboti nisu daleka budućnost. Jedan od takvih senzora je i senzor sile i momenta koji omogućuje precizne manipulacije čak i sa osjetljivim materijalima.

Očekuje se da bi se senzor sila i momenata temeljen na Stewartovoj platformi pokazao kao dobar odabir kod primjena u procesima s malim silama i momentima. Svojim geometrijskim karakteristikama omogućuje se širok raspon izvedbi same platforme. Također, mehanička svojstva se zadržavaju i kod smanjivanja na veličinu potrebnu za primjenu u endoskopskim operacijama.

Senzor sila i momenata temeljen na Stewartovoj platformi može predstavljati polaznu točku daljnjih istraživanja, gdje bi se uz korištenje lako dostupnih i jeftinih elektroničkih komponenata (naprimjer Arduino) mogla vršiti ispitivanja otpornosti raznih tjelesnih tkiva na udarna i statička opterećenja te određivati pomaci alata odnosno ruke operatora. Tako bi se na osnovi analize oštećenja tkiva mogli procesi izvođenja operacija kvalitetnije planirati kako bi se ubrzalo samo izvođenje operacija kao i oporavak pacijenta uslijed manjeg oštećenja operiranog tkiva. Nadalje, uz korištenje softvera 3D Slicer (koji na temelju snimaka s magnetske rezonance ili CT-a stvara trodimenzionalni prikaz snimljenog dijela tijela), povezanog sa samim alatom, a time i senzorom, mogao bi se dobiti mnogo bolji prikaz mjesta djelovanja alata na tkivo tijekom operacije nego kod trenutno korištenog dvodimenzionalnog prikaza slika s magnetske rezonance ili CT-a.

8. LITERATURA

- [1] Senzori sila i momenata - <http://www.fsb.hr/~zkunica/nastava/pms/ft.ppt> Pristupljeno: 2016-01-05.
- [2] ATI-IA Six-Axis Force/Torque Sensor System, Compilation of manuals, ATI-Industrial Automation, 2013.
- [3] http://www.ati-ia.com/Products/ft/software/daq_software.aspx Pristupljeno: 2016-01-05.
- [4] ATI-IA Six-Axis Force/Torque Sensor System, Installation and Operation Manual, ATI-Industrial Automation, 2015.
- [5] U. S. Seibold, An Advanced Force Feedback Tool Design for Minimally Invasive Robotic Surgery, Tehničko sveučilište München, 2012.
- [6] Camarillo, D., Krummel, T., Salisbury, J., et al., Robotic technology in surgery: past, present, and future, The American Journal of Surgery, 2004.
- [7] R. K. Mishra, Textbook of Practical Laparoscopic Surgery, Jaypee Brothers Medical Pub, 2013.
- [8] D. Stewart, A Platform with six degrees of freedom. Proc. Inst. Mech. Eng. vol. 180, part I, no. 5, pp. 371-286, 1965-1966.
- [9] L. Jelenković, Analiza i vrednovanje Stewartovih paralelnih mehanizama, Fakultet elektrotehnike i računarstva, 2001.
- [10] M. Sorli and S. Pastorelli, "Six-Axis Reticulated Structure Force/Torque Sensor with Adaptable Performances," Mechatronics, vol. 5, no. 6, pp. 585–601, 1995.
- [11] U. Seibold, B. Kuebler and G. Hirzinger, Prototypic force feedback instrument for minimally invasive robotic surgery, Institute of Robotics and Mechatronics, DLR (German Aerospace Center), 2008.
- [12] Li Kun, Pan Bo, Gao Wen-peng, Feng Hai Bo, Fu Yi-li, Wang Shu-guo, Miniature 6-axis force/torque sensor for force feedback in robot-assisted minimally invasive surgery, State Key Laboratory of Robotics and System (Harbin Institute of Technology), Harbin, China, School of Life Science and Technology, Harbin Institute of Technology, China, 2015.
- [13] <http://www.davincisurgery.com/> Pristupljeno: 2016-03-01.

-
- [14] Bhaskar Dasgupta, T.S. Mruthyunjaya, The Stewart platform manipulator: a review, Department of Mechanical Engineering, Indian Institute of Technology, India, Department of Mechanical Engineering, Indian Institute of Science, India, 1998.

PRILOZI

I. CD-R disk