

Utjecaj HANS opreme na smanjenje opterećenja glave i vrata kod automobilističkih utrka

Gašparinčić, Josip

Master's thesis / Diplomski rad

2008

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:235:271262>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-23**

Repository / Repozitorij:

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



Sveučilište u Zagrebu
Fakultet strojarstva i brodogradnje

DIPLOMSKI RAD

Josip Gašparinčić

Zagreb, 2008

Sveučilište u Zagrebu
Fakultet strojarstva i brodogradnje

DIPLOMSKI RAD

Voditelj rada:
doc. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

Josip Gašparinčić

Zagreb, 2008

ZAHVALA

Zahvaljujem se roditeljima na strpljenju, moralnoj pomoći i povjerenju koje su mi ukazali tokom studija te prilikom pisanja završnog rada.

Posebice se zahvaljujem doc. dr. sc. Tanji Jurčević Lulić koja mi je dragocjenim savjetima, prijedlozima i sugestijama omogućila da uspješno završim ovaj rad.

Također se zahvaljujem svojoj djevojci Tanji koja mi je pomogla kod prevođenja tijekom pisanja završnog rada.

IZJAVA

Izjavljujem da sam diplomski rad na temu „Utjecaj HANS opreme na smanjenje opterećenja glave i vrata kod automobilističkih utrka“ izradio samostalno koristeći navedenu stručnu literaturu i znanje stečeno tijekom studija.

Josip Gašparinčić

SADRŽAJ

1. UVOD.....	1
2. OSNOVE ANATOMIJE VRATNE KRALJEŽNICE.....	2
3. OSNOVE BIOMEHANIKE VRATNE KRALJEŽNICE.....	5
3.1. POKRETI U GORNJEM DIJELU VRATNE KRALJEŠNICE.....	5
3.2. POKRETI VRATNE KRALJEŠNICE OD II – VII VRATNOG KRALJEŠKA.....	6
3.3. ROTACIJA I LATERALNA FLEKSIJA.....	6
3.4. PATOFIZIOLOGIJA TRZAJNE OZLJEDE VRATNE KRALJEŠNICE.....	6
3.5. DEFINICIJA SEGMENTA KOJI SUDJELUJE U GIBANJU KRALJEŠAKA.....	9
4. METODE BIOMEHANIČKIH ISTRAŽIVANJA.....	10
4.1. ISTRAŽIVANJA NA ANTROPOMETRIJSKIM LUTKAMA.....	10
4.2. PRIMJENA ANTROPOMETRIJE U IZRADI MODELA.....	12
4.3. ISTRAŽIVANJA NA MATEMATIČKIM MODELIMA.....	13
5. MODELI GLAVE I VRATA.....	14
5.1. VIŠEČLANI MEHANIČKI MODEL (engl. multybody models).....	14
5.2. MODELI IZRAĐENI KONAČNIM ELEMENTIMA.....	17
5.3. RAZLIKE IZMEĐU VIŠEČLANIH MEHANIČKIH MODELA I MODELA KONAČNIH ELEMENATA.....	18
5.4. METODE RJEŠAVANJA I ANALIZE REZULTATA.....	19
5.4.1. ODREĐIVANJE SEGMENTALNIH MASA.....	19
5.4.2. ODREĐIVANJE MODELA GLAVE I DIJELA VRATA.....	21
5.5. DINAMIČKE ANTROPOMJERE.....	23
5.6. IZRAČUNAVANJE ORIJENTACIJE SEGMENTA I SREDIŠTA MASA.....	29
5.7. ODREĐIVANJE SREDIŠNJIH DINAMIČKIH MOMENATA TROMOSTI.....	32
5.8. IZRAČUNAVANJE DINAMIČKOG MOMENTA TROMOSTI ZA MODEL GLAVE I VRATA.....	33
6. RAZVOJ OVRATNIKA GLAVE I VRATA ZA FORMULU 1.....	36
6.1. OSNOVNI TESTOVI KOD FRONTALNOG UDARA.....	39
6.2. VARIJANTE OVRATNIKA I TESTOVI SA FRONTALNIM UDAROM.....	39
6.3. VARIJANTE OVRATNIKA I TESTOVI UDARA POD KUTEM OD 30° I 90° TE SA STRAŽNJE STRANE.....	42
7. ANALIZA OVRATNIKA.....	44
7.1. METODE ISPITIVANJA.....	45
7.2. TESTIRANJE HANS OVRATNIKA KOD FRONTALNOG SUDARA.....	48
8. UTJECAJ ANTROPOMJERA NA OVRATNIKE ZA PODUPIRANJE GLAVE I VRATA.....	51
8.1. OVRATNIK SA RAZDVOJENIM RAMENIM POJASEVIMA.....	54
8.2. LABAVOST POJASA.....	55
8.3. POZICIJA KACIGE.....	56

8.4. UDAR POD KUTEM OD 30°	57
8.5. BOČNI I STRAŽNJI UDAR	59
8.6. SAŽETAK TESTIRANJA	61
9. OPTEREĆENJE GLAVE I VRATA KOD AUTOMOBILISTIČKIH UTRKA.....	64
9. 1. ZAVOJI I DIJELOVANJE G SILA NA VRATNE MIŠIĆE.....	64
10. ZAKLJUČAK.....	70
11. LITERATURA.....	72

SAŽETAK:

U radu je opisano djelovanje ovratnika (HANS – head and neck support) na smanjenje opterećenja u vratnim mišićima te lubanji kod automobilističkih utrka. Također je izvršena analiza različitih testova i mjerenja iz literature. Utvrđeno je da ovratnik djeluje drugačije na različite dužine vratova.

Važno je napomenuti da se mnogo novaca ulaže u sigurnost u motosportu te se neprestano radi na poboljšanjima tih pomagala, a također se s vremena na vrijeme patentira nešto novo ili se postojeći proizvod poboljša. U radu je napravljena usporedba djelovanja ovratnika kod frontalnih i stražnjih udara i udara pod kutem te usporedba različitih modela ovratnika.

Glava i vrat su modelirani sa jednostavnim geometrijskim tijelima. Na primjeru stvarne automobilističke staze napravljena je analiza sila koje djeluju na vozača bolida.

POPIS OZNAKA:

OZNAKA,	JEDINICA	ZNAČENJE
E ,	GPa	modul elastičnosti
p ,	Pa	tlak, pritisak
a ,	$\frac{m}{s^2}$	ubrzanje
t ,	s	vrijeme
v ,	$\frac{m}{s}$, $\frac{km}{h}$	brzina
\angle ,	°	kut
F ,	N	sila
J ,	$kgcm^2$	dinamički moment tromosti
M ,	Nm	moment
m ,	kg	masa
m_i	kg	masa analiziranog segmenta
M ,	kg	ukupna masa tijela subjekta
h ,	cm	stojeća visina subjekta
B_0, B_1, B_2		regresijski koeficijenti
h, a, b, c, l, r ,	m	udaljenost između točaka
ω ,	s^{-1}	kutna brzina

POPIS SLIKA

Slika 1. Prikaz vratnih kralježaka od 1. do [4].....	3
Slika 2. Bočni prikaz tipičnog vratnog kralješka [4].....	4
Slika 3. Kralježnički dinamički segment [1].....	4
Slika 4. Zbijanje i istežanja vratne kralježnice kod hiperekstenzije [1].....	7
Slika 5. Zbijanje i istežanja vratne kralježnice kod hiperfleksije [1].....	8
Slika 6. Zbijanje i istežanje vratne kralježnice [1].....	8
Slika 7. Prikaz koordinatnog sustava na dinamičkom kralježničkom segmentu [1].....	9
Slika 8. Model lutke za ispitivanje [20].....	11
Slika 9. Mehanički modeli vrata i glave - Hybrid HI [20].....	12
Slika 10: [2] a) višečlani mehanički model glava – vrat u svojoj početnoj strukturi b) početna zakrivljenost vrata.....	14
Slika 11: [2] a) zakrivljenost vrata b) os i orijentacija vratnog segmenta.....	16
Slika 12. Prikaz modela glave [16].....	16
Slika 13. Prikaz modela vratne kralježnice [16].....	17
Slika 14. Prikaz modela dijelova glave i vrata [16].....	18
Slika 15. Prikaz modela glave s vratom [10].....	19
Slika 16. Jednostavni geometrijski oblici korišteni pri modeliranju.....	22
Slika 17. Harmonijska kružnica.....	22
Slika 18. Harmonijska analiza antropomjera glave i vrata s prikazom dimenzija u funkcije dužine glave DG	23
Slika 19. Opći slučaj rotacije elementarne mase krutog tijela.....	23
Slika 20. Lokalni i globalni koordinatni sustav.....	30

Slika 21. Orijentacija i položaj proizvoljno odabrane točke M.....	31
Slika 22. Jednostavni geometrijski oblici korišteni pri modeliranju.....	33
Slika 23. Model vrata.....	34
Slika 24. Dinamički momenti tromosti u programskom paketu CATIA V5.....	34
Slika 25. Cjelokupan model glave i vrata prikazan sa težištem i glavnim osima.....	35
Slika 26. Ovratnik [6].....	36
Slika 27. Promjena ubrzanja kod stvarnog udara trkaćeg automobila serije INDYcar (I) i ubrzanje testnog modela (D) na tračnicama korištenog u istraživanju u Daimler – Benz u [6].....	37
Slika 28. Priprema za test na kliznim tračnicama [6].....	37
Slika 29. Vizir se otvorio prilikom testiranja i udaranja [6].....	39
Slika 30. Ovratnik verzije 2.0 sa obrubljenim obručem i donjim dijelom ovratnika te dodanim mjestom uležištenja za pojas [6].....	40
Slika 31. Ovratnik verzije 2.5 spreman za testiranje na lutki [6].....	40
Slika 32. Kretanje glave unaprijed kod testiranja ovratnika verzije 2.5 [6].....	41
Slika 33. Kretanje glave unaprijed kod testiranja ovratnika verzije 2.5 [6].....	41
Slika 34. Prikaz i opis HANS ovratnika.....	44
Slika 35. Ubrzanje prije i poslije učvršćivanja čeličnih tračnica [6].....	46
Slika 36. Početni test – orijentacijski test (polazne vrijednosti) [6].....	46
Slika 37. Ubrzanje grudnog koša u osnovnom orijentacijskom testu sa labavim pojasom [6].....	47
Slika 38. Ubrzanje zdjelice u osnovnom orijentacijskom testu sa labavim pojasom [6].....	48
Slika 39. Ovratnik verzije 2.4 – prototip proizveden od kompozita i aluminija nakon testa 97CF13 [6].....	49
Slika 40. Ovratnik verzije 3.0 – prototip napravljen od kompozita prije montiranja na kacigu i testa 97CF20 [6].....	49

Slika 41. Ponašanje vezica kacige (napetost i pomaci) kod različitih duljina vrata [6]..	50
Slika 42. Ubrzanje glave sa ovratnikom verzije 3.1 za različite duljine vratova [3].....	52
Slika 43. Pravilan položaj ramenog remena prilikom namještanja [8].....	53
Slika 44. Pozicija učvršćenja ramenog pojasa te kut između pojaseva [8].....	53
Slika 45. Namještanje ovratnika sa dvostrukim pojasevima [8].....	54
Slika 46. Bočni prikaz preporučenih kutova pojasa [8].....	54
Slika 47. Pozicije kacige u početnom testu bez ovratnika [3].....	56
Slika 48. Pozicije kacige u testu s ovratnikom.....	57
Slika 49. Udar pod kutom od 30°sa ovratnikom (lijevo) i bez ovratnika (desno) [3]....	59
Slika 50. Rotacija glave kod stražnjeg udara bez ovratnika (lijevo) i sa ovratnikom (desno) [3].....	60
Slika 51. Prikaz sila koje djeluju na glavu i vrat kod upotrebe ovratnika (desno) i bez upotrebe ovratnika (lijevo).....	61
Slika 52. Prikaz udara sa ovratnikom i bez ovratnika [13].....	61
Slika 53. Prikaz iznosa G sila u pojedinim zavojima na stazi Magny Cours u Francuskoj	64
Slika 54. Prikaz svih sila koje djeluju na bolid u zavoju pod određenim kutom. F_b = bočna sila, F_g = sila težine, F_N = sila podloge, P = širina vozila, h_t = udaljenost težišta.	65
Slika 55. Prikaz djelovanja sile trenja.....	66

POPIS TABLICA

Tablica 1. Pokretljivost vratne kralješnice.....	5
Tablica 2. Početni položaj i inercijska svojstva za 50. percentil glave i vrata kod muškaraca.....	15
Tablica 3. Antropomjere glave i vrata za muškarce starosti 20 – 39 godina [4].....	21
Tablica 4. Rezultati testova frontalnih udara i prototipova ovratnika. Zatamnjene vrijednosti prelaze pragove ozljede [6].....	38
Tablica 5. Rezultati udarca pod kutom od 30° i 90° te stražnji udar [6].....	44
Tablica 6. Rezultati testa [6].....	45
Tablica 7. Utjecaj dužine vrata i ramenih pojaseva na HANS ovratnik kod frontalnog udara [6].....	50
Tablica 8. Granične vrijednosti za Z = 120 mm [8].....	53
Tablica 9. Granične vrijednosti za Z = 140 mm [8].....	53
Tablica 10. Granične vrijednosti za Z = 160 mm [8].....	53
Tablica 11. Granične vrijednosti za Z = 180 mm [8].....	53
Tablica 12. Osjetljivost ovratnika radi labavosti pojasa kod frontalnog udara [3].....	55
Tablica 13. Udari pod kutom od 30° [3].....	57
Tablica 14. Bočni udar (90°) te stražnji udar (180°) [3].....	59

1. UVOD

Naprava za podupiranje glave i vrata (ovratnik) je razvijena kako bi smanjila kretnje koje potencijalno dovode do ozljeda glave i vrata tijekom jakih frontalnih te udara pod kutem. Efektivnost ovratnika je bila čvrsto dokazana opsežnim testiranjem na tračnicama koje je izvršeno u Laboratoriju Daimler-Chrysler (Njemačka).

Svrha istraživanja je bilo razviti odgovarajuće metode testa i kriterij za novu FIA (Međunarodna automobilistička organizacija) specifikaciju testa da bi se podržalo uklapanje sistema ovratnika u FIA Formulu 1 te u prvenstva Formule 3000. Nova specifikacija testa sadrži zahtjev za sistem ovratnika te spoj ovratnika i kacige. Također je bilo potrebno definirati geometriju za sistem ovratnika.

Razvijen je laboratorijski test kako bi simulirao uvjete opterećenja tijekom dinamičnog testa na tračnicama. Laboratorij za istraživanje transporta je proveo probne i destruktivne testove kako bi utvrdio odgovarajući kriterij. Predložena opterećenja testa su odgovarala onima koja su izvršena tijekom uvjeta teških nesreća kako bi osigurala da bude postignut odgovarajući nivo zaštite.

Istraživanje je ovlašteno od FIA-e i provedeno pod direkcijom FIA istraživačke grupe. Svrha nove specifikacije testa je pružanje odgovarajućih, ponovljivih i reproducirajućih uvjeta opterećenja kako bi se osiguralo da odobreni ovratnik pruža istu zaštitu tijekom nesreće, kao što je postignuta pri razvojnim testovima na tračnicama. Na osnovu ovog istraživanja Laboratorij za istraživanja transporta je predložio novu specifikaciju za dogovor s FIA-om.

2. OSNOVE ANATOMIJE VRATNE KRALJEŽNICE

Vratni kralješci (vertebrae cervicales) tvore kostur vrata. Najmanji od 24 pomična kralješka, cervikalni kralješci kojih ima 7 su smješteni između kranija i torakalnih kralježaka.

Glavna oznaka vratnih kralježaka je rascijepljen šiljasti nastavak koji leži gotovo vodoravno. Poprečni nastavak je također rascijepljen na dvije kvržice: prednju (tuberculum anterius) i stražnju (tuberculum posterius). Prednja kvržica je zakržljalo vratno rebro, a stražnja kvržica je pravi poprečni nastavak. Između obiju kvržica nalazi se žlijeb (sulcus nervi spinalis). Poprečni nastavci imaju i otvor (foramen transversarium) za prolaz vertebralne arterije i vene.

Tijelo vratnog kralješka ima bubrežast oblik i sprijeda je viši nego straga, a njegove završne površine su sedlastog izgleda. Iza tijela je smješten otvor kralješka koji je trokutast i širi od tijela. Zglobni nastavci su široki i plosnati, a zglobne površine su postavljene ukoso. Gornje zglobne površine su usmjerene natrag i gore, dok su donje usmjerene napred i dolje, što je važno za mehaniku gibanja vrata.

Bitno je napomenuti da se prvi, drugi, šesti i sedmi kralježak osobito razlikuju od ostalih vratnih kralježaka.

Prvi vratni kralježak je nosač glave, pa je nazvan glavonoša (atlas). On oblikuje dva luka: prednji (arcus anterior) i stražnji (arcus posterior), te ima oblik prstena. Prednji luk je kraći nego stražnji i na prednjoj strani ima kvržicu (tuberculum anterius), a na stražnjoj strani ima zglobnu fasetu (fovea dentis), za zub drugog vratnog kralješka. Stražnji luk ima također na stražnjoj strani kvržicu (tuberculum posterius), a lateralno ima po jednu brazdu (sulcus arteriae vertebralis). Brazda je katkad presvođena malim koštanim mostićem u koštani otvor. Nosač nema tijelo i šiljasti nastavak.

Na mjestu gdje se spajaju prednji i stražnji luk nastaju koštana zadebljanja (massae laterale), gdje se opire glava. Na gornjoj strani koštanih zadebljanja nose duguljaste bubrežaste udubine (fovea articulares superiores) koje služe za zglob. Na donjoj strani koštanih zadebljanja nalaze se trokutaste zglobne površine (faveae articulares inferiores), za zglob s odgovarajućim zglobnim površinama drugog vratnog kralješka. Gornje zglobne površine mogu biti razdijeljene žlijebom na dva dijela. Poprečni nastavci nisu rascijepljeni i u njima postoji po jedan otvor (foramen transversarium).

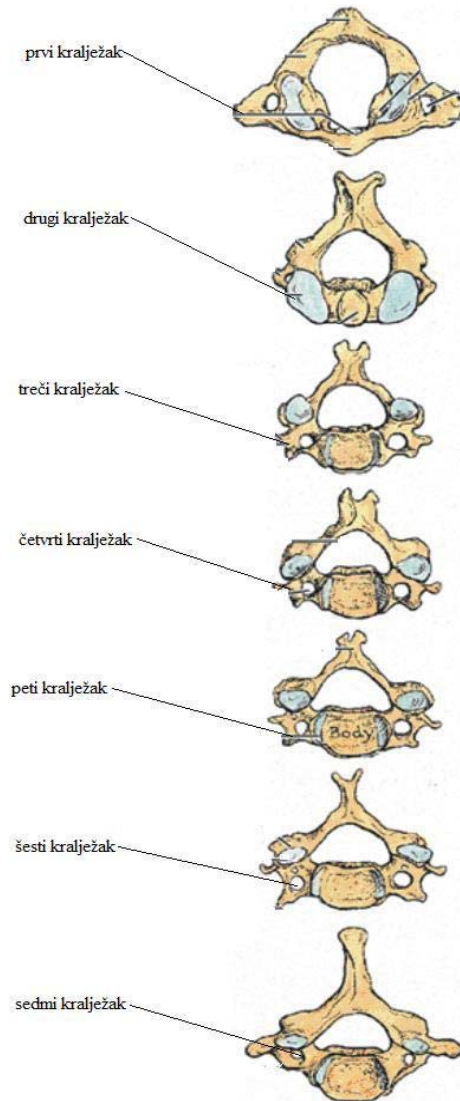
Otvor kralješka je širok i četverokutast. Naprijed ga suzuju koštana zadebljanja između kojih je razapeta poprečna sveza (lig. transversum atlantis) pa je otvor podijeljen na prednji i stražnji dio.

Drugi vratni kralježak je nazvan obrtač (axis). Obrtač ima masivno trokutasto tijelo. Na gornjoj strani trupa okomito se diže koštani zub (dens axis) i to je trup nosača, a spojen je s obrtačem. Zub na prednjoj strani ima zglobnu površinu (facies articularis anterior), za sukladnu površinu na prednjem luku nosača. Na stražnjoj strani zuba je zglobna površina (facies articularis posterior), za odgovarajuću površinu na poprečnoj svezi. Zub gore završava vrhom (apex). Nagib zuba je različit i uvjetovan je zavijenošću vratne kralježnice i sfenoidnim kutom. Zglobna površina na gornjim nastavcima se spušta poput niskog krova, pa je prednja strana površine usmjerena naprijed, a stražnja natrag. Donje zglobne površine su postavljene više straga i okrenute su naprijed i dolje.

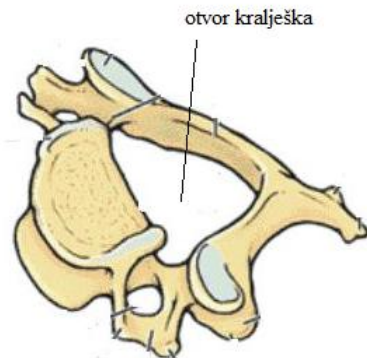
Otvor kralješka je trokutast. Poprečni nastavak ima otvor, a šiljasti nastavak je rascijepljen.

Šesti vratni kralježak ima osobito razvijenu prednju kvržicu poprečnog nastavka. Ispred kvržice uvijek prolaze zajednička karotidna arterija i donja štitasta arterija.

Sedmi vratni kralježak nalikuje na prsne kralješke i ima osobito dug i nerascijepljen šiljasti nastavak. Zato je sedmi vratni kralježak nazvan stršeci kralježak (vertebra prominens). Na poprečnom nastavku je otvor malen jer tu prolazi samo vertebralna vena. Prednja kvržica sedmog vratnog kralješka nekad je razvijena u malo vratno rebro.



Slika 1. Prikaz vratnih kralježaka od 1. do 7. [4]

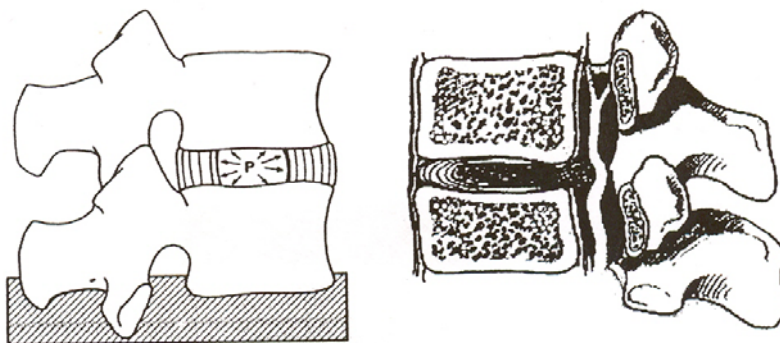


Slika 2. Bočni prikaz tipičnog vratnog kralješka [4].

Osnovnu frikcionalnu jedinicu kralježnice (slika 3) predstavlja tzv. kralježnički dinamički segment koji se sastoji od dva susjedna diska koja povezuje:

- a) Vertebralni disk, koji je sastavljen iz jedra u sredini i vezivnog obruča na obodu. Jedro vertebralnog diska je želatinasto sa visokim udjelom vode te ima svojstva viskozne tekućine. Vezivni obod zadržava jedro u svom položaju te zajedno djeluju kao amortizer. Vertebralni disk je čvrsto pričvršćen na gornju i donju površinu kralješka.
- b) Vertebralni zglobovi se nalaze između dva kralješka različito na različitim visinama kralježnice. Pravilan raspored vertebralnih zglobova omogućava dobru gibljivost u bočnoj i vodoravnoj ravnini.

Značajnu ulogu imaju mišići koji se nalaze oko kralježnice, kao i stabilizatori obruča zdjelice, jer omogućavaju dodatni dinamički oslonac kralježnici. Djelovanje mišića na kralježnicu omogućava veću otpornost na tlačna i torzijska opterećenja kralježnice.



Slika 3. Kralježnički dinamički segment [1].

3. OSNOVE BIOMEHANIKE VRATNE KRALJEŽNICE

Osim osnovnih funkcija nošenja i pokreta, kraljeznica vrši i složene biomehantičke prijenose i usklađivanja funkcija ostalih dijelova sustava za kretanje. Svojim djelovanjem omogućava ravnotežu i simetričnost pokreta tijela pri gotovo svim aktivnostima čovjeka. Vratni dio kraljeznice, radi relativno velikog opsega pokretljivosti, te radi same mase glave koje iznosi u prosjeku 4,5 kg je često izložen ozljedama. Ozljede koje nastaju na vratnoj kralješnici redovito su mnogostruke i to prvenstveno zbog složenog mehanizma njihovog nastajanja. Razna oštećenja nastaju pri udarcima koji dovode do naglog zabacivanja glave prema naprijed ili natrag. Najčešće ozljede vratnog dijela kraljeznice su takozvane trzajne ozljede vrata. Trzajna ozljeda vratnog segmenta kraljeznice nastaje radi iznenadnog trzaja, a glava radi inercije biva zabačena prema straga, ili prema naprijed.

Anatomske značajke koštanih dijelova te ostalih elemenata omogućuju graničnu pokretljivost pojedinih segmenata, a time i cjeline kraljeznice.

Trupovi su kralješka međusobno povezani međukralježničkim diskovima, te prednjom i stražnjom uzdužnom svezom. Središnji dio intervertebralnog diska ispunjen je nukleus pulposusom koji je elastičan i čvrst te se može reći da formira viskoelastični hidraulični spoj. On daje elastičnost čitavoj kralješnici, a ujedno ublažuje udarce i potrese, koji se preko kraljeznice prenose na glavu.

Složeni proces mišićne kontrakcije može se proučavati i tumačiti s bioelektirične, biomehantičke i biofizikalne strane. Jednostavno rečeno, napetost mišića je određena kao funkcija dužine mišića i promjena dužine mišića koji ovise o neuronskom podražaju.

Mišiće možemo podijeliti u pokretače glave i pokretače vrata, a svi zajedno tvore najvažniji potporanj koji održava glavu u uspravnom položaju.

3.1. POKRETI U GORNJEM DIJELU VRATNE KRALJEŠNICE

Gornji dio vratne kraljeznice ima vrlo velik opseg pokreta. Pokretljivost vratne kraljeznice je proučavana na živim ljudima i na leševima, a ona se utvrđuje analizom pokreta koji su utvrđeni kao osnovni. Rezultati utvrđeni istraživanjima, a koji su uvriježeni u medicinskoj praksi prikazani su u tablici 1. Iz prikazanih rezultata se zaključuje da postoji značajna razlika u pokretljivosti kod živih ljudi i kod leševa.

Tablica 1. Pokretljivost vratne kraljeznice.

Karakteristična gibanja glave i vrata	Rezultati provedeni na živim ljudima	Rezultati provedeni na leševima
Antefleksija – retrofleksija	100 - 117°	180°
Laterofleksija na lijevu i desnu stranu	100 - 125°	60°
Rotacija na lijevu i desnu stranu	80 - 143°	90°

Opseg pokreta vratne kralježnice određuje prostorna orijentacija zglobnih ploha i djelovanje ligamenata.

U atlantookcipitalnom zglobu glave se giba prema naprijed - fleksija glave do 20° - 30° . Dalje gibanje glave prema naprijed vrši se u donjem odsjeku vratnog dijela vratne kralježnice. Pregibanje glave prema natrag, ekstenzija u atlantookcipitalnom zglobu moguće je do 30° . Latero fleksija u ovom zglobu moguća je od $7-20^{\circ}$, a daljnje pomicanje onemogućuju ligamenti i zglobne čahure.

U atlantoaksijalnom zglobu raspon pokreta na lijevu i desnu stranu iznosi do 30° . Rotiranje glave do 180° vrši se udruženom kretnjom u donjem zglobu glave i uvrtnjem, torzijom čitavog vratnog dijela kralježnice.

Postranično klizanje je složeni pokret povezan s postraničnim nagibom glave, a javlja se pri atlantoaksijalnoj rotaciji od $10-15^{\circ}$ uz lateralni nagib glavonoše spram obrtača. U toj rotaciji olabave se zglobne čahure i to omogućuje lateralno klizanje. S postraničnim klizanjem zub obrtača se asimetrično namješta između lateralnih masa glavonoše, a zglobni prostori su suženi.

3.2. POKRETI VRATNE KRALJEŠNICE OD II -VII VRATNOG KRALJEŠKA

Moguća su *četiri* pokreta između II i VII vratnog kralješka, i to su fleksija, ekstenzija, rotacija i lateralna fleksija. U tim pokretima postoji postupno međusegmentno kombiniranje pokreta, koja su najizrazitija u gornjem dijelu vratne kralježnice. Pri fleksiji, gornji vratni kralješak pomiče se prema naprijed preko zglobnog nastavka donjeg kralješka, a u međuvremenu se intervertebralni disk širi prema natrag, a sužuje sprijeda.

3.3. ROTACIJA I LATERALNA FLEKSIJA

Lateralna fleksija ne može nastati bez popratne rotacija i obratno. To je uvjetovano nagibom zglobnih površina. Čitava se kralježnica normalno može uvijati za oko 45° , a s rotiranjem glave na glavonoši za oko $82 - 107^{\circ}$.

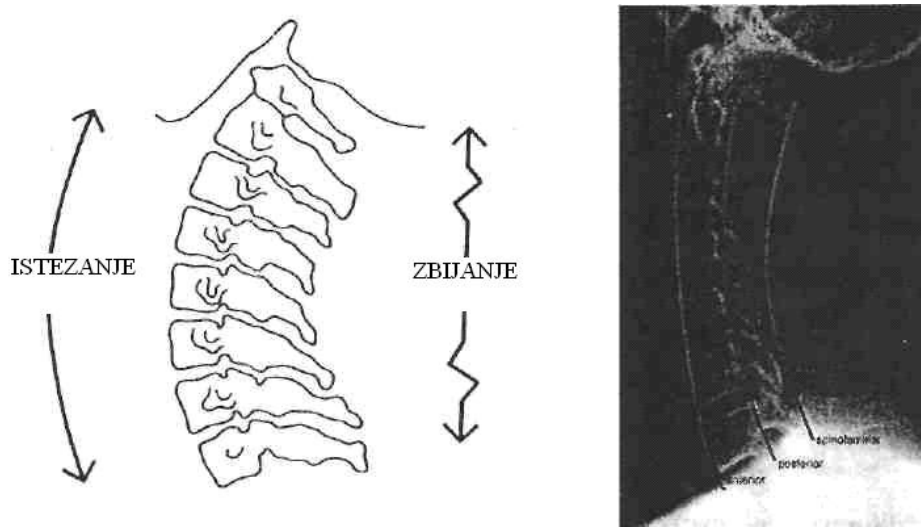
3.4. PATOFIZIOLOGIJA TRZAJNE OZLJEDE VRATNE KRALJEŠNICE

Razvojem automobilske prometa sve učestalija ozljeda pri sudarima postaje trzajna ozljeda vratne kralježnice. Glava odbačena prema naprijed zaustavlja djelovanje sile kad brada udari u prsni koš. U većini ljudi s normalnom kralježnicom taj je opseg pokreta unutar fizioloških granica i rijetko uzrokuje ozljedu. Slično, kada glava biva bačena u stranu, završava pokret lateralne fleksije vratne kralježnice kad glava dosegne područje ramena. Taj pokret je također unutar fizioloških granica pa obično ne uzrokuje značajne ozljede vrata. U ekstenzijske ozljede putanja se pokreta glave prema natrag ne zaustavlja sve dok zatiljna kost ne dosegne stražnji dio prsnog koša. To je pak znatno iznad normalno dopuštenih granica pokreta. Zato ekstenzijska ozljeda može prouzročiti pogibeljna oštećenja anatomskih struktura vrata

Iz izloženih razmatranja, a pojednostavljenih kinematičkih analiza položaja glave i smjera djelovanja traumatizirajućih sila trzajne ozljede vratne kralježnice klasificirane su na tri osnovna oblika:

Akutna hiperekstenzijska ozljeda

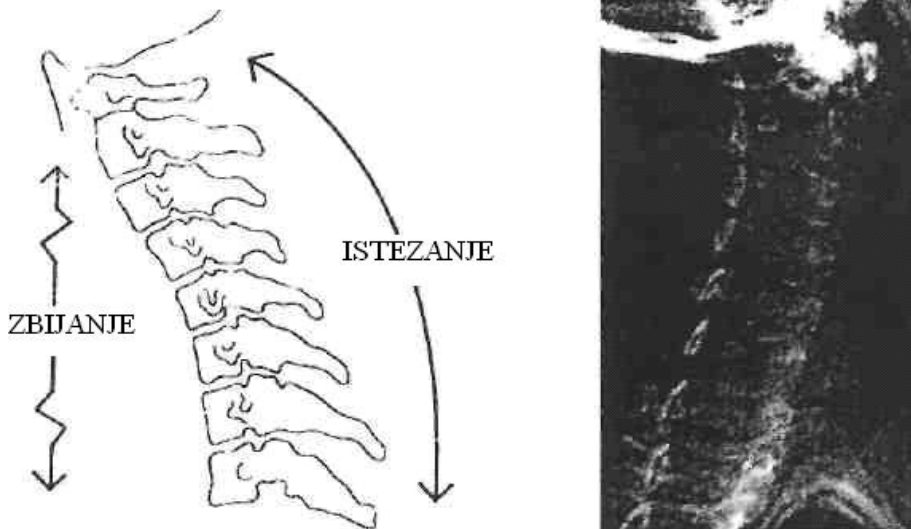
Akutna hiperekstenzijska ozljeda obično je prouzročena udarcem brzo kretajuće mase u stražnji dio tijela ozlijeđenog, stvarajući sile suprotnog djelovanja. Pretjerani pokret unatrag uzrokuje istežanje snažnih sveza prednjeg dijela vratne kralježnice, a zbijanje i ozljedu tkiva i koštanih elemenata stražnjeg dijela kralježnice (slika 4).



Slika 4. Zbijanje i istežanja vratne kralježnice kod hiperekstenzije [1].

Akutna hiperfleksijska ozljeda

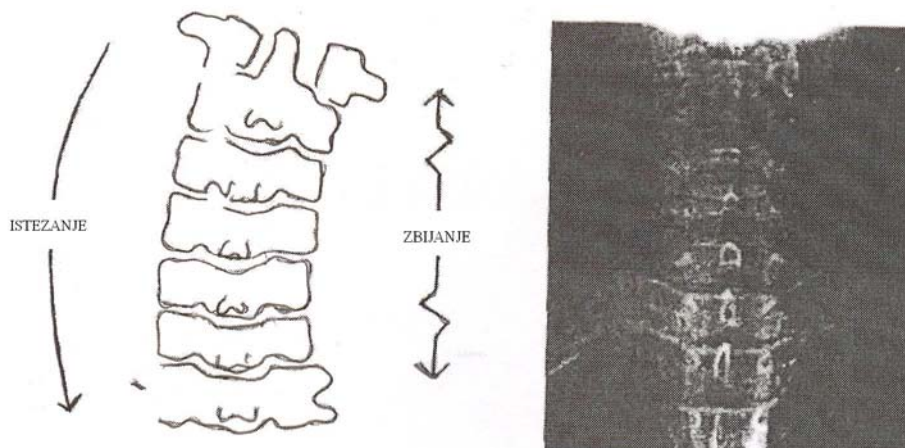
Akutna hiperfleksijska ozljeda nastaje pri iznenadnom zaustavljanju trupa uslijed sudara, uz povećanu fleksiju vratne kralježnice prema naprijed, a djeluju suprotne sile. Tlačna sila djeluje na prednje dijelove trupova kralješaka i intervertebralnih diskova s mogućnošću kompresijskog prijeloma kralješka. Vlačna sila zahvaća stražnje strukture i to prvenstveno stražnju uzdužnu svezu (slika 5).



Slika 5. Zbijanje i istezanja vratne kralježnice kod hiperfleksije [1].

Akutna rotacijska i postranična fleksijska ozljeda

Ako glava u trenutku sudara rotira ili je pak nagnuta u stranu, sustav sveza na konveksnoj strani vratne kralježnice biva snažno istegnut i to uvjetuje ozljede dublje položenih struktura. Pri tom su kralješci flektirani na stranu pa djelovanjem sila zbijanja nastaju ozljede malih zglobova i kompresija korjenova živaca na konkavnoj strani vrata. Ako je kralježnica rotirana, tlačna sila može prouzročiti prsnuće luka kralješka i nastavaka uz popratno oštećenje krvnih žila i korjena živaca (slika 6).



Slika 6. Zbijanje i istezanje vratne kralježnice [1].

Ako već postoje patološke promjene u vratnoj kralježnici, a koje su učestale pojava već u ljudi srednje životne dobi, opisane sile i manjeg djelovanja mogu imati pogibeljan učinak. Zato i životna dob posebno utječe na veličinu i težinu ozljede. Istodobno su značajni tonus i napetost mišića vrata za vrijeme ozljeda. Ako je ozljeda

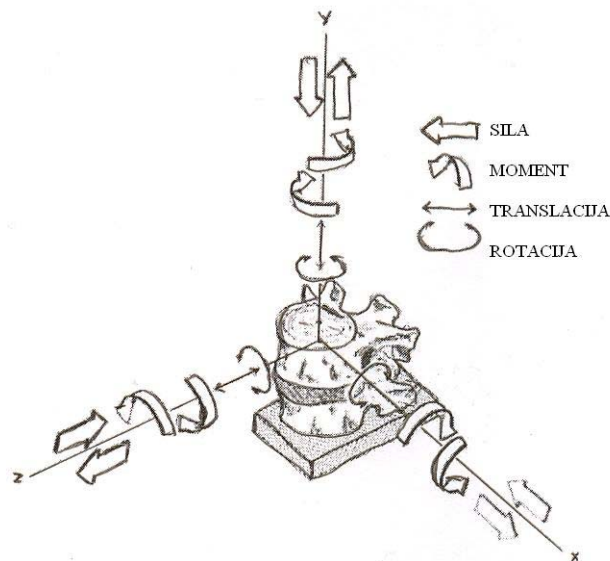
iznenadna, a mišići su opušteni, ozljeda će biti teža nego kad su mišići napeti s učvršćenim položajem glave. Položaj glave i smjer djelovanja sile najvažniji su činitelji kako je prethodno izloženo.

3.5. DEFINICIJA SEGMENTA KOJI SUDJELUJE U GIBANJU KRALJEŠAKA

Anatomski je kralježnica podijeljena na tri cjeline, i s obzirom na funkcionalnost gornji dio kralježnice se smatra jednom biomehaničkom cjelinom. Bez obzira na anatomske podjele, odnos pojedinih aktivnosti i pasivnih elemenata u funkciji muskulature i čvrstih, te elastičnih dijelova, sadržan je u pojmu kralješničkog (vertebralnog) dinamičnog segmenta, kao osnovnoj funkcionalnoj jedinici kralježnice.

U morfološki sastav zglobova u kralješničkom dinamičkom segmentu spada gornja i donja ploha trupa kralješka s intervertebranim diskom, te intervertebralni zglobovi s odgovarajućim lukovima i ligamentima. Navedena anatomska struktura sudjeluju u pokretima između dva kralješka.

Promatrajući kralješnicu kao cjelinu, ustanovljeno je da gibanje jednog kralješka ovisi o gibanju dvaju susjednih kralješaka s kojima graniči. Da bi se moglo proučiti gibanje svakog kralješka potrebno je znanje o opterećenjima (sile i momenti) koja se javljaju na svakom pojedinom kralješku. Na slici 7 prikazan je dinamički segment s mogućim opterećenjima. Da bi se u cijelosti opisalo mehaničko ponašanje kralješka u ovisnosti opterećenje - pomak potrebno je poznavati djelovanje svih sila i svih momenata koji djeluju duž koordinatnih osi, i izazivaju pomake kralješaka. Te podatke nije moguće utvrditi na ljudima, već samo na leševima, pa se postavlja pitanje točnosti podataka utvrđenih na taj način [1].



Slika 7. Prikaz koordinatnog sustava na dinamičkom kralješničkom segmentu [1].

4. METODE BIOMEHANIČKIH ISTRAŽIVANJA

Prioritet u automobilizmu u posljednje vrijeme je sigurnost vozača u vozilu koji sudjeluje u utrci. Istraživači nastoje različitim metodama otkriti i odrediti mehanizam nastanka ozljede. Bez obzira na sva navedena nastojanja, mehanizam ozljede i prag tolerancije tj. granice kod kojih nastupaju ozljede nisu još definirane. Također je i mehanizam nastanka ozljede prilično neodređen i nepoznat. Posebnu poteškoću u biomehničkim istraživanjima pridonosi i sama anatomska struktura i funkcija kralježnice sa cijelim nizom aktivnih i pasivnih funkcijskih elemenata. Pregledom dostupne literature ustanovljene su različite metode ispitivanja gibljivosti i mehaničkih svojstava vratne kralježnice. Utvrđeni podaci različitih studija često međusobno pokazuju velika odstupanja. Razlike nastaju u početnim pretpostavkama i ograničenjima tijekom izvođenja pokusa.

Istraživanje složenosti kralježnice može s biomehničkog stajalište imati dva istraživačka pristupa. Jedan se pristup odnosi na analizu pojedinih dijelova kralježnice, odnosno područja kako su anatomske podijeljena (vratna, grudna i slabinska) ili na analizu kralježnice kao cjeline.

Bez obzira na koji se način pristupi istraživanjima, sva se istraživanja mogu podijeliti u slijedeće metode:

- pokusi na kralješcima - ljudskim i životinjskim;
- pokusi na mehaničkim modelima - antropometrijskim lutkama;
- pokusi na dobrovoljcima i na životinjama;
- pokusi na matematičkim modelima.

Prvim biomehničkim istraživanjima bavili su se anatomske i sva ta istraživanja su provedena na uzorcima ljudske kralježnice.

4.1. ISTRAŽIVANJA NA ANTROPOMETRIJSKIM LUTKAMA

Antropometrijske lutke (engl. dummy) ili mehanički modeli su mehaničke lutke kojima se nastoji što vjernije prikazati ljudsko tijelo. Razvijene su na temelju podataka utvrđenih na dobrovoljcima i uzorcima ljudskih kralješaka. Prvenstveno se koriste u ispitivanju sigurnosnih uređaja (zaštitni pojasevi, oslonaca za glavu) u automobilskoj industriji, ali i prilikom konstruiranja uređaja za zaštitu u vozilima. Također su upotrebljavaju u rekonstrukciji stvarnih automobilskih nesreća da bi se utvrdio odnos između nastalih ozljeda i opterećenja koja su se pojavila u sudaru.

Kod što realnijeg prikaza ljudskog tijela vodilo se računa o dimenzijama tijela, obliku, masama cijelog tijela i pojedinih segmenata, ali i o materijalima od kojih se izrađuju lutke. Svi ti podaci ukazuju da se lutkom nastojala oponašati kinematika čovjeka

tijekom sudara. Najsofisticiranija antropometrijska lutka za ispitivanje je Hybrid III prikazana na slici 8.



Slika 8. Model lutke za ispitivanje [20].

Bez obzira na to koliko se sa lutkom može pokazati stvarno ljudsko tijelo, lutke ne sadrže fizikalne reakcije kakve se javljaju kod čovjeka. Razlika se javlja i u tome što su kod lutke kralješci povezani jednostavnim vezama, a poznato je da su kod čovjeka složenije veze. Tako je na primjer glava napravljena od aluminija, a pokrivena je gumom koja predstavlja meka tkiva koja obavijaju lubanju. Kostur, tj. kralješci su napravljeni od metala ili plastike. Izgled glave i vrata kod mehaničke lutke Hybrid prikazan je na slici 9.

Glavni nedostatak ovih često korištenih modela je velika krutost i manja fleksibilnost vrata nego je to utvrđeno kod pokusa na dobrovoljcima, te reagiranje tijela savijanjem unazad u sagitalnoj ravnini. Također je i promjer vrata puno manji od stvarnog.



Slika 9. Mehanički modeli vrata i glave - Hybrid HI [20].

U unutrašnjosti lutke se nalaze mjerni instrumenti. Na primjer u glavi se nalaze tri akcelerometra koja podešavaju položaj glave određujući kuteve, ali i registriraju ponašanje glave tijekom testa, dok se u vratu nalaze instrumenti koje registriraju veličine i smjerove djelovanja sila.

Istraživanjima na lutkama se nastoje predvidjeti ponašanja čovjeka kad se na njih djeluje opterećenjima koje se mogu dogoditi tijekom sudara, a ne mogu se ispitati na dobrovoljcima. Tako utvrđeni podaci uspoređuju se i korigiraju s podacima utvrđenim na uzorcima ljudskih kralješaka i na testovima sprovedenim na dobrovoljcima ali kad se na njih djeluje s puno manjim opterećenjima.

4.2. PRIMJENA ANTROPOMETRIJE U IZRADI MODELA

Kod stvaranja bilo kojeg od navedenih biomehaničkih modela ljudskog tijela značajnu ulogu imaju karakteristike čovjeka, ali ih ne treba nastojati u potpunosti kopirati. Jedan od razloga je složenost oblika – geometrije ljudskih kostiju, spojeva između kostiju i zglobova, definiranja površine hvatišta mišića na kostima.

Jedno od temeljnih problema antropometrije jesu čovjekove dimenzije. Poznavanje tih veličina ima veliku ulogu kod izrade bilo kojih biomehaničkih modela, a i kod analize gibanja u biomehanici. Zavisno o potrebnom biomehaničkom modelu prilikom njegove tvorbe važno je poznavati dimenzije ili cijelog čovjeka ili nekih njegovih dijelova.

Istraživači koji su se bavili proučavanjem gibljivosti vratne kralješnice su se složili da pokretljivost ovisi o više faktora. Osnovna karakteristika koja utječe na pokretljivost vratne kralješnice je dimenzija vrata – dužina i širina. One su direktno povezane s načinom života, a tu se prvenstveno misli da li je osoba sportaš ili ne. Nadalje je zaključak da značajni utjecaj imaju godine ispitanika, te spol.

4.3. ISTRAŽIVANJA NA MATEMATIČKIM MODELIMA

Modeliranje predstavlja osnovni i značajni dio mnogih studija koje uključuju čovjeka u svoja istraživanja. Teškoće se javljaju kad se trebaju uskladiti potrebe istraživača za koje se stvaraju modeli i mogućnosti izvedbe modela. Potreba za modelima javlja se u različitim znanstvenim poljima kao što su na primjer biomehanika, antropometrija, ergonomija. Matematički modeli ljudskog tijela povezani s matematičkim opisima vozila i različitih sigurnosnih sistema omogućuju ekonomične i različite metode za analizu sudara kao složenog dinamičkog sustava, ali i analizu ponašanja čovjeka u vozilu tijekom sudara. Također omogućuju analiziranje provedenih biomehaničkih pokusa, te određivanje veličina mehaničkih parametara iz podataka utvrđenih pokusom, a čije stvarne vrijednosti nije moguće utvrditi izravno u pokusu.

Matematički modeli mogu biti primijenjeni na svim područjima istraživanja vezanim za sigurnost prilikom sudara što uključuje:

- biomehanička istraživanja djelovanja sudara na čovjeka
- rekonstrukciju sudara
- konstrukciju (CAD) reakcije vozila tijekom sudara ili samo reakcije sigurnosnih uređaja

Ograničenje matematičkog modela je što njegova pouzdanost i točnost uveliko ovisi o biomehaničkim podacima i pretpostavkama na temelju kojih se pristupa izradi navedenih modela. Bez obzira na ograničenja koja se uvode na početku, numerička istraživanja, te provjera utvrđenih rezultata na pokusima pridonose boljem razumijevanju mehanizma gibanja vrata i glave.

Razvijeno je nekoliko tipova programa za analizu sudara i ponašanja čovjeka u vozilu, ovisno o prirodi problema koji se želi tumačiti. Većina je modela determinističkog tipa, zasnivana na mjerenjima ili utvrđenim vrijednostima pojedinih parametara, koji na taj način predstavljaju karakteristike ljudskog tijela, sigurnosnih uređaja, vozila i njihovog okruženja. Svi modeli koriste fizikalne zakone kojima se nastoje protumačiti i predvidjeti događaji što su nastali tijekom sudara.

Ako se promatra samo ljudska glava zajedno s kralješnicom, ona je jedna od složenijih prirodnih tvorevina, pa polazeći od te pretpostavke, izrada matematičkih modela i nije jednostavna. Tijekom izrade modela važno je odrediti koje su značajke modela bitne, s obzirom da se moraju odrediti pretpostavke na temelju kojih se model nastoji pojednostavniti. Bez obzira na današnju razinu kompjuterske tehnologije još ga uvijek nije moguće napraviti točan model ljudske glave i vrata.

5. MODELI GLAVE I VRATA

Matematički modeli koji se koriste za analize gibanja glave i vrata tijekom sudara mogu se podijeliti u tri tipa:

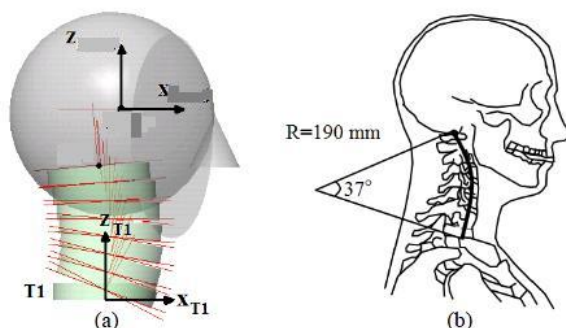
- modele s koncentriranim masama (eng. lumped mass models)
- modele višečlanih mehaničkih sustava (eng. multibody models)
- modele s konačnim elementima

Modeli s koncentriranim masama su obično jedno-dimenzijski i dvo-dimenzijski modeli, višečlani mehanički modeli su dvo-dimenzijski ili tro-dimenzijski, dok su modeli s konačnim elementima tro-dimenzijski.

5.1. VIŠEČLANI MEHANIČKI MODEL (eng. multibody models)

Višečlani mehanički model se sastoji od glave, 7 vratnih segmenata i 1. prsnog kralješka (T1), kao što je prikazano na slici 10a. Vratni segmenti imaju identičnu geometriju te predstavljaju kralješke od 1. do 7., od vrha do dna. Svojstva inercije svakog vratnog segmenta predstavljena su jednakom masom i momentima tromosti kralješka zajedno s nekim tkivima koja ga okružuju. Sistem je pokrenut kretnjom 1. prsnog kralješka. Tijela višečlanog mehaničkog modela su spojena zglobovima koji stvaraju momente koji se suprotstavljaju gibanju.

Početni položaj modela odgovara glavi i vratu 50. percentila muške populacije u normalnom položaju pri vožnji gdje glava gleda prema naprijed. Kao što je prikazano na slici 10b luk ima polumjer od 190 mm i isječak od 37° , što je nacrtano između zgloba lubanje i 1. prsnog kralješka, a to je pokazuje približno idealnu zakrivljenost vrata. Nacrtan luk predstavlja uobičajan tip zakrivljenosti vrata ljudi u normalnom položaju pri vožnji.



Slika 10: [2]

- a) višečlani mehanički model glava – vrat u svojoj početnoj strukturi
b) početna zakrivljenost vrata

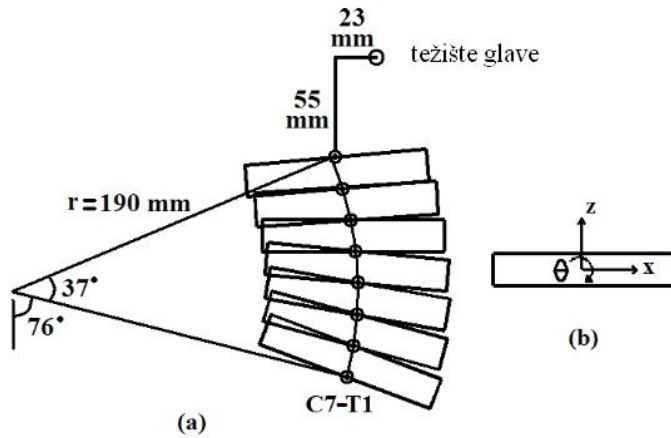
Inercijska svojstva, položaj težišta te relativne orijentacije vratnih segmenata su sažeta u tablici 2. Vratni segmenti višečlanih mehaničkih modela imaju jednostavnu geometriju, kao što je prikazano na slici 11. Relativna orijentacija predstavlja kut zakreta pojedinog segmenta vrata u odnosu na segment koji se nalazi ispod. Relativne orijentacije ljudskog vrata prikazane u tablici 2 i luk prikazan na slici 10b su korišteni za pozicioniranje vratnih segmenata.

Zadnji stupac u tablici 2 označava relativne orijentacije u višečlanom mehaničkom modelu glava – vrat. U usporedbi sa ljudskim vratom, relativne orijentacije 1. i 2. vratnog kralješka su modificirane tako da luk približno siječe vratne segmente na pola. Ova geometrija je rezultirala visinom od 17,4 mm za svaki vratni segment. Međukralježnički zglobovi su smješteni na međupresjecima luka i vratnih segmenata. Segmenti imaju inercijska svojstva prikazana u tablici 2, a pretpostavlja se da imaju idealnu raspodjelu gustoće. Ova pretpostavka služi za točnu aproksimaciju položaja težišta vratnih segmenata.

Teško je definirati os rotacije između dva susjedna kralješka. Nekoliko istraživača je snimilo osi rotacije tako što su korištene lateralne X – zrake, dok su subjekti dobrovoljno pomicali svoje glave između pune fleksije i ekstenzije. Ipak, u uvjetima stražnjeg udara, nagli pokret između glave i trupa je prisilo glavu i vrat da se ponašaju neprirodno.

Tablica 2. Početni položaj i inercijska svojstva za 50. percentil glave i vrata kod muškaraca.

Tijelo	Masa (kg)	Dinamički moment inercije (kgcm ²)			Relativna orijentacija (°)		
		J_{xx}	J_{xy}	J_{xz}	Ljudski vrat	Vrat višečlanog mehaničkog modela	
Glava	4,6	180	240	221	0	5,0	
Vratni kralješci	C1	0,22	2,2	2,2	4,2	0	-1,2
	C2	0,25	2,5	2,5	4,8	0	-3,8
	C3	0,24	2,4	2,4	4,6	-5,3	-5,3
	C4	0,23	2,3	2,3	4,4	-4,7	-4,7
	C5	0,23	2,3	2,3	4,5	-5,2	-5,2
	C6	0,24	2,4	2,4	4,7	-5,6	-5,6
	C7	0,22	2,2	2,2	4,3	20,8	20,8
Prsni kralježak (T1)	-	-	-	-	0	0	

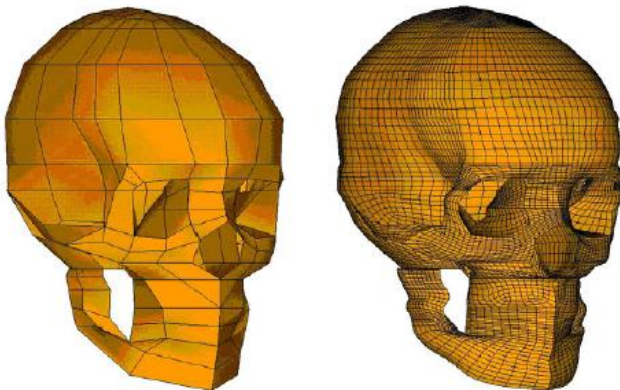


Slika 11: [2]
 a) zakrivljenost vrata
 b) os i orijentacija vratnog segmenta

5.2. MODELI IZRAĐENI KONAČNIM ELEMENTIMA

Kod modeliranja konačnim elementima, sisteme koji se trebaju modelirati su podijeljeni u brojne elemente konačnih volumena, površina ili linija. Modeli izrađeni konačnim elementima mogu biti i dvo-dimenzijski i tro-dimenzijski. Dugo godina su bili prisutni samo dvo-dimenzijski modeli koji su predstavljali pojedina presjeke glave i na taj način omogućavali proučavanje djelovanja sudara na glavu. Mnoga od tih proučavanja su dala nerealne rezultate, jer se počinjalo od pogrešnih pretpostavki.

Na slici 12 prikazan je jedan od prvih modela glave modeliran konačnim elementima koji je razvio Shugar 1977. godine.



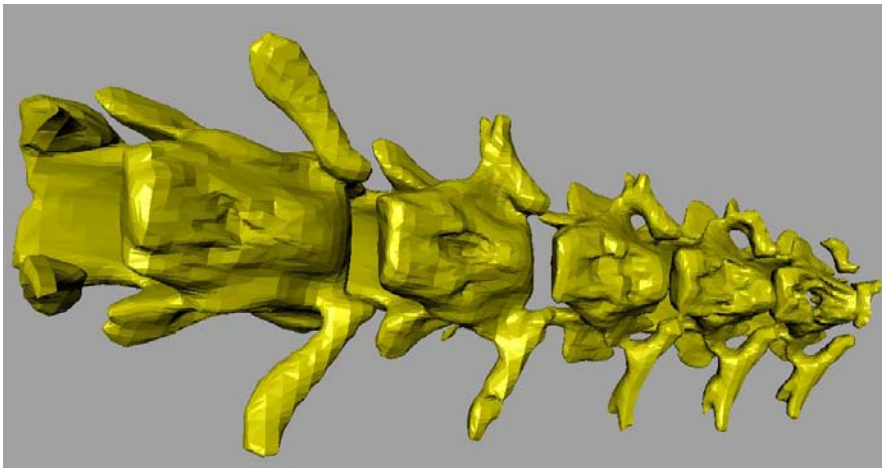
Slika 12. Prikaz modela glave [16].

Navedeni Shugarov model glave je tro-dimenzijski, a sastoji se od lubanje i mozga. Svojstva materijala su pretpostavljena kao linearno elastična i linearno visko-elastična. Ispravnost modela uspoređivana je s rezultatima utvrđenim pokusom koji su sprovedeni na primatima.

Di Masi i suradnici su razvili tro-dimenzijski model kojim su opisali lubanju i mozak. Model su modificirali 1994. godine Bandak i Eppinger koji su omogućili mijenjane rubnih (graničnih) uvjeta na površini mozga. Primjer detaljno napravljenog tro-dimenzijskog modela je model koji su napravili Zhou i suradnici. Njihov model sadrži skalp, lubanju, sivu i bijelu masu, cerebellum, ventricles i meninges.

Mreža konačnih elemenata sadrži 22 995 elementa i to je vjerojatno do sada najdetaljnije napravljen model za ispitivanje ponašanja glave i vrata.

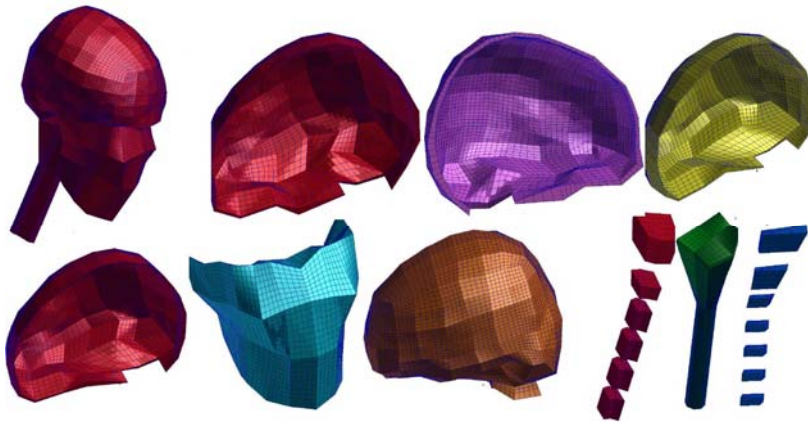
Postoji još cijeli niz raznovrsnih modela napravljenih metodom konačnih elemenata kako bi se formirao animirani model koji bi poslužio za proučavanje tro-dimenzijske kinematike. Na temelju tako definiranih kinematički veličina, određivali su se različiti položaji modela da bi se preko njega računale deformacije mekih tkiva za neka zamišljena opterećenja. Sami autori takvih modela se u radovima suzdržavaju od točnosti tako utvrđenih rezultata radi različitih razloga, a ponajviše već spominjane složenosti i neizotropnosti svojstava materijala koji sudjeluju u procesu savijanja kralješnice.



Slika 13. Prikaz modela vratne kralješnice [16].

Iz svega prethodno rečenog, proistječe da su za ispravnu i potpunu konstrukciju numeričkog modela potrebni različiti ulazni parametri kao što su geometrija, svojstva materijala, granice i uvjeti pod kojima se model promatra. Realno stanje konstruiranog modela ovisi o dva uvjeta: o raspoloživim podacima (materijala, geometrije) i mogućnostima računanja koji su potrebni za simulaciju. Poznato je, da najopsežniji problemi obično nastaju uslijed nedostatnih podataka o svojstvima materijala, tj. o zakonitostima što povezuju naprezanja i deformacije u živim strukturama. Te probleme ne možemo istodobno postaviti bez rješenja rubnih uvjeta, pa se tako nalazimo u situaciji da

se vrlo teški problemi koji su uz to još i nelinearni, ako se i riješe, moraju biti potvrđeni pokusima. Tako da je konstruiranje modela s konačnim elementima zahtjevan i složen .



Slika 14. Prikaz modela dijelova glave i vrata [16].

5.3. RAZLIKE IZMEĐU VIŠEČLANIH MEHANIČKIH MODELA I MODELA KONAČNIH ELEMENATA

Svaki od modela, model s mehaničkim sustavima i model s konačnim elementima, kad se koriste u analizama sudara imaju jedan pred drugim prednosti, ali i nedostatke. Prednost modela s mehaničkim sustavima je u mogućnosti simuliranja složenih kinematičkih veza koje su prisutne u ljudskom tijelu. Također se jednostavno mogu simulirati i dijelovi vozila ako je u pitanju analiza cijelog sudara.

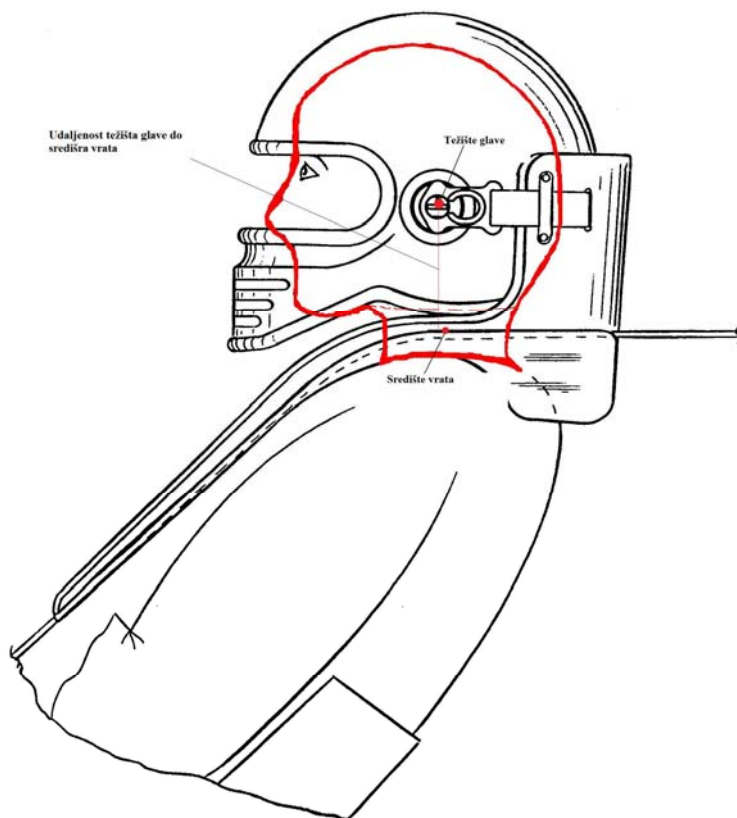
Prednost se modela s konačnim elementima očituje u mogućnosti opisa lokalnih (strukturalnih) deformacija i naprežanja. Na taj je način na primjer omogućeno proučavanje mehanizma ozljede u pojedinim dijelovima ljudskog tijela.

Nedostatak rada s modelima konačnih elemenata je što zahtijevaju puno više vremena za simulaciju sudara nego modeli s mehaničkim sustavima. Modeli s konačnim elementima također nisu pogodni kad je potrebno optimizirati sustave koji uključuju puno konstruktorskih parametara.

Glavno je ograničenje svakog pokusa nemogućnost kvalificiranja nutarnjih biomehaničkih varijabli poput naprežanja u kralješnici. Jedino modeli konačnih elemenata pokazuje mogućnosti iznalaženja rezultata.

Jedan od novijih načina modeliranja je pomoću modela nastalog kombinacijom modela s konačnih elemenata i modela s mehaničkim sustavima. Tako kombinirani modeli se nazivaju hibridni. Hibridnim modelom je ispitivano djelovanje zračnog jastuka na vozača. Zračni jastuk je izmodeliran s konačnim elementima, a čovjek s mehaničkim sustavima modelom Hybrid HI.

5.4. METODE RJEŠAVANJA I ANALIZE REZULTATA



Slika 15. Prikaz modela glave s vratom [10].

Slika 15 prikazuje položaj glave i vrata u kokpitu bolida. To je položaj vozača u vožnji. Možemo uzeti da je prosječna udaljenost težišta glave do središta vrata oko 285 mm [3]. Središte vrata predstavlja kralježak C4. Bez obzira na to da je ta udaljenost mala, javljaju se velike sile prvenstveno kod kočenja, ubrzanja te kod vožnje kroz zavoje. Te sile su uzroci da se u vratu pojavljuju vrlo veliki momenti koje sam vrat treba izdržati.

Ako se gibanje glave i vrata proučava u biomehaničkom smislu, može se reći da je ono rezultat međusobnog djelovanja unutarnjih i vanjskih mehaničkih sila koje djeluju na čovjeka i na taj način uzrokuju gibanje.

5.4.1. ODREĐIVANJE SEGMENTALNIH MASA

Kod određivanja segmentalnih masa se nastoji da model ima što sličnija geometrijska i strukturalna svojstva stvarnom čovjeku. Trebalo je formirati najjednostavniji biomehanički model glave i vrata, a čiji bi cilj bio opisivanje dinamike gibanja. Važno je istaknuti činjenicu da se dinamička opterećenja u čovjeku javljaju konstantno bez obzira koje on gibanje izvodi. Zbog toga su stalno prisutni nagli porasti sila i u mišićima i u koštanom sustavu.

Kod tvorbe biomehaničkih modela od velike važnosti su podaci vezani za čovjekove dimenzije. Tu se prvenstveno misli na dimenzije tijela u cjelini (masa, visina), ali i na dimenzije pojedinih segmenata.

Bitno je napomenuti da svi vozači spadaju u starosnu skupinu od 20 do 39 godina.

Tablica 3: Antropomjere glave i vrata za muškarce starosti 20 – 39 godina [4].

Starosna skupina	Širina vrata (mm)	Širina glave (mm)	Dužina glave (mm)	Opseg glave (mm)	Opseg vrata (mm)
20 – 24	134	156	190	579	393
25 – 29	134	158	191	579	396
30 – 35	135	157	190	579	396
36 – 39	135	158	190	578	396

Bitno je napomenuti da su ovo mjere 50. percentila za pojedine starosne skupine, te imaju određeno odstupanje. Ovi modeli se temelje na mjerama i parametrima segmenata koji su utvrđeni na relativno homogenim populacijama, pa se stoga povećava mogućnost greške ako se modeli primjenjuju u istraživanjima na subjekte čije su antropometrijske karakteristike različite od dane populacije.

Poznavanje podataka poput raspodjela masa pojedinih segmenata u čovjeka se pokazalo izrazito važno u automobilskoj industriji tijekom ispitivanja problema sudara.

Podatke o masama, momentima tromosti za pojedine segmente ljudskog tijela bilo je moguće utvrditi jedino na leševima. Tek s pojavom stereofotogrametrije, te korištenjem antropometrijskih mjera je omogućeno utvrđivanje potrebnih podataka posebno za svaki segment čovjekova tijela. Moguće je odrediti segmentalne mase i njihovu raspodjelu u izabranom koordinatnom sustavu, kao i dinamičke momente tromosti reducirane u središta masa segmenata ili u težište sustava u cjelini.

Kao posljedica postojanja vanjskih granica dijelova ljudskog tijela, prihvaćena je podjela ljudskog tijela u kojoj se glava povezuje s vratom. S obzirom na unutrašnju građu ljudskog tijela, koja se zbog svojih funkcionalnih veza ne dijeli na isti način kao vanjski dijelovi tijela, očito nastaju bitne razlike u mogućnostima opisivanja gibanja. To znači da je u analizama kretanja čovjeka, ili analizama relativnog kretanja segmenata tijela kad su prisutna velika ubrzanja, potrebno poznavati sile i momente ili brzine i ubrzanja pojedinih točaka tijela, te položaje središta masa i dinamičkih momenata tromosti segmenta, ali i cijelog tijela u promatranom trenutku. Zbog gore navedenog dinamičke antropomjere je moguće podijeliti na vanjske i unutarnje. Radi složenosti građe ipak se išlo na definiranje modela s obzirom na vanjske granice dijelova ljudskog tijela, te na praćenje vanjskih dinamičkih momenata tromosti.

Primjenom osnovnih metoda mehanike, harmonijske analize, antropometrije, statistike i biomehanike definiran je model glave i vrata. Za model koji se koristi u daljnjoj analizi se pretpostavilo da je neovisna kinetička jedinica bez obzira što bi on u stvari trebao biti dio kinematičkog lanca tj. predstavlja kinematičku cjelinu zajedno s trupom.

S obzirom na antropometrijsku različitost ljudi, zatim na razlike u građi koštanog tkiva kao i mekanih tkiva koji čine glavu i vrat potrebno je odrediti kojom se metodom koristiti za definiranje dimenzija modela.

Kod geometrijskih antropometrijskih modela segmenti tijela se prikazuju pomoću jednostavnih geometrijskih tijela (valjci, eliptični valjci, paralelopipedi, ...). Prednosti geometrijskih modela su što se oni mogu koristiti za bilo koju populaciju, a i izračunavanje inercijskih parametara ne predstavlja poteškoće. S obzirom da se s geometrijskim antropometrijskim modelom točnije i bolje procjenjuju inercijska svojstva segmenata, taj tip modela je odabran za modeliranje glave i vrata.

Za određivanje mase segmenata koristila se regresijska jednadžba Donskog i Zacijorskog, [5]

$$m_i = B_0 + B_1 M + B_2 h$$

gdje je: m_i – masa analiziranog segmenta (kg)

M – ukupna masa tijela subjekta (kg)

h - stojeća visina subjekta (cm)

B_0, B_1, B_2 — regresijski koeficijenti.

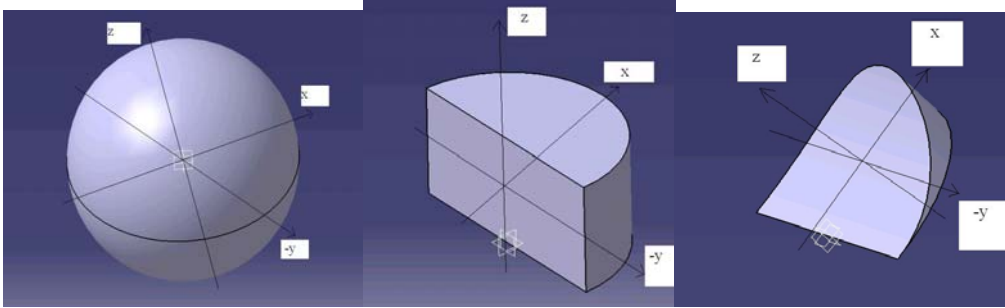
Donski i Zacijorski su geometrijske značajke pojedinih segmenata utvrdili fotogrametrijskom metodom, dok su ostale utvrdili iz volumena izračunatog iz podataka mase i gustoće. Jedini podaci koji su potrebni za korištenje regresijske jednadžbe Donskog i Zacijorskog za određivanje mase pojedinih segmenata su visina i masa (u jednadžbi označeni sa h i M) subjekta koji se proučava. Regresijski koeficijenti (B_0, B_1, B_2) korišteni u jednadžbi utvrđeni su posebno za mušku, a posebno za žensku populaciju. Vrijednosti regresijskih koeficijenata se nalaze u literaturi [5]. Jedina pretpostavka koja se uvodi kod geometrijskog antropometrijskog modela je pretpostavka gustoće segmenta. Za gustoće pojedinih segmenata su korišteni Dempsterovi podaci.

Volumen glave i vrata se izračunao na osnovu pretpostavke, koja se već u nekim istraživanjima pokazala kao zadovoljavajuća, da se oni mogu modelirati s rotacionim elipsoidom.

5.4.2. ODREĐIVANJE MODELA GLAVE I DIJELA VRATA

Osnovni cilj je razviti i provjeriti model koji bi što vjernije simulirao kinematičko ponašanje ljudske glave i vrata tijekom gibanja glave i vrata.

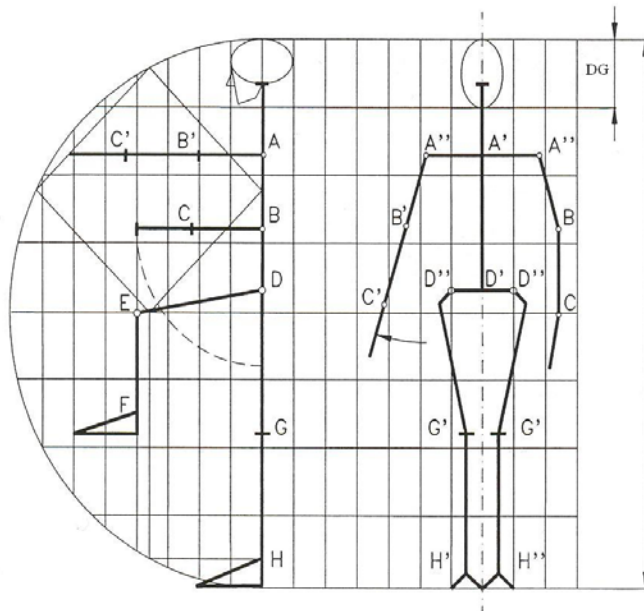
Utvrđeno je nekoliko modela, ali nakon preliminarnih ispitivanja ustanovljeno je da model koji će predstavljati glavu je oblikovan od jednog rotacijskog elipsoida, pola valjka i dijela krnje polovice valjka kako je prikazano na slici. Da se modelirao vrat on bi bio modeliran kao valjak. Za provedena istraživanja se pretpostavilo da vrat u gibanju sudjeluje s polovicom svoje ukupne mase. Iz tog razloga masa vrata je prikazana kao koncentrirana masa što se tijekom istraživanja pokazalo kao zadovoljavajuća pretpostavka.



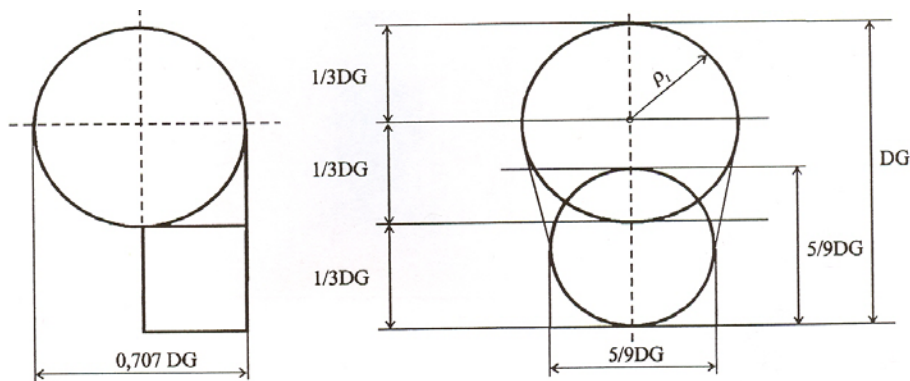
Slika 16. Jednostavni geometrijski oblici korišteni pri modeliranju

Dinamički momenti tromosti čovjekova tijela, u ovom slučaju glave i dijela vrata, se mijenjaju s promjenom relativnog položaja. Geometrijska tijela koja skupa sačinjavaju model glave mogu se promatrati kao neovisan dio čiji su vanjski dinamički momenti tromost s obzirom na vlastite središnje osi konstantni, bez obzira na njihov položaj. Momenti tromosti modela kao cjeline jednostavno se prema Steinerovim pravilu određuje zbrajanjem momenata tromosti pojedinih dijelova.

Za definiranja dimenzija modela korištena je harmonijska analiza koja je pokazala funkcionalnu ovisnost antropometrijskih veličina segmenta o stojećoj visini čovjeka. Korištena je tzv. harmonijska kružnica na bazi *osam* duljina glava. Korištena oznaka za duljinu glave je *DG*. Duljina glave jednaka je jednoj osmini visine tijela. Uvažavajući da su i ostale dimenzije glave i vrata skladne s harmonijskom raspodjelom, definirane su sve dimenzije potrebno za modeliranje glave i vrata geometrijskim tijelima, kako je prikazano na slici 18.



Slika 17. Harmonijska kružnica.



Slika 18. Harmonijska analiza antropomjera glave i vrata s prikazom dimenzija u funkciji dužine glave DG .

Važan korak u utvrđivanju antropodinamičkih značajki glave i vrata je definiranje ishodišta koordinatnog sustava.

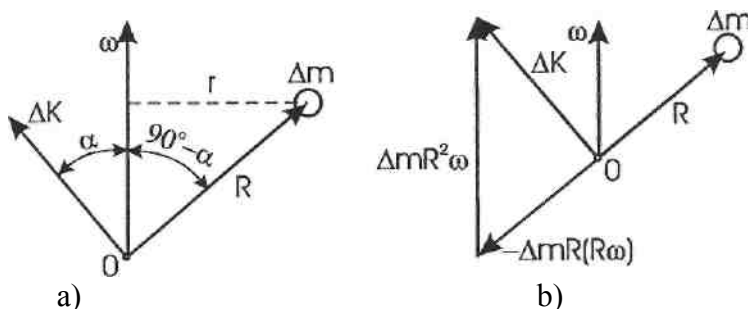
5.5. DINAMIČKE ANTROPOMJERE

Jedina sila koja kontrolira gibanja prilikom hiperekstenzije i fleksije (karakteristično gibanje 1. faze) je sila mišića. U tom slučaju jedan od mogućih načina analiziranja kinematike i kinetike glave temelji se na pretpostavci da je glava kruto tijelo.

Zbog pojednostavljenja postavljena je pretpostavka da je gibanje glave i dijela vrata gibanje krutog tijela u ravnini. U tom slučaju njihovo gibanje možemo raščlaniti na translaciju i rotaciju.

Sljedeća hipoteza je bila da je translacijsko gibanje zanemarivo s obzirom na rotaciju glave oko prvog vratnog kralješka – atlasa. Trenutna rotacija oko osi rotacije opisuje se $M = J \cdot \varepsilon$, gdje je J dinamički moment tromosti (koji je u općem slučaju za kruto tijelo definiran kao suma umnožaka djelića mase i kvadrata njihovih udaljenosti od osi rotacije.) Ako se tijelo rastavi na elementarne čestice, onda se u graničnom slučaju dinamički moment tromosti može prikazati kao integral $J = \int_V r^2 dm$. Ovaj izraz je

naročito pogodan za izračunavanje momenata tromosti homogenih tijela.



Slika 19. Opći slučaj rotacije elementarne mase krutog tijela.

Kad kruto tijelo rotira oko jedne osi koja prolazi fiksnom točkom O (slika 19a), kinetički moment elementarne mase Δm je:

$$\Delta K = \Delta m [Rv] = \Delta m [R[\omega R]] \quad (1)$$

Vektor ΔK leži u ravnini vektora ω i R . Projekcija ΔK na ω prikazana je kao:

$$\Delta K_{\omega} = \Delta m r^2 \omega \quad (2)$$

nadalje slijedi:

$$\Delta K_{\omega} = \Delta K \cos \alpha = \Delta m R v \cos \alpha = \Delta m v r = \Delta m r^2 \omega \quad (3)$$

U ovakvom slučaju rotacije tijela oko fiksne osi, u obzir je uzeta samo projekcija ΔK_{ω} kinetičkog momenta na os rotacije. Ta projekcija je kako se vidi iz jednadžbe (3) u stvari moment tromosti elementarne mase pomnožen s ω . Slijedi da veličina ΔK ne ovisi o poziciji točke O na osi rotacije.

Jednadžba $\Delta K = \Delta J \cdot \omega$ predstavlja jednostavnu vezu između skalara koji se podudaraju. Sad je moguće postaviti relacije između vektora ΔK i ω za opću slučaj. Iz relacije proizlazi da ona uključuje trostruki vektorski produkt, koji može biti predstavljen kao tenzor.

Potrebno je pronaći vezu između projekcija ΔK i ω na koordinatnim osima da bi se željena relacija između vektora ΔK i ω mogla derivirati. Koristeći vektorsku algebru:

$$[a[bc]] = b[ac] - c[ab]$$

izraz (1) postaje:

$$\Delta K = \Delta m R^2 \omega - \Delta m R(\omega R) \quad (4)$$

Prethodna jednadžba predstavlja rastavljeni vektor ΔK na komponente duž vektora ω i R (slika 19b). Nadalje se može napisati projekcija ΔK na os Ox ,

$$\Delta K_x = \Delta m R^2 \omega_x - \Delta m x(x\omega_x + y\omega_y + z\omega_z) \quad (5)$$

te slijedi:

$$\Delta K_x = \Delta m(R^2 - x^2)\omega_x - \Delta mxy\omega_y - \Delta mxz\omega_z \quad (6)$$

Projekcije na osi Oy i Oz imaju sljedeći oblik:

$$\Delta K_y = -\Delta myx\omega_x + \Delta m(R^2 - y^2)\omega_y - \Delta myz\omega_z \quad (7)$$

$$\Delta K_z = -\Delta mzx\omega_x - \Delta mzy\omega_y + \Delta m(R^2 - z^2)\omega_z$$

gdje su x , y i z projekcije vektora R . Svaka projekcija linearno ovisi o svim projekcijama ω . Izražavanja koeficijenata uz ω_x , ω_y i ω_z prihvatljivo je sve dok svaki od njih ima dimenziju momenta tromosti elementarne mase Δm . Svaki od devet elemenata koji stoje ispred projekcija ω u jednadžbama (6) i (7) su tenzori tromosti elementarne mase Δm .

Zamjenjivanjem tenzora s jednim simbolom ΔJ i njihovim sređivanjem može se napisati slijedeća matrica:

$$\Delta J = \begin{bmatrix} \Delta m(R^2 - x^2) & -\Delta mxy & -\Delta mxz \\ -\Delta mxy & \Delta m(R^2 - y^2) & -\Delta myz \\ -\Delta mxz & -\Delta myz & \Delta m(R^2 - z^2) \end{bmatrix} \quad (8)$$

Jednadžbe (6) i (7) mogu se simbolički napisati kao izraz:

$$\Delta K = \Delta \mathfrak{S} \omega \quad (9)$$

Jednadžba (9) je analogna s $\Delta K_\omega = \Delta J \omega$, s razlikom što $\Delta \mathfrak{S}$ više nije broj nego tenzor drugog reda. Množenje ΔJ s vektorom ω je izvedeno suglasno matričnom množenju. Tenzor drugog reda je uređen skup od devet elemenata, koji se pri transformaciji jednog koordinatnog sistema u drugi transformiraju kao produkti koordinata. Duž tenzora drugog reda nalazi se jedinični tenzor koji se može izraziti na sljedeći način:

$$\mathfrak{S} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Jedinični tenzor ostaje nepromjenjiv pod bilo kojom transformacijom koordinata. Komponente tenzora izražene jednadžbom (8) su uređeni parovi produkta koordinata točaka pomnoženih konstantom mase Δm . Odnos između ΔK i ω za odvojene elementarne mase se vidi direktno iz jednadžbe (4) čije je značenje očigledno, tj. vektor ΔK leži u ravnini kojoj pripadaju vektori ω i R . Tenzor \mathfrak{S} pogodan je za opisivanje rotacije tijela oko nepomične osi, pa je tada kinetički moment jednak:

$$K = \sum \Delta m_i [R_i [\omega R_i]] = \sum \Delta m_i R_i^2 \omega - \sum \Delta m_i R_i (\omega R_i) \quad (11)$$

nadalje se K može prikazati u obliku

$$K = \mathfrak{S} \omega \quad (12)$$

gdje je $\mathfrak{S} = \sum \Delta \mathfrak{S}_i$, pa slijedi:

$$\mathfrak{I} = \begin{bmatrix} J_{xx} & J_{xy} & J_{xz} \\ J_{yx} & J_{yy} & J_{yz} \\ J_{zx} & J_{zy} & J_{zz} \end{bmatrix} \quad (13)$$

Komponente tenzora \mathfrak{I} su:

$$\begin{aligned} J_{xx} &= \sum \Delta m_i (R_i^2 - x_i^2) & J_{xy} &= J_{yx} = -\sum \Delta m_i x_i y_i \\ J_{yy} &= \sum \Delta m_i (R_i^2 - y_i^2) & J_{xz} &= J_{zx} = -\sum \Delta m_i x_i z_i \\ J_{zz} &= \sum \Delta m_i (R_i^2 - z_i^2) & J_{yz} &= J_{zy} = -\sum \Delta m_i y_i z_i \end{aligned} \quad (14)$$

Komponente s dva ista znaka su jednake momentima tromosti uzimajući u obzir osi koje se podudaraju.

$$J_{xx} = \sum \Delta m_i (R_i^2 - x_i^2) = \sum \Delta m_i (y_i^2 + z_i^2) \quad (15)$$

Jednadžba (15) je moment tromosti tijela s obzirom na os x . Tenzor \mathfrak{I} ima šest nezavisnih komponenti $J_{xy} = J_{yx}, J_{xz} = J_{zx}, J_{yz} = J_{zy}$, pa proizlazi da je on simetričan.

Komponente tenzora ovise o izboru koordinatnog sustava, tj. one su određena pravcima koordinatnih osi. Za koordinatni sistem O_{xy} koji je fiksiran s tijelom, komponente tenzora \mathfrak{I} su konstantne veličine, tj. ne mijenjaju se s vremenom. Komponente vektora K i ω su određene u odnosu na iste osi. Navedenih šest veličina komponenta tenzora \mathfrak{I} ($J_{xx}, J_{xy}, J_{xz}, J_{yy}, J_{yz}, J_{zz}$) određuju vrijednosti K koje se podudaraju sa svim pravcima ω . Nadalje, smjer vektora K ne koincidira sa smjerom vektora ω . To dovodi do toga da za svako tijelo i za svaku točku O postoje najmanje tri međusobno okomita pravca tenzora \mathfrak{I} . Za glavne smjerove će biti:

$$K = \lambda \omega \quad (16)$$

gdje je λ skalar. Ako se jednadžba (12) napiše u smislu projekcije na koordinatne osi:

$$\begin{aligned} K_x &= J_{xx} \omega_x + J_{xy} \omega_y + J_{xz} \omega_z \\ K_y &= J_{yx} \omega_x + J_{yy} \omega_y + J_{yz} \omega_z \\ K_z &= J_{zx} \omega_x + J_{zy} \omega_y + J_{zz} \omega_z \end{aligned} \quad (17)$$

za glavne smjerove jednadžbe poprimaju oblik:

$$\begin{aligned} \lambda \omega_x &= J_{xx} \omega_x + J_{xy} \omega_y + J_{xz} \omega_z \\ \lambda \omega_y &= J_{yx} \omega_x + J_{yy} \omega_y + J_{yz} \omega_z \\ \lambda \omega_z &= J_{zx} \omega_x + J_{zy} \omega_y + J_{zz} \omega_z \end{aligned} \quad (18)$$

Došlo se do sistema od tri homogene linearne algebarske jednačbe s tri nepoznanice $\omega_x, \omega_y, \omega_z$. Navedeni sistem ima ne nulta rješenja, ako i samo ako je determinanta sistema jednaka nuli:

$$\begin{vmatrix} J_{xx} - \lambda & J_{xy} & J_{xz} \\ J_{yx} & J_{yy} - \lambda & J_{yz} \\ J_{zx} & J_{zy} & J_{zz} - \lambda \end{vmatrix} = 0 \quad (19)$$

Rješavanjem determinante (19) dolazi se do algebarske jednačbe trećeg reda s jednom nepoznanicom λ , koja ima slijedeći oblik:

$$\lambda^3 + a_1\lambda^2 + a_2\lambda + a_3 = 0 \quad (20)$$

gdje su a_1, a_2, a_3 ovisne o komponentama $J_{xx}, J_{xy}, J_{xz}, J_{yx}, J_{yy}, J_{yz}, J_{zz}$. Pretpostavi li se da je jednačba (20) riješena, te da su nađena njena tri korijena koja se eliminiraju da bi se dobili različiti uređeni parovi. Podudarni glavni pravci se mogu naći zamjenjujući brojeve $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ u jednačbama (18). Uvodeći λ_1 , u jednačbu (18) može se odrediti glavni pravac koji se podudara s ω_1 , a za koji je $K = \lambda_1\omega_1$. Nadalje se mogu napisati prve dvije jednakosti sistema (18), pri čemu je treća jednakost dio jednačbi:

$$\begin{aligned} \lambda_1 - J_{xx} &= J_{xy} \frac{\omega_y}{\omega_x} + J_{xz} \frac{\omega_z}{\omega_x} \\ J_{xy} &= (J_{yy} - \lambda_1) \frac{\omega_y}{\omega_x} + J_{yz} \frac{\omega_z}{\omega_x} \end{aligned} \quad (21)$$

Sada se mogu naći odnosi $\frac{\omega_y}{\omega_x}$ i $\frac{\omega_z}{\omega_x}$, s tim što se glavni smjer podudara s vektorom ω . Na isti način se iz korijena λ_2, λ_3 mogu naći preostala dva glavna smjera. Ako se n_1, n_2, n_3 u odnosu na jedinične vektore u glavnim pravcima podudaraju s $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$, može se pokazati da ako su $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ različito uređeni parovi, da su vektori n_1, n_2, n_3 međusobno okomiti. Za komponente projekcije od n_1 se može napisati vektorska jednačba $\mathfrak{S}n_1 = \lambda_1 n_1$, ili što je u isto vrijeme sistem od tri skalarne jednačbe:

$$\begin{aligned} \lambda_1 n_{1x} &= J_{xx}\omega_x + J_{xy}\omega_y + J_{xz}\omega_z \\ \lambda_1 n_{1y} &= J_{yx}\omega_x + J_{yy}\omega_y + J_{yz}\omega_z \\ \lambda_1 n_{1z} &= J_{zx}\omega_x + J_{zy}\omega_y + J_{zz}\omega_z \end{aligned} \quad (22)$$

uključujući projekcije n_{x1}, n_{y2}, n_{z3} . Ako se prva jednačba iz grupe jednačbe (22) pomnoži sa n_{2x} , druga sa n_{2y} , treća sa n_{2z} , te ih se zbroji slijedi:

$$\lambda_1 n_1 n_2 = A_1 \quad (23)$$

gdje je A_1 skalarni produkt vektora n_2 i $\mathfrak{T}n_1$: $A_1 = n_2 \mathfrak{T}n_1$.

Nadalje se može napisati vektorska jednadžba $\lambda_2 n_2 = \mathfrak{T}n_2$, koja također može biti predstavljena kao sistem od tri skalarne jednadžbe u obliku projekcija n_2 . Njihovim množenjem s podudarnim komponentama od n_1 slijedi:

$$\lambda_2 n_1 n_2 = A_2 = n_1 \mathfrak{T}n_2 \quad (24)$$

Ako je tenzor \mathfrak{T} simetričan, može se pokazati daje $A_1 = A_2$, pa onda proizlazi da je:

$$\lambda_1 n_2 n_1 = \lambda_2 n_1 n_2 \quad (25)$$

te, $(\lambda_1 - \lambda_2)n_1 n_2 = 0$.

Ako je $\lambda_1 \neq \lambda_2$, jednadžba (25) je zadovoljena kad je $n_1 n_2 = 0$, što znači da su vektori n_1 i n_2 okomiti.

Analogno prethodnom se može pokazati da ako je $\lambda_1 \neq \lambda_2$, onda je $n_2 n_3 = 0$ i ako je $\lambda_1 \neq \lambda_2$, onda je $n_1 n_3 = 0$. Nadalje ako su koordinatne osi usmjerene duž n_1, n_2 i n_3 , tada tenzor tromosti poprima jednostavan oblik, te je u tom slučaju:

$$\omega = \omega_1 n_1 + \omega_2 n_2 + \omega_3 n_3 \quad (26)$$

pa je

$$\begin{aligned} K &= K_1 n_1 + K_2 n_2 + K_3 n_3 = \mathfrak{T}\omega = \mathfrak{T}(\omega_1 n_1 + \omega_2 n_2 + \omega_3 n_3) = \\ &= \omega_1 \mathfrak{T}n_1 + \omega_2 \mathfrak{T}n_2 + \omega_3 \mathfrak{T}n_3 = \omega_1 \lambda_1 n_1 + \omega_2 \lambda_2 n_2 + \omega_3 \lambda_3 n_3 \end{aligned} \quad (27)$$

S obzirom na pretpostavljeni koordinatni sistem proizlazi:

$$\begin{aligned} K_1 &= \lambda_1 \omega_1; \quad K_2 = \lambda_2 \omega_2; \quad K_3 = \lambda_3 \omega_3; \\ K &= K_1^2 + K_2^2 + K_3^2 = \lambda_1^2 \omega_1^2 + \lambda_2^2 \omega_2^2 + \lambda_3^2 \omega_3^2 \end{aligned} \quad (28)$$

Nadalje slijedi da za usvojeni koordinatni sistem tenzor tromosti poprima oblik:

$$\mathfrak{T} = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{bmatrix} \quad (29)$$

u kojem su samo dijagonalne komponente različite od nule. $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ predstavljaju moment tromosti tijela s obzirom na glavne osi tromosti, te se i nazivaju glavni momenti tromosti.

Za određivanje dinamičkih momenata tromosti pojedinih segmenata ljudskog tijela u obzir se uzima Steinerov teorem koji se u općem obliku može napisati:

$$J_n = J_{on} + mh^2 \quad (30)$$

ili rečeno riječima da je moment tromosti tijela za neku os n jednak zbroju momenata tromosti tijela za njoj paralelnu os koja prolazi kroz središte masa (centar tromosti) tijela n i umnoška mase cjelokupnog sistema i kvadrata udaljenosti između paralelnih osi [7].

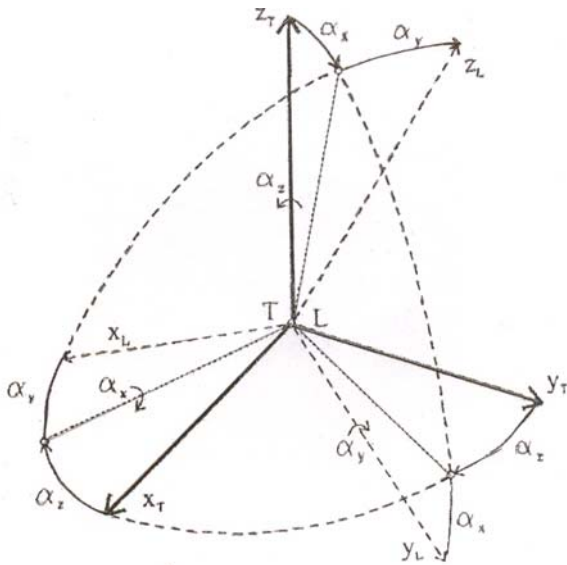
5.6. IZRAČUNAVANJE ORIJENTACIJE SEGMENTA I SREDIŠTA MASA

Određivanje orijentacije tijela koje se giba vezano je za dva koordinatna sustava, lokalni i globalni (pomični i nepomični).

Koordinate karakterističnih točaka na tijelu utvrđene tijekom snimanja gibanja, određuju vektore položaja \vec{r}_n markera u globalnom koordinatnom sustavu koji je označen (x, y, z) . Sve veličine se nadalje izražavaju u globalnom koordinatnim sustavu.

Za središta masa svakog geometrijskog tijela glave vezan je njegov lokalni (pomični) koordinatni sustav koji je označen (x_i, y_i, z_i) . Tijekom gibanja oni mijenjaju orijentaciju u prostoru. Kod određivanja orijentacije, s obzirom da je glava modelirana s rotacionim elipsoidom, orijentacija lokalnog koordinatnog sustava y se poklapa s osi rotacijom (ako se promatra gibanje 1. faze – simulacija sudara). Također su osi lokalnog koordinatnog sustava paralelne s osima globalnog koordinatnog sustava, u odnosu na koje se određuje položaj tijela, tj. položaj središta masa.

Osi lokalnog koordinatnog sustava vezane su za tijelo i njihovo ishodište je postavljeno u prvom kralješku – atlasu (slika 21). Ishodište koordinatnog sustava označeno je s L . Orijetacija segmenta glava – vrat u odnosu na globalni koordinatni sustav određen je preko tri Eulerova kuta kako je prikazano na slici 20. Transformacijama se može prijeći iz jednog u drugi koordinatni sustav.



Slika 20. Lokalni i globalni koordinatni sustav.

Matrica transformacije L_{TL} iz lokalnog u globalni koordinatni sustav prikazana je u funkciji De Sparreovih kutova:

$$L_{TL} = L_x(\alpha_x)L_y(\alpha_y)L_z(\alpha_z) \quad (31)$$

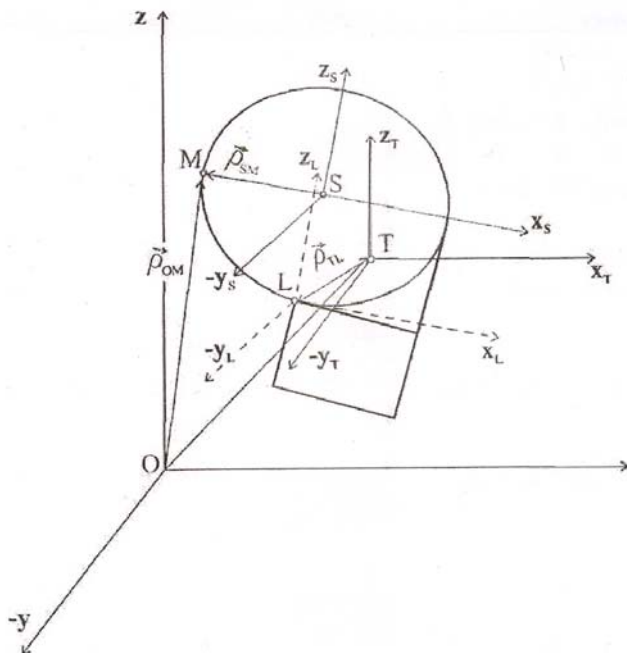
gdje su:

$$L_x(\alpha_x) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha_x & \sin \alpha_x \\ 0 & -\sin \alpha_x & \cos \alpha_x \end{bmatrix} \quad (32)$$

$$L_y(\alpha_y) = \begin{bmatrix} \cos \alpha_y & 0 & -\sin \alpha_y \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \alpha_y & 0 & \cos \alpha_y \end{bmatrix} \quad (33)$$

$$L_z(\alpha_z) = \begin{bmatrix} \cos \alpha_z & \sin \alpha_z & 0 \\ -\sin \alpha_z & \cos \alpha_z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (34)$$

Kod određivanja položaja ili međusobnog odnosa pojedinih segmenata potrebno je svakom segmentu pridružiti vlastiti lokalni koordinatni sustav. Položaj proizvoljno odabrane točke M na segmentu kako je prikazano na slici u lokalnim koordinatama je $M_S = f(\beta_{SM}, t)$.



Slika 21. Orijentacija i položaj proizvoljno odabrane točke M.

U globalnim koordinatama položaj točke M je u funkciji vektora položaja i vremena $M_S = f(\vec{p}_{SM}, t)$. Vektor položaja je:

$$\vec{p}_{LM} = \vec{p}_{LS} + L_{LS} \vec{p}_{SM}$$

gdje je L_{LS} matrica transformacija između lokalnog koordinatnog sustava pridruženih segmentima i globalnog koordinatnog sustava.

$$L_{LS} = L_x(\beta_x) L_y(\beta_y) L_z(\beta_z)$$

gdje su:

$$L_x(\beta_x) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta_x & \sin \beta_x \\ 0 & -\sin \beta_x & \cos \beta_x \end{bmatrix}$$

$$L_y(\beta_y) = \begin{bmatrix} \cos \beta_y & 0 & -\sin \beta_y \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \beta_y & 0 & \cos \beta_y \end{bmatrix}$$

$$L_z(\beta_z) = \begin{bmatrix} \cos \beta_z & \sin \beta_z & 0 \\ -\sin \beta_z & \cos \beta_z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

U lokalnim koordinatama točka M je definirana relacijom $M_S = f(\rho_{TM}^U, t)$, a vektor položaja je:

$$\bar{\rho}_{TM} = \bar{\rho}_{TL} + L_{LT} \bar{\rho}_{LS} + L_{LT} L_{LS} \bar{\rho}_{SM}$$

odnosno u nepomičnom koordinatnom sustavu $M_O = f(\rho_{OM}^U, t)$ gdje je

$$\bar{\rho}_{OM} = \bar{\rho}_{OT} + \bar{\rho}_{TL} + L_{LT} \bar{\rho}_{LS} + L_{LT} L_{LS} \bar{\rho}_{SM}$$

Glavni nedostatak stereofotogrametrijskih metoda snimanja gibanja je praćenje gibanja pomoću markera. Markeri su smješteni na površini tijela, te je stoga središta masa segmenata potrebno aproksimirati. Položaj središta masa segmenta izražen je kao postotak duljine segmenta.

5.7. ODREĐIVANJE SREDIŠNJIH DINAMIČKIH MOMENATA TROMOSTI

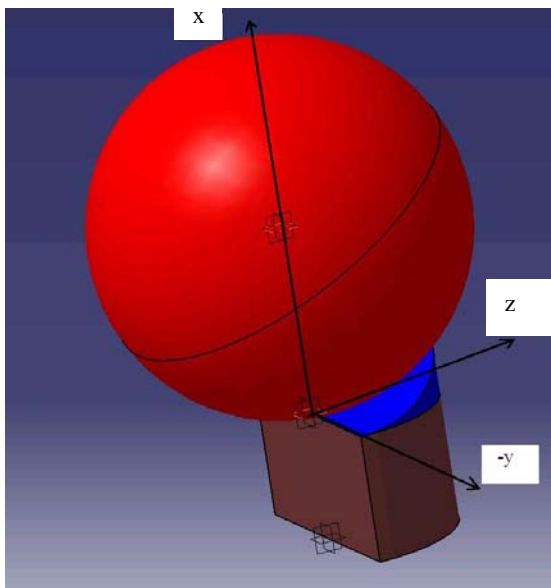
Prema definiciji tenzora tromosti, segmenti tijela se mogu smatrati jednim zatvorenim prostorom čije integriranje zahtijeva poznavanje njegovih granica i raspodjelu masa. Za dinamičku raščlambu gibanja je potrebno definirati dinamičke momente tromosti dijela glave za koje se pretpostavlja da sudjeluje u gibanju.

Kako odrediti antropomjere da one zadovolje stvarno gibanje subjekta. Prema standardima za određivanje statičkih antropomjera javljaju se neke dužine koje se razlikuju od kinematičkih (odnosno dinamičkih) mjera koje za bazu imaju os rotacije u središtu zgloba oko kojega rotiraju. To znači da statičke antropomjere nisu i ne mogu biti uvijek bazom za izračunavanje dinamičkih momenata tromosti. U slučaju uspješne konvencije o izboru modela, moguće je uvijek odrediti već spominjani dinamički moment tromosti i nazvat ćemo ga vanjskim dinamičkim momentom, jer se određuju na bazi vanjskih granica dijelova tijela.

Pošto su utvrđene mase segmenta, središta masa i njihova orijentacija moguće je odrediti dinamičke momente tromosti. Dinamički momenti tromosti izračunati su s obzirom na lokalni koordinatni sustav (x, y, z) koji prolazi kroz središte masa svakog geometrijskog tijela. Prethodno je spomenuta pretpostavka da se masa i oblik modela tijekom gibanja ne mijenja, tako da je središnji moment tromosti konstantan tijekom gibanja.

5.8. IZRAČUNAVANJE DINAMIČKOG MOMENTA TROMOSTI ZA MODEL GLAVE I VRATA

Geometrijski oblici koji su korišteni kod modeliranja su: kugla, poluvaljak te krnji poluvaljak.



Slika 22. Jednostavni geometrijski oblici korišteni pri modeliranju.

Polumjer glave R iznosi trećinu duljine glave DG , a duljina glave DG iznosi osminu visine tijela h . 50. percentile muškarca koji odgovara antropomjerama vozača bolida starosti između 20 i 39 godina iznosi oko 175 cm [4].

$$R = \frac{1}{3} DG, \quad (35)$$

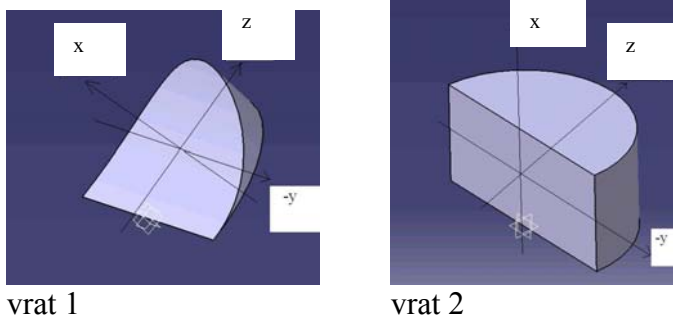
$$DG = \frac{1}{8} h \quad (36)$$

Uvrštavanjem (35) u (36) dobijemo:

$$R = \frac{1}{24} h$$
$$R = 7,3 \text{ cm}$$

Polumjer glave R iznosi 7,3 cm.

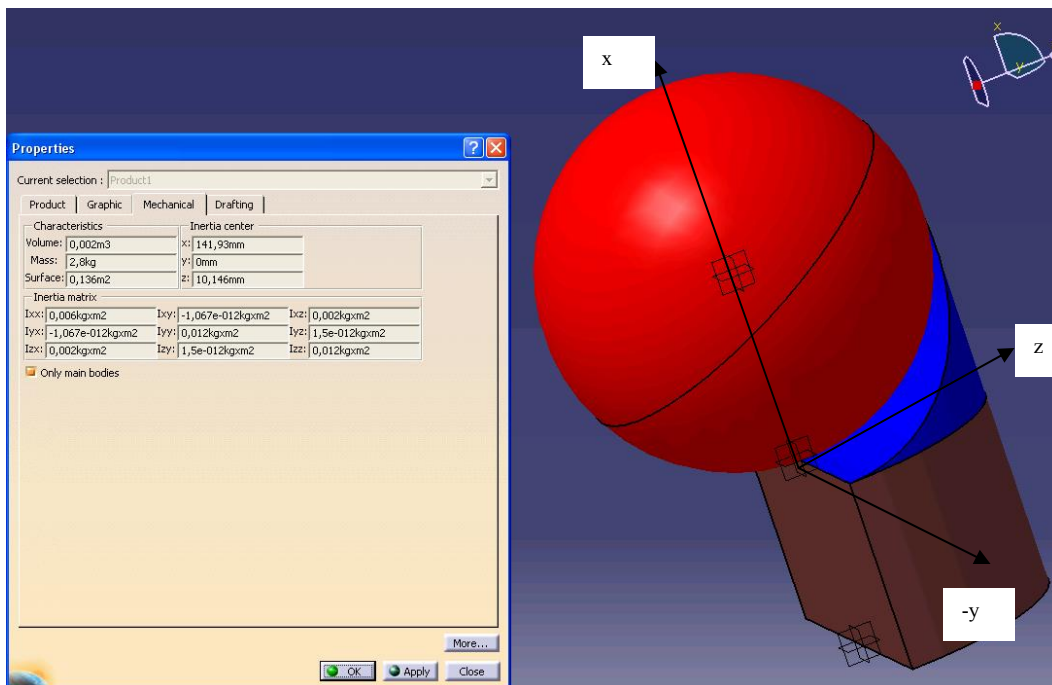
Vrat:



Slika 23. Model vrata.

Polumjer vrata $R = 7,3$ cm. Vrat se modelira polovicom valjka (poluvaljkom) čiji je polumjer $R = \frac{1}{24}h$. Dužina oba vratna segmenta iznosi također trećinu duljine glave DG .

Prosječna gustoća glave i vrata prema podacima Dempstera iznosi $1,11 \cdot 10^3 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$ [1]. U programskom paketu CATIA iz podataka gustoće i dimenzija geometrijskih tijela kojim su modelirani glava i vrat, izračunavaju se težišta i dinamički momenti tromosti.



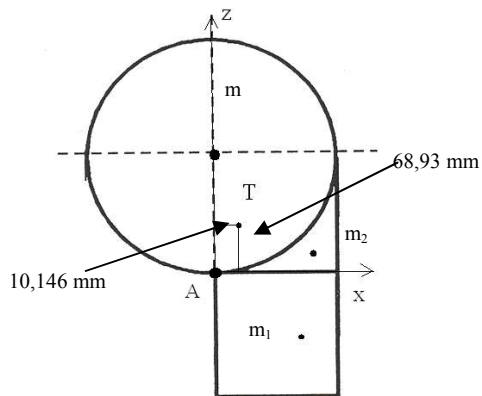
Slika 24. Dinamički momenti tromosti u programskom paketu CATIA V5.

Sa slike možemo očitati karakteristike modela:

$V = 0,002 \text{ m}^3$ cjelokupni volumen
 $m = 2,8 \text{ kg}$ cjelokupna masa
 $S = 0,136 \text{ m}^2$ površina

Težište (u odnosu na točku A):

$x = 68,93 \text{ mm}$
 $y = 0 \text{ mm}$
 $z = 10,146 \text{ mm}$



Slika 25. Cjelokupan model glave i vrata prikazan sa težištem i glavnim osima.

Za kritičnu točku uzima se atlas (A) te se računaju dinamički momenti tromosti s obzirom na osi kroz tu točku.

$$J_{xx_A} = 0,0063 \text{ kgm}^2$$

$$J_{yy_A} = 0,0256 \text{ kgm}^2$$

$$J_{zz_A} = 0,0229 \text{ kgm}^2$$

6. RAZVOJ OVRATNIKA GLAVE I VRATA ZA FORMULU 1

Opsežno testiranje sudara na kliznim tračnicama je dovelo do razvitka novih prototipova ovratnika za upotrebu u motosportu. Prototipovi ovratnika su bili ispitani kod različitog geometrijskog dizajna ovratnika i smjera udara. Novi prototipovi ovratnika su bili napravljeni da postupno smanje pokrete koji dovode do ozljeda te da smanje sile koje djeluju na glavu i vrat.

Ovratnik za glavu i vrat trenutno koriste vozači utrka u nekoliko trkaćih serija automobila i brodova. Ovratnik se nosi na vozačevom gornjem trupu i ograničen je sa trupom i sa pojasevima za ramena. Vezice iz vozačeve kacige do ovratnika ograničavaju gibanje glave relativno prema trupu.

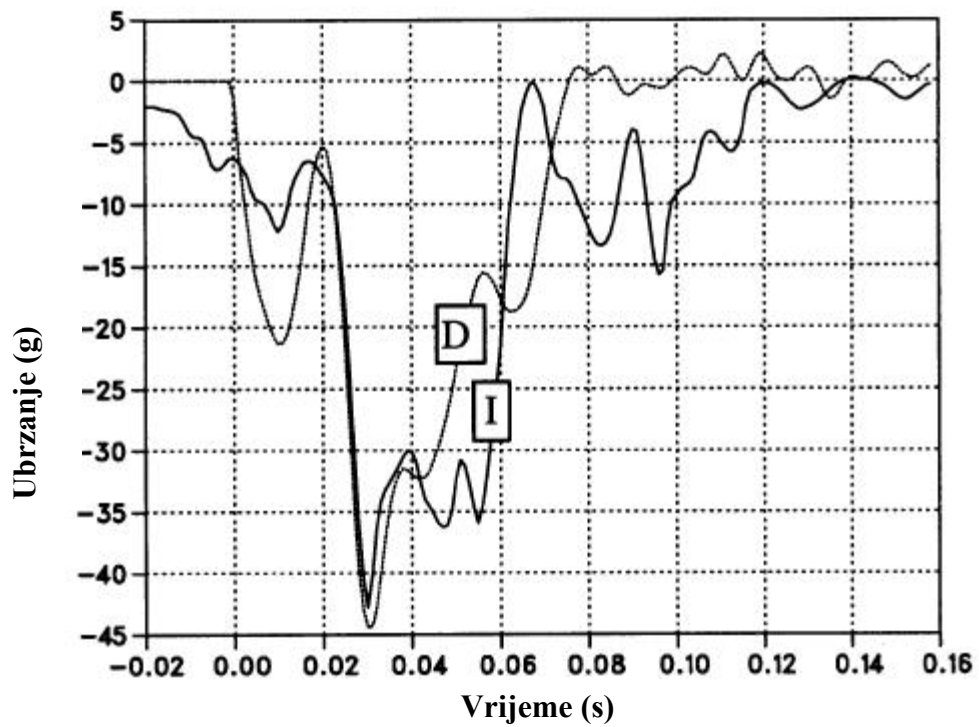
Trenutno dostupan ovratnik (slika 26.) smanjuje pokrete te opterećenje glave i vrata i smanjuje ozljede. Sigurnosna performansa je bila pokazana kod testiranja sudara na kliznim tračnicama. Međutim, ovaj trenutno dostupni ovratnik ne pristaje dobro u sjedišta ekstremno naslonjenih vozača kao u Formuli 1, CART – u i IRL – u. Kada se vozač nasloni ovratnikom, naglavak se savije natrag i dođe u kontakt sa glavom i onda dolazi do dodira između kacige ispod vozačeve brade i strukture U-oblika koja osigurava čvrstoću obruča ovratnika.



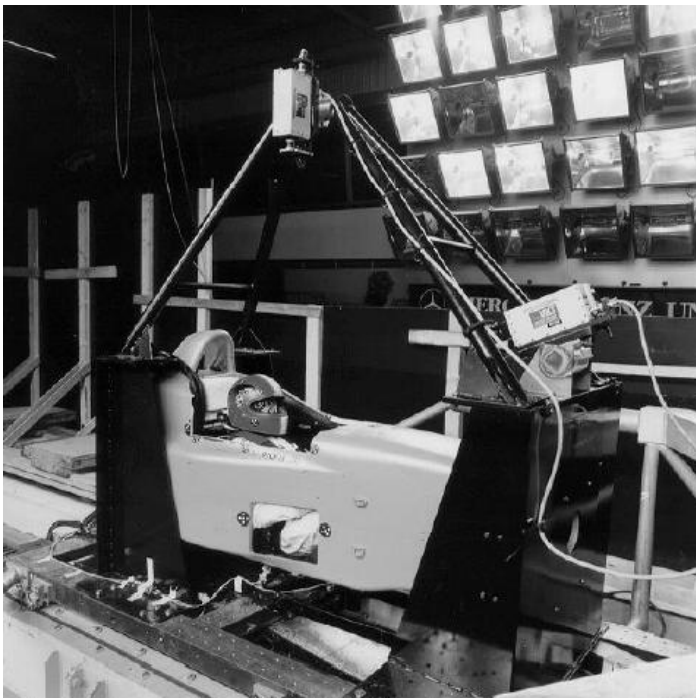
Slika 26. Ovratnik [6].

Proučavana je sigurnost vozača utrke koristeći kliznu tračnicu za sudare sa karakteristikama ubrzanja koje su dobivene iz snimka frontalnog sudara trkaćeg automobila. Tijekom ovog sudara, INDYcar se zaletio u pokretnu betonsku zapreku, smrskao nos i dijelove sjedišta te pomaknuo zapreku.

Timovi Formule 1 imaju iskustvo sa ubrzanjima koja se događaju kad su njihovi prednji stabilizatori smrskani u frontalnim sudarima. Poslije konzultacije sa stručnjacima u Formuli 1, impuls udara pokazan u slici 27 je bio odabran za upotrebu pri Daimler-Benz.



Slika 27. Promjena ubrzanja kod stvarnog udara trkaćeg automobila serije INDYcar (I) i ubrzanje testnog modela (D) na tračnicama korištenog u istraživanju u Daimler – Benzu [6].



Slika 28. Priprema za test na kliznim tračnicama [6].

Daimler-Benz je proizveo klizne tračnice za jednosjed, koji je priskrbljen kod FIA-e (slika 28). Jednosjed je bio napravljen tako da bi osigurao podjednaku distribuciju sila i da bi se izbjegla lokalizirana preopterećenja. Napravljen je dodatak montiran na bočnu stranu jednosjeda da bi se simulirali kutni udari. Sve sile koje djeluju na oklopnom sistemu su bile usmjerene kroz jednosjed na klizne tračnice da bi se smanjila opterećenja na jednosjedu.

Napravljen je otvor kroz koji su se mogli vidjeti zdjelica i noge lutke. Nakon početnog testiranja, napravljen je izrez za bolji pogled na glavu sa strane te za pokrete ovratnika. Oslonac za leđa i jastuk na sjedalu su bili zamjenjivi pjenasti dijelovi, što je bilo dovoljno za frontalne udare. Sjedalo sa bočnom potporom je bilo konstruirano za kutne i bočne udare.

U pogledu na naslonjenu poziciju sjedenja u bolidu Formule 1 je bila korištena lutka Hybrid III sa zdjelicom koja dozvoljava kutove veće od 90° između bedara i trupa. FIA je izmjerila kutove vozačevih prsnih kostiju u odnosu na horizontalu te su iznosili između 38° i 53°, sa srednjom vrijednosti od 45°.

Da bi se postigla sjedeća pozicija sa lutkom, zakrivljeni dio ledne kralježnice koji pripada zdjelici bio je korišten skupa sa zdjelicom.

Za testove ovratnika ramena lutke su zahtijevala modifikaciju. Ramena od lutke Hybrid III su plosnata od sprijeda do straga, dok su ramena ljudi više okrugla. Ovratnik koji je napravljen za prave ljude samo leži na lutkinim ramenima te ostavlja šupljinu u sredini. Stoga su zaobljeni klinovi krute pjene spojeni na ramena lutke kako bi simulirali ljudska ramena.

Tablica 4 prikazuje rezultate testova frontalnih sudara s različitim prototipovima ovratnika.

Tablica 4. Rezultati testova frontalnih udara i prototipova ovratnika. Zatamnjene vrijednosti prelaze pragove ozljede [6].

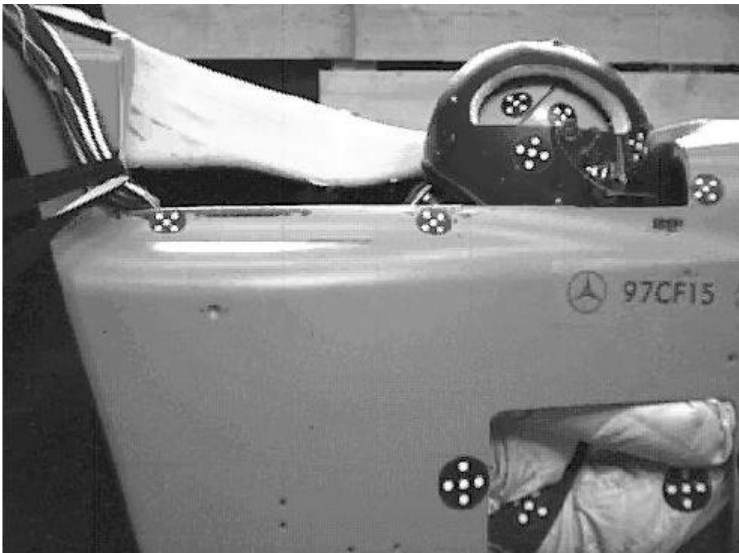
Test		97CF15	97CF06	97CF07	97CF14
Uvjeti	Prag ozljede	Početni	Ovratnik1	Ovratnik 2.0	Ovratnik 2.5
Kriterij ozljede glave	1000	1681	746	636	613
Ubrzanje glave	80 g	120 g	74 g	68 g	73 g
Kretanje glave, naprijed		429 mm	346 mm	295 mm	250 mm
Brzina odbijanja		28 km/h	27 km/h	23 km/h	19 km/h
Sila puknuća vrata, naprijed	3100 N	2200 N	1300 N	700 N	600 N
Sila puknuća vrata, natrag	- 3100 N	0 N	0 N	- 200 N	- 100 N
Vlačna sila vrata	3100 N	3700 N	1700 N	300 N	200 N
Tlačna sila vrata	- 4000 N	0 N	- 700 N	- 700 N	- 1400 N
Rezultanta sila koja djeluje na vrat	3300 N	4100 N	2100 N	800 N	1400 N
Ubrzanje grudnog koša	60 g	54 g	64 g	57 g	64 g
Otklon grudnog koša	51 mm	37 mm	30 mm	33 mm	20 mm

6.1. OSNOVNI TESTOVI KOD FRONTALNOG UDARA

Osnovni testovi su izvedeni u uvjetima utrka Formule 1 koji predstavljaju tipičnu, strogu praksu. Rezultati prikazani u tablici 4. za test 97CF15 su karakteristični kod ovih osnovnih testova za frontalne udare. Pošto je kaciga udarila upravljač u svakom početnom testu (slika 28.), vrijednosti ubrzanja glave i kriterija ozljede glave su varirale, ali su uvijek bile iznad svojeg praga ozljede. Vizir je u pravilu bio otvaran kontaktom sa upravljačem vozila (slika 28), što je onda ostavljalo očni otvor otvoren za moguće upadanje i opasnost ozljede. Glava lutke se rotirala unutar kacige a brada se pomakla ispod prednjeg dijela kacige kada je glava postigla svoj krajnji položaj naprijed, te je kaciga ostala rotirana natrag na glavi tijekom odskoka sa očnim otvorom preko čela.

Glavni rizik za vozače utrka je opterećenje vrata od glave i kacige. U početnom testu (tablica 4) vlačna sila u vratu je prešla prag tolerancije. Vlačna sila u vratu i sila puknuća su dodaci koji uzrokuju rezultantnu silu vrata, koja je također bila iznad praga tolerancije ozljede i mogla bi dovesti do ozljeda, kao što su frakture baze lubanje. Ova opterećenja vrata koja dovode do ozljeda su glavni rizik za vozače utrka čiji su trupovi ograničeni dok glave nisu.

Drugi glavni rizik je sraz glave u kacigi. U svim početnim frontalnim testovima je bio sraz između kacige i upravljača vozila sa vrijednostima kriterija ozljede glave iznad 1000 od praga tolerancije ozljede čak i sa kacigom na lutkinoj glavi. Smanjenje pomaknute glave i vektora brzine u sjedištu bi smanjilo jačinu sraza glave s unutrašnjosti sjedišta ili bi ga potpuno otklonilo.



Slika 29. Vizir se otvorio prilikom testiranja i udaranja [6].

6.2. VARIJANTE OVRATNIKA I TESTOVI SA FRONTALNIM UDAROM

Ovratnik koji je trenutno dostupan za nabavu je pokazan u slici 26 i spomenut je ovdje kao ovratnik 1. Premda ovratnik 1 nije dobro pristajao na naslonjenoj lutci, rezultati testa od ovratnika 1 razmjerno osnovnom testu pokazuju velika smanjenja pokreta glave koji dovode do ozljeda te ubrzanja i sile vrata.

Pokret glave unaprijed je bio smanjen s 429 mm na 346 mm te je bio otklonjen sraz glave sa upravljačem vozila. Kriterij ozljede glave je bio smanjen s 1681 na 746 te je ubrzanje vrha glave smanjeno s 120 g na 74 g. Vlačna sila u vratu je smanjena na više od pola s opasnih za ozljede 3700 N na 1300 N. Rezultantna sila vrata je bila smanjena s opasnih za ozljede 4100 N na 2100 N. Brzina odbijanja je malo smanjena sa ovratnikom 1. Pomak grudnog koša je smanjen, a ubrzanje grudnog koša je malo povećano sa ovratnikom 1. U isto vrijeme, ubrzanja grudnog koša s ovratnikom su malo prošla prag tolerancije od 60 g, ali nije došlo do nikakvih ozljeda vozača. Prag od 60 g za ubrzanje grudnog koša je baziran na nastanku fraktura rebra kod nošenja jednog ramenog pojasa i vjerojatno se ne odnosi na dvostruki rameni navez kod utrka. Ovi rezultati s ovratnikom 1 su potakli razvoj prototipova ovratnika kako bi se popravilo njihovo pristajanje i funkcija kod naslonjenih vozača.



Slika 30. Ovratnik verzije 2.0 sa obrubljenim obručem i donjim dijelom ovratnika te dodanim mjestom uležištenja za pojas [6].

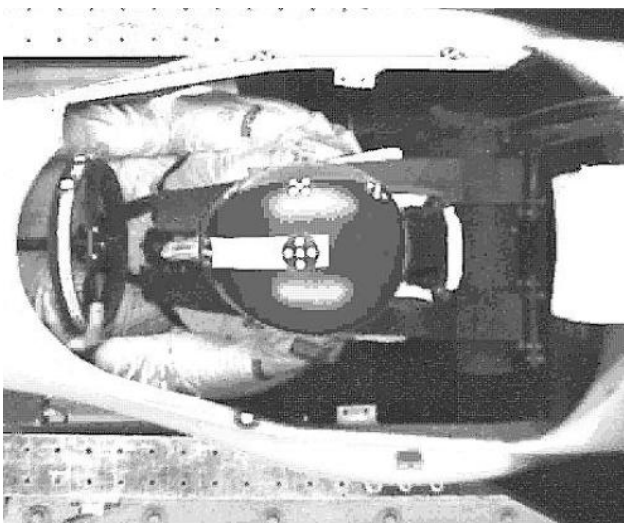


Slika 31. Ovratnik verzije 2.5 spreman za testiranje na lutki [6].



Slika 32. Kretanje glave unaprijed kod testiranja ovratnika verzije 2.5 [6].

Ovratnik 1 je modificiran kao što je pokazano u slici 25, kako bi se napravio prototip ovratnika verzije 2.0. Da bi pristajalo na naslonjenu lutku, pročelje obruča je smanjeno, a donji dio ovratnika je maknut tako da se je pročelje kacige moglo kretati prema dolje i doći u kontakt s mjestima uležištenja pojasa preko grudnog koša. Da bi se omogućilo ograničenje za ovratnik kada je povučen i rotiran prema naprijed zbog sile vezica kacige, mjesta uležištenja pojasa su produžena natrag od ramena sa metalnom strukturom na koju su dodani klinovi od krute pjene. Metalna struktura predstavlja pojačanje kako bi nosila opterećenja iz mjesta uležištenja pojasa u naglavak.



Slika 33. Kretanje glave unaprijed kod testiranja ovratnika verzije 2.5 [6]

Rezultati testa sa ovratnikom verzije 2.0 (tablica 4) su pokazali da opterećenja vrata koja dovode do ozljeda mogu biti gotovo eliminirana sa efektivnim obuzdavanjem vozačeve glave relativno njegovu trupu. U usporedbi s početnim rezultatima sila puknuća vrata je bila smanjena sa 2200 N na 700 N, vlačna sila vrata je smanjena s 3700 N na 300 N, a rezultantna sila vrata je smanjena s 4100 N na 800 N. Sa ovim velikim smanjenjima

u opterećenjima vrata, kretnja glave je smanjena s 429 mm na 295 mm. Otklon glave i grudnog koša su smanjeni (dok su ubrzanja grudnog koša povećana) uslijed efektivnog ograničavanja trupa i glave s ovratnikom verzije 2.0. Ova poboljšana performansa sa ovratnikom verzije 2.0 može biti pripisana mjestima uležištenja pojasa iza ramena koja su efektivno opterećivala pojaseve ramena da bi zadržali ovratnik naspram prednjih sila u vezicama kacige koji zadržavaju glavu relativno prema trupu. Kad je ovratnik povučen prema naprijed, na vrh naglavka sa silama vezice kacige, sile iz ramenog naveza djeluju na mjestima uležištenja pojasa kako bi povukle stražnji dio ovratnika dolje i (sa trenjem) prema natrag.

Obruč i donji dio ovratnika je obrubljen u izradi ovratnika verzije 2.0, ali je naglavak zadržao širok oblik i tri vezice kacige ovratnika 1. Napravljeni su i testirani naknadni prototipovi ovratnika da bi se približili obliku koji bi mogao pristajati u ograničeno sjedište bolida Formule 1. Ovratnik verzije 2.5 je pokazan na slici 31. Naglavak ovratnika je bio obrubljen i dvije vezice su zamijenile tri vezice kacige na ovratniku 1 i verzije 2.0. Mjesta uležištenja pojasa na ovratniku verzije 2.5 su napravljena od metala prema obliku od metala i pjene na ovratniku verzije 2.0.

U usporedbi s ovratnikom verzije 2.0 (tablica 4), ubrzanja glave, kriterij ozljede glave, i brzina odbijanja sa ovratnikom verzije 2.5 su bila smanjena. Opterećenja vrata s ovratnikom verzije 2.5 su bila sličnija ovratniku verzije 2.0 sa malim smanjenjem u vlačnoj sili u vratu. Opterećenje stiskanja vrata se povećalo na 1400 N, što je također povećalo rezultantu u vratu, ali ove vrijednosti su još uvijek bile male u usporedbi s pragom ozljede. Ubrzanje grudnog koša je bilo malo veće s ovratnikom verzije 2.5 na 64 g, koje kao prije diskutirano, je ubrzanje grudnog koša za koje je jasno da ne uzrokuje ozljede.

Slika 32 pokazuje smanjeno kretanje glave prema naprijed sa ovratnikom verzije 2.5 u usporedbi s početnim testom bez ovratnika na slici 29. Na slici 32, kaciga je držana vezicama kako bi kaciga bila dobro centrirana na glavi, dok bez ovratnika na slici 29 glava je rotirana unutar kacige tako da je očni otvor bio preko čela. Slika 33 pokazuje da s ovratnikom verzije 2.5 glava je ograničena da se pomiče sa trupom. Daljnja smanjenja u kretnji glave prema naprijed moraju biti napravljena s više efektivnim ograničenjem trupa.

6.3. VARIJANTE OVRATNIKA I TESTOVI UDARA POD KUTEM OD 30° I 90° TE SA STRAŽNJE STRANE

Dok je performansa prototipova ovratnika da se smanje kretnje i ubrzanja glave što dovodi do ozljede i opterećenja vrata u frontalnim sudarima bila jako poticajna da požuri upotrebu od vozača, sudari su se također testirali i u drugim pravcima. Osnovni testovi i testovi ovratnika su izvedeni pri kutu od 30° i 90, te sa stražnje strane, a njihovi rezultati su sažeti u tablici 5.

Pri 30° osnovni test je rezultirao podnošljivim ubrzanjem glave i kriterijem ozljede glave. Vlačna sila u vratu je blizu praga tolerancije i poprečnom silom vrata je uzrokovala resultantnu silu vrata te prešla prag tolerancije. Sa ovratnikom ubrzanje glave, kriterij ozljede glave i sva opterećenja vrata su bila ispod razine ozljede. Ubrzanja glave i grudnog koša su bila malo veća nego kod osnovnih i početnih vrijednosti, vjerojatno

uslijed poboljšanog ograničavanja glave i grudnog koša s ramenim navezom. Promatranje snimke pokreta velike brzine je pokazalo da u osnovnom i početnom testu kaciga je bila naglo rotirana zbog kontakta sa površinom sjedišta. Ovratnik je držao glavu podalje od ruba sjedišta, a kaciga je držana u poziciji na glavi s vezicama.

Kod udara pri kutu od 90° početno ubrzanje glave i kriterij ozljede glave su bili veći zbog udarca kacige sa sjedištem. Sa ovratnikom, ubrzanje glave i kriterij ozljede glave su bili manji zbog obuzdavanja kacige s ovratnikom. Opterećenja vrata u osnovnim i početnim testovima te testovima sa ovratnikom su bila ispod nivoa ozljede.

U stražnjem udaru ubrzanja glave su bila visoka u osnovnim i početnim testovima te s testovima s ovratnikom uslijed udara sa rubom glave. U stražnjem udaru lutka je skočila iz sjedišta tako da se vrh kacige pomakao 96 mm gore u osnovnom i početnom testu te 83 mm u testu s ovratnikom. Smanjenje s ovratnikom u kretnji prema gore je vjerojatno nastalo uslijed poboljšanog opterećenja ramena s pojasevima koji idu kroz ovratnik. Tlačna sila u vratu u početku je nastalo uslijed guranja lutkinog trupa gore na glavu naspram masi glave i kacige te naspram trenja između kacige i ruba glave.

Tablica 5. Rezultati testova udara pod kutem od 30° i 90° te stražnji udar [6].

		98CF07	98CF24	98CF08	98CF11	98CF06	98CF09
Uvjeti testiranja	Prag ozljede	30 ° Osnovni	30° Ovratnik	90° Osnovni	90° Osnovni	Straga, osnovni	Straga Ovratnik
Kriterij ozljede glave	1000	585	596	952	707	755	706
Ubrzanje glave	80 g	64 g	70 g	95 g	77 g	97 g	93 g
Kretanje glave, gore						96 mm	83 mm
Sila puknuća vrata, naprijed	3100 N	1800 N	600 N	500 N	400 N	1000 N	500 N
Sila puknuća vrata, natrag	- 3100 N	- 200 N	- 100 N	0 N	0 N	- 300 N	- 300 N
Vlačna sila u vratu	3300 N	2900 N	1000 N	1900 N	1300 N	300 N	1100 N
Tlačna sila i vratu	- 4000 N	- 1100 N	- 200 N	-200 N	- 200 N	- 2100 N	- 1200 N
Rezultanta sila u vratu	3300 N	3400 N	1200 N	1900 N	1300 N	2100 N	1300 N
Ubrzanje grud. koša	60 g	49 g	54 g	57 g	50 g	44 g	44 g

Sa ovratnikom pomak tijela prema gore i trenje između kacige i ruba glave je smanjeno, što je smanjilo tlačno opterećivanje vrata. U početnom testu stražnji dio kacige je bio povučen prema dolje i rotiran natrag na glavu lutke uslijed trenja sa rubom glave, te su opterećenja trenja bila prenjeta na ramena dok je kaciga ostala na centru glave.

GLAVNI ZAKLJUČCI IZ TESTIRANJA OVRATNIKA – Rezultati ove studije pokazuje da ovratnici, koji pristaju vozačima s jako naslonjenim sjedećim položajima tijela, djeluju kako bi se postupno smanjila mogućnost ozljede vozača utrke, a to se čini s ograničavanjem gibanja glave relativno prema trupu i smanjenjem opterećenja vrata dok se u isto vrijeme popravljaju ograničavanje trupa. Provedeno je više testova prototipova ovratnika. U svakom od tih testova, prototipovi ovratnika su djelovali kako bi se smanjili nivoi ozljeda kod pomaka glave, ubrzanja, kriterija ozljede glave i opterećenja vrata, a koja su bila izmjerena u početnim testovima.

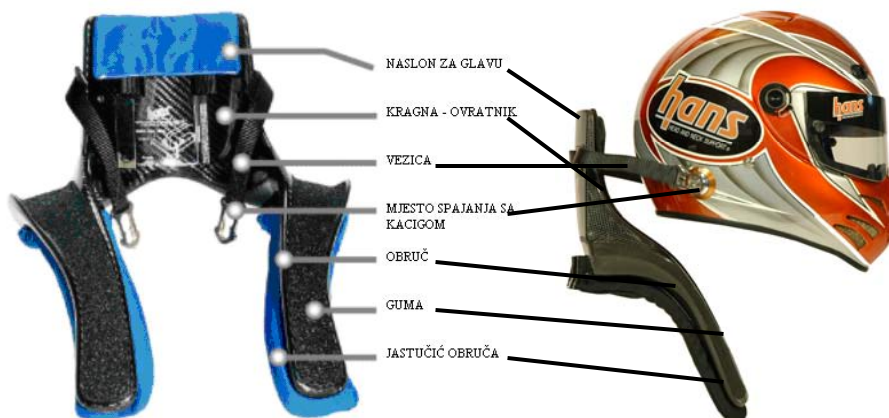
7. ANALIZA HANS OVRATNIKA

Istraživanje HANS (eng. Head and Neck Support) ovratnika su napravljena u tvrtki Daimler – Chrysler. Istraživanje obuzima analizu osjetljivosti HANS sistema kod raznih udara. Koristili su maketu lažnog vrata. Svrha testiranja je bilo utvrđivanje otpornosti HANS sistema u raznim okolnostima koje bi se mogle dogoditi u stvarnosti. Najprije su napravljeni testovi bez korištenja ovratnika te su tako stvorili sliku ozljeda i puknuća vrata. A sva ta mjerenja su ponovili koristeći ovratnik i u svim situacijama i testovima vrat je ostao neoštećen. Isto tako nikakve druge ozljede nisu bile uočene kod korištenja ovratnika.

Kao odgovor na zahtjev i suradnju sa međunarodnom automobilističkom federacijom (FIA) Daimler Chrysler je aktivno počeo razmatrati sigurnost vozača i razvio tehnologiju koja smanjuje ozljede vozača Formule 1. Razmatrali su dva prijedloga koji utječu na sigurnost. To su zračni jastuk (Airbag) te HANS ovratnik.

HANS ovratnik reducira ekstremne kretnje glave i vrata koje mogu ozlijediti vozača. Na slici 34 prikazani su dijelovi HANS ovratnika. Naslon za glavu te kragna su napravljeni po dimenzijama kacige da se kaciga ne miče tijekom vožnje. Vezice služe za povezivanje ovratnika sa kacigom te kod frontalnog udara drži cijelu glavu te rasterećuje vratne kralježke. Obruč je obučan gumom, a to zbog toga jer je između pojasa sjedala i gume potrebno veliko trenje. Jastučić obruča smanjuje pritisak ovratnika na grudni koš vozača. Efektivnost ovratnika su razmatrali testirajući udaranjem umjetnih lutaka na sveučilištu Wayne State te sa suradnjom General Motorsa. Naravno više od 250 vozača je testiralo i koristilo ovratnik dok je bio u fazi konstruiranja u trkaćim automobilima i u trkaćim čamcima. Rezultat tih testova je bio interpretiran na sljedećoj konferenciji o sigurnosti u motosportu.

Istraživanja zračnih jastuka i ovratnika u Daimler Chrysleru su potvrdila da je ovratnik najefektivniji za zaštitu od ozljeda vrata te da ima više prednosti od zračnog jastuka. Sve rezultate koje su dobili ispitivanjem su prezentirali na konferenciji o sigurnosti motosporta te su ovratnik počeli preporučati svim momčadima Formule 1 za korištenje.



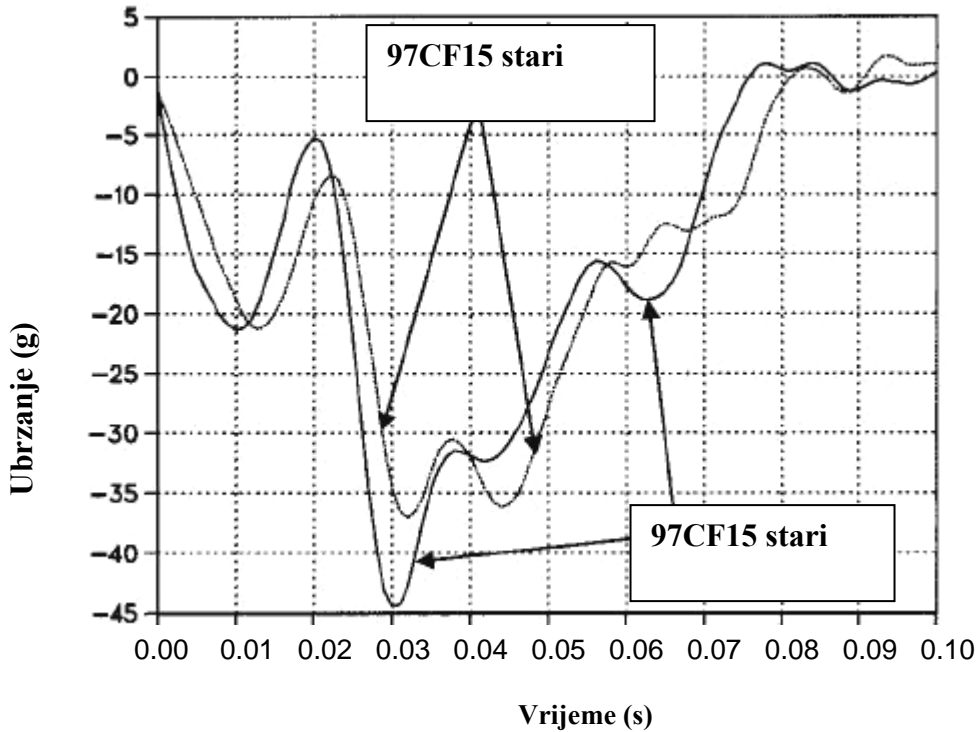
Slika 34. Prikaz i opis HANS ovratnika [17].

7.1. METODE ISPITIVANJA

Odabran je impuls udara koji je bio analogan ubrzanju nosive konstrukcije kod stvarnih udara. Napravljeno je posebno sjedište koje je odobrila FIA. Napravljena je bila samo nosiva konstrukcija bez ikakve nadogradnje tako da se lutka na kojoj su radili testove mogla uvijek vidjeti i promatrati na kameri. Posebno su nadzirali predio vrata i glave te samo gibanje ovratnika kod sudara. Sjedalo te naslonjač su napravljeni iz zamjenjive pjene koja se može brzo zamijeniti prilikom oštećenja. Kod običnih automobila vozač se može okrenuti tijelom za 90°, a u bolidu Formule 1 je prostor manji pa se je moguće okrenuti u prosjeku za 45°. Način sjedenja kod bolida formule 1 je drugačiji nego kod osobnog automobila. Sjedalo ima jedan određen kut pod kojim je nagnuto, dok kod osobnih automobila se taj kut može podešavati. Naravno, potrebno je prilagođavati i ramena lutke zbog ovratnika. Lutka je morala izgledati potpuno ljudski. Lutka je morala simulirati ljudska ramena, jer inače kod običnih crash testova lutke imaju plosnata ramena, a kod testiranja HANS ovratnika ramena moraju biti identična ljudskim.

Tablica 6. Rezultati testa [6].

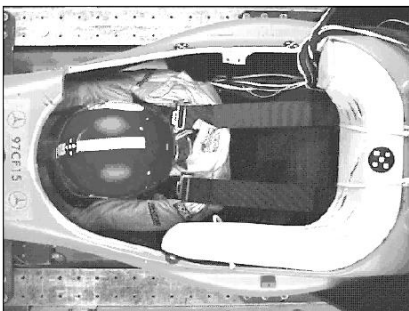
Test	Granična vrijednost	97CF15	98CF13	98CF17
HIC36	1000	1381	1400	1205
Sila na glavu	80 G	120 G	116 G	117 G
Pomak glave		408 mm	430 mm	385 mm
Brzina odbijanja		27,8 km/h	25,0 km/h	22,2 km/h
Sila na grudnom košu	60 g	54 g	63 g	66 g
Sila na zdjelici	60 g	60 g	71 g	74 g
Sila puknuća vrata	3100 N	2180 N	2370 N	2150 N
Vlačna sila u vratu	3300 N	3650 N	4090 N	3960 N
Opterećenje koje vrat može izdržati	3300 N	4140 N	4730 N	4480 N
Pomak grudnog koša	51 mm	37 mm	39 mm	37 mm
opaske				Olabavljeni pojas



Slika 35. Ubrzanje prije i poslije učvršćivanja čeličnih tračnica [6].

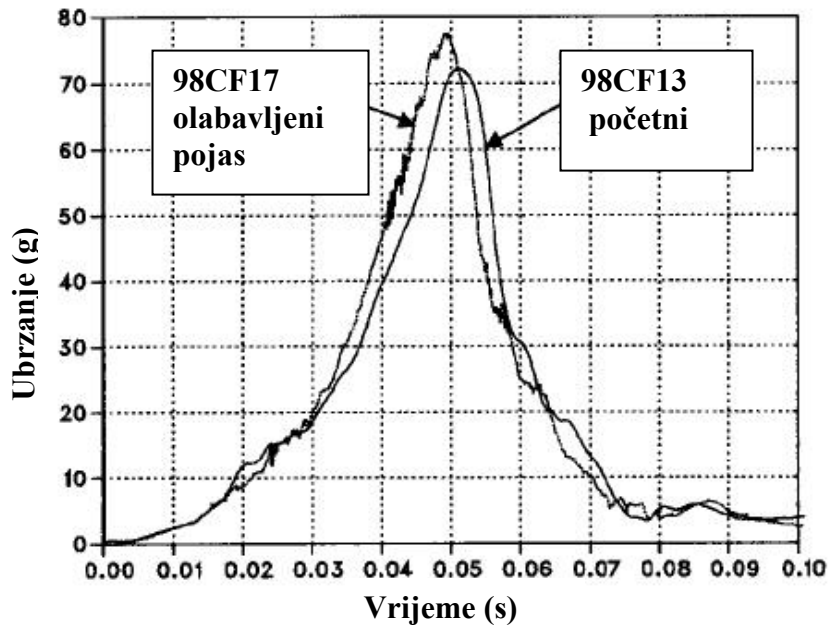
Nakon 20 testova došlo je do pojave pukotina u karoseriji koja je bila zamijenjena i ojačana boljim čelikom. Uslijed povećane mase na kliznoj tračnici uvodni testovi su bili izvršeni tako da su procijenili ubrzanje. Kako se odstupanja nisu pokazala dramatičnima, odlučili su uspostaviti osnovu za usporedbu između ranijih i novih testova tako da su proveli jedan test bez ovratnika a jedan sa ovratnikom. Usporedba između ponovljenih testova 98CF13 i 97CF15 pokazuje znatno povećanje vrijednosti u zdjelici, grudnom košu i vratu (tablica 6).

Iznenadjuće je bilo kad se ubrzanje na tračnicama smanjilo za 20 %. Najveća opterećenja u testu 97CF15 su se pojavila tijekom novog ubrzanja, što je između lutke i karoserije bila manja relativna brzina, bila je i manja pređena daljina. Lutki treba 6 ms duže vrijeme da bi dosegla krajnje ubrzanje grudnog koša i zdjelice.

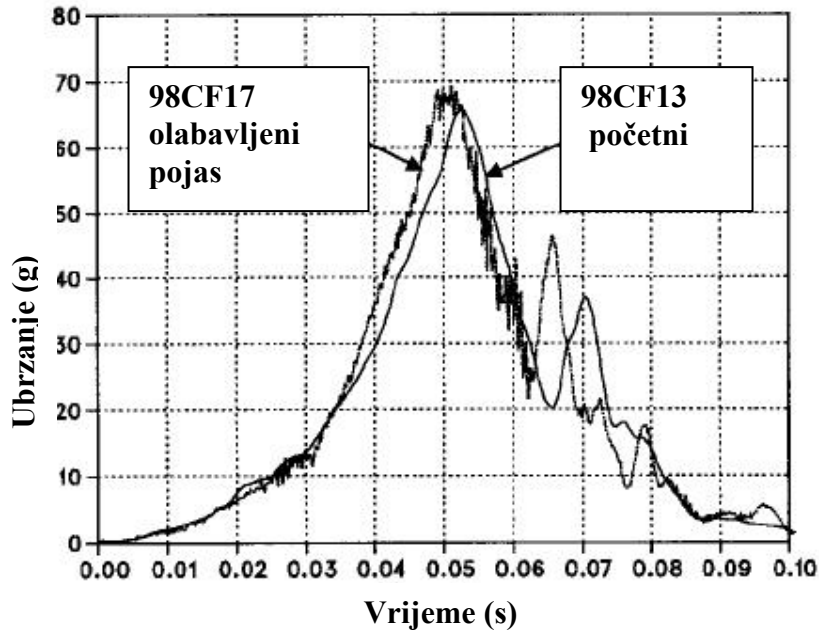


Slika 36. Početni test – orijentacijski test (polazne vrijednosti) [6].

Veće ubrzanje na tračnicama dovodi do većeg opterećenja cijelog sistema i kritičnog faktora. Rezultati ovih testovi (tablica 6) pokazuju velika opterećenja u vratu koja su identificirana da uzrokuju lomove baze lubanje koje dovode do ozljeda i do smrti vozača. Tokom razdoblja testiranja bilo je nužno u što kraćem vremenu testirati montiranu modificiranu kameru. Kako je korisnost ovih snimaka bila dosta nesigurna, izvedeni test nije uspio, ali nije rezultirao gubitkom vrijednih informacija. Test 98CF17 je bio baziran na testiranju slabosti pojasa. Pojasevi su bili namješteni tako da bi omogućili lakši prolazak ruke između ramenog pojasa i lutke. Iznenadujuće, ubrzanje grudnog koša i zdjelice se samo neznatno povisilo, a kretanje glave prema naprijed, brzina i opterećenje vrata se zapravo smanjilo. Poslije 20 ms usporavanje zdjelice i grudnog koša se smanjilo. To je dovelo do razvijanja više relativne brzine i k tome većeg ubrzanja. Ta relativna brzina je povećala pokrete zdjelice, što je vidljivo i na snimci. Uzajmno djelovanje između glave i upravljača je modificirano, što je smanjilo opterećenje vrata. Ovi rezultati postavljaju pitanje dali efekt napetosti pojasa zdjelice može biti smanjen kada je prisutan oslabljeni pojas bez povećanja opterećenja zdjelice i grudnog koša.



Slika 37. Ubrzanje grudnog koša u osnovnom orijentacijskom testu sa labavim pojasom [6].



Slika 38. Ubrzanje zdjelice u osnovnom orijentacijskom testu sa labavim pojasom [6].

7.2. TESTIRANJE HANS OVRATNIKA KOD FRONTALNOG UDARA

Demonstriran je koncept ovratnika koji može osigurati dobru zaštitu vrata i glave sa vrlo malim pokretom glave unaprijed. Nakon toga je proizveden ovratnik koji je bio napravljen kompletno od kompozita, a bio je baziran na prethodnom modelu ovratnika koji je bio napravljen od čelika i od kompozita (verzija 3.0). Bez ikakvog rada strukturne optimizacije, masa je smanjena od 2.5 kg na manje od 0.7 kg.

Sljedeće, test modela 97CF20 je izvršen da bi se usporedila svojstva modela HANS 3.0 sa modelom HANS 2.5 u testu 97CF14. Jedine istaknute razlike su ubrzanje i pomak prsiju koje su smanjene sa novim ovratnikom. Razlog za to je upotreba sigurnosnih pojaseva koji su povezani sa ovratnikom i kacigom iznad ramena. To znači da se ovratnik rotira više prije nego što dođe do vlačne sile u tim pojasevima, zato su glava i prsni koš obuzdani ali ne baš efektivno dok je prednji pomak glave i grudnog koša povećan. Veći pomak naprijed smanjuje ubrzanje i savijanje grudnog koša. Ubrzanje prsnog koša malo prelazi vrijednosti postignute prvim mjerenjem zbog kasnijeg naprezanja ramenih pojaseva.



Slika 39. Ovratnik verzije 2.4 – prototip proizveden od kompozita i aluminija nakon testa 97CF13 [6].



Slika 40. Ovratnik verzije 3.0 – prototip napravljen od kompozita prije montiranja na kacigu i testa 97CF20 [6].

Tablica 7. Utjecaj dužine vrata i ramenih pojaseva na HANS ovratnik kod frontalnog udara [6].

TEST	ograničenje	97CF14	97CF20	97CF24	97CF21	97CF22	97CF23
HANS verzija		2.5	3.0	3.1	3.1	3.1	3.1
Vrat		0 mm	0 mm	0 mm	40 mm	70 mm	70 mm
Pojas na ramenima		jedan	jedan	jedan	jedan	jedan	Y-pojas
Kriterij ozljede glave	1000	613	572	532	417	500	485
Ubrzanje glave	80 g	73 g	75 g	74 g	58 g	64 g	64 g
Pomak glave		250 mm	268 mm	242 mm	263 mm	267 mm	257 mm
Brzina odbijanja		18.5 km/h	19.1 km/h	19.5 km/h	19.4 km/h	19.0 km/h	17.5 km/h
Ubrzanje grudnog koša	60 g	64 g	58 g	59 g	57 g	58 g	60 g
Sila ubrzanja zdjelice	60 g	60 g	60 g	63 g	59 g	60 g	61 g
Tangencijalna sila u vratu	3100 N	630 N -140 N	550 N -120 N	460 N -200 N	370 N -210 N	400 N -270 N	570 N -200 N
Vlačna sila u vratu	3100 N	1400 N -1350 N	1790 N -1250 N	1150 N -510 N	1150 N -910 N	1560 N -1220 N	1560 N -1460 N
Ukupno opterećenje u vratu	3300 N	133 N	1650 N	1120 N	950 N	1210 N	1450 N
Pomak grudnog koša	51 mm	20 mm	15 mm	15 mm	14 mm	16 mm	12 mm

U tablici 7 su u obzir uzete pozitivne i negativne komponente sile u vratu.



Slika 41. Ponašanje vezica kacige (napetost i pomaci) kod različitih duljina vrata [6].

8. UTJECAJ ANTROPOMJERA NA OVRATNIKE ZA PODUPIRANJE GLAVE I VRATA

Sljedeće postavljeno pitanje je da li postoje okolnosti u kojima ovratnik može dati nezadovoljavajuće rezultate. Razlika u visini između glave i ramena može biti kritična. Glava određuje visinu kacige, a rame određuje visinu ovratnika. Ova razlika u visini određuje kut kod kojeg vezice kacige povuku ovratnik. Očito je da povećanje kuta vezica kacige povećava kompresiju vrata. Zbog toga je trebalo bit ispitano da li postoji održiv kompromis.

Nađene su prosječne vrijednosti i standardna odstupanja za visinu ramena i glave osoba prosječne visine koje sjede. Standardna odstupanja za visinu glave i vrata bila su slična, ali dvije dimenzije nisu bile povezljive. Za osobu prosječne visine, tj. za 50. percentil udaljenost od glave do ramena iznosi 285 mm. Za 5. percentil muškaraca udaljenost je manja od 255 mm, a za 95. percentil muškaraca visine udaljenost je veća od 315 mm. Rađene su brojne studije u Daimler – Chrysleru. Izvršena su mjerenja između ekstremno kratkog i dugačkog vrata. Kako ta mjerenja variraju od stojećeg položaja do naslonjenog sjedećeg položaja kao u bolidu formule 1, morala su biti procijenjena. Nađene su razlike za oko 10 mm. Ovo ukazuje da ciljane vertikalne dimenzije od ramena do vrha glave trebaju biti 245 mm, 275 mm i 305 mm. Dimenzija lutke je bila 235 mm. Da bi se imala jedna verzija testa sa nemodificiranim vratom lutke, minimalna dimenzija od 235 mm je zamijenjena sa 245 mm. Duži vratovi su dopunjeni sa ubacivanjem cilindara koji su između vratnog podupirača i donjeg dijela vrata povećali razmak za 40 ili 70 mm. Kako su kod produženja vrata za 70 mm vezice kacige bile pod strmijim kutem, točke vezivanja tih vezica od ovratnika verzije 3.1 su pomaknute prema gore 40 mm, što je stvorilo iste uvjete za duljinu vrata kod prototipa ovratnika verzije 2.5. Video isječci iz testova udaraca sa ovim različitim duljinama vrata su pokazani netom poslije kad su se vezice kacige razravnale i kad se ovratnik počeo pomicati sa lutkom.

Iz tablice 6 je vidljivo da varijacija u duljini vrata nema efekta na ubrzanja grudnog koša i zdjelice, na pomak grudnog koša i na silu puknuća vrata. Kompresija vrata se događa u fazi pokretanja unaprijed i povećava se paralelno sa duljinom vrata zato što su vezice kacige pod drugačijim kutem. U fazi odbijanja dolazi do vlačnog naprezanja u vratu, a to uzrokuju dva faktora. U testu 97CF20 ovratnik je povučen jako blizu donjeg ruba kacige.

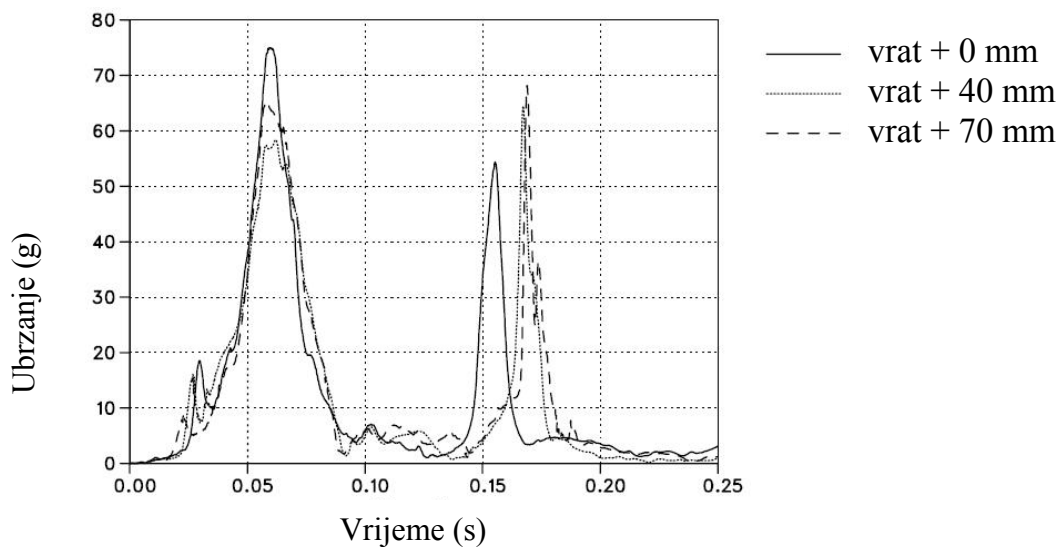
Kad naglavak ovratnika dodirne graničnik tijekom faze odbijanja njegova visina postaje fiksirana s trenjem koje nastaje između naglavka ovratnika i graničnika. Donji rub kacige sklizne u unutrašnji dio obruča kacige, koje je prema stražnjoj strani klinastog oblika. Kada je povučeno prema gore napetost u vratu se odmjereno povećava. U testovima 97CF21 i 97CF24 ovaj efekt je manje evidentan zato što u testu 97CF21 vrat koji je 40 mm duži povećava razdaljinu između ovratnika i ruba kacige. U testu 97CF24 vlačna sila u vratu je smanjena zbog više točke dodirivanja vezica kacige na ovratniku verzije 3.1, što smanjuje produžetak na kojem je ovratnik povučen prema gore. U testu 97CF22 sa produžetkom vrata za 70 mm dogodio se drugi efekt: tijekom odbijanja kaciga je udarila u gornji rub naglavka ovratnika verzije 3.1.

Kako je duljina vezica kacige konstantno održana, horizontalna razdaljina između ovratnika i kacige je smanjena kad su vezice kacige bile pod strmijim kutem (slika 41). Slika 42 pokazuje da što je veća duljina vrata ranije dođe do maksimuma prvog malog

ubrzanja glave. Ovaj maksimum nastaje kad ovratnik početno ostaje stacioniran usljed trenja nastalog između ovratnika i pojaseva i samo se počinje pomicati kad su vezice kacige napete. Što kasnije dođe do maksimuma prvog malog ubrzanja glave njegova vrijednost je veća uslijed veće brzine glave.

Zadržka prije nego što se ovratnik počinje pomicati je najdulja sa neproduljenim vratom (97CF24). Udaljenost između mjesta uležištenja iza ramena i točaka sidrišta pojasa kad ovratnik počne djelovati je u ovom slučaju najmanja. U isto vrijeme visoke sile na ramenim pojasevima su se već razvile i usporavanje glave je veće nego u ostalim slučajevima. Od tri duljine vrata kriterij ozljede glave za ovratnik 3.1 je najviši sa kratkim vratom.

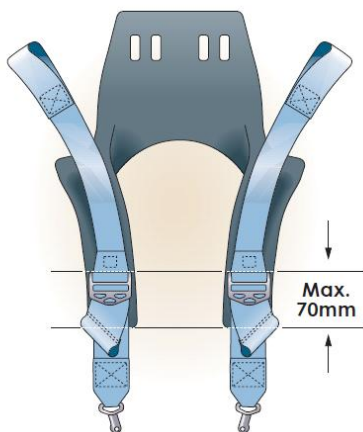
Sa srednjom duljinom vrata (97CF21) postoji veća udaljenost između mjesta uležištenja pojasa iza ramena i točke sidrišta na pojasu čime je zaustavljanje glave manje žestoko.



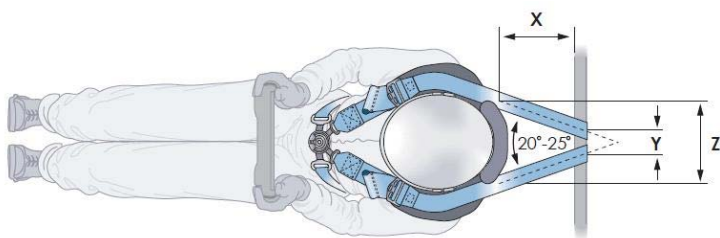
Slika 42. Ubrzanje glave sa ovratnikom verzije 3.1 za različite duljine vratova [3].

Sa dugim vratom i najvertikalnijim vezicama kacige ovratnik se počinje najranije pomicati (97CF22). Udaljenost između mjesta uležištenja pojaseva i sidrišta pojasa je veća ovdje nego u drugim slučajevima, što znači da ovratnik mora biti povučen dalje prema gore prije nego što u njemu mogu biti razvijene sile. Ovo rezultira kasnijim zaustavljanjem glave. Zaustavljanje glave je malo duže kod osrednje duljine vrata, uslijed relativne brzine koja se razvila u toj točki. Vrijednosti su manje nego one za kratki vrat jer je elastičnost ramenih pojaseva i njihove efektivne duljine rezultiralo u nekako nježnijem zaustavljanju glave.

Iznenadujuće otkriće iz ova tri testa je da kratke vezice kacige nisu uvjet za osiguravanje minimalnih vrijednosti opterećenja. Tako, nije potrebno ograničiti vozačevu slobodu pokreta na minimum.



Slika 43. Pravilan položaj ramenog remena prilikom namještanja [8].



Slika 44. Pozicija učvršćenja ramenog pojasa te kut između pojaseva [8].

Tablica 8. Granične vrijednosti za $Z = 120$ mm [8].

X udaljenost (mm)	100	200	300	400	500	600	700	800
Y udaljenost (mm)	135 (110)	95 (75)	55 (30)	15 (-10)	-25 (-50)	-65 (-90)	-105 (-130)	-145 (-170)

Tablica 9. Granične vrijednosti za $Z = 140$ mm [8].

X udaljenost (mm)	100	200	300	400	500	600	700	800
Y udaljenost (mm)	155 (130)	115 (90)	75 (50)	35 (10)	-5 (-30)	-45 (-70)	-85 (-110)	-125 (-150)

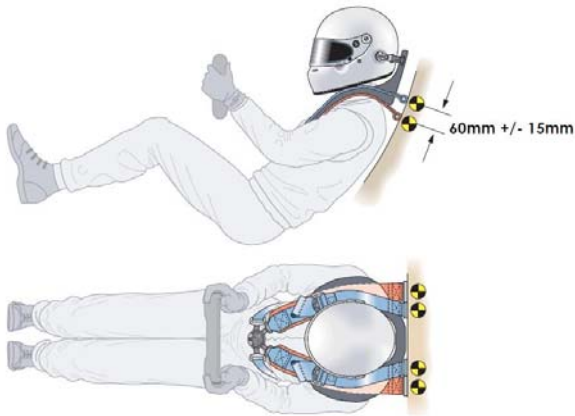
Tablica 10. Granične vrijednosti za $Z = 160$ mm [8].

X udaljenost (mm)	100	200	300	400	500	600	700	800
Y udaljenost (mm)	175 (150)	135 (110)	95 (70)	55 (30)	15 (-10)	-25 (-50)	-65 (90)	-105 (-130)

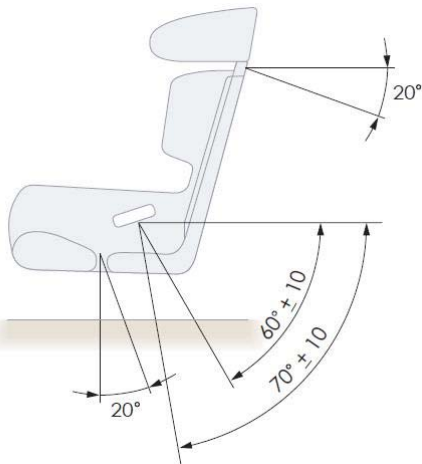
Tablica 11. Granične vrijednosti za $Z = 180$ mm [8].

X udaljenost (mm)	100	200	300	400	500	600	700	800
Y udaljenost (mm)	195 (170)	155 (130)	115 (90)	75 (50)	35 (10)	-5 (-30)	-45 (-70)	-85 (-110)

Standardna širina pojasa je 75 mm (u zagradama su vrijednosti za pojaseve širine 50 mm). Negativne vrijednosti znače to da su pojasevi križani međusobno [8].



Slika 45. Namještanje ovratnika sa dvostrukim pojasevima [8].



Slika 46. Bočni prikaz preporučenih kuteva pojasa [8].

8.1. OVRATNIK SA RAZDVOJENIM RAMENIM POJASEVIMA

Činjenica da vozači nose pojaseve koji idu od ramena prema dolje je viđena kao daljnja kritična točka. Sa ovratnikom to utječe na interakciju između površina uležištenja pojasa i samoga pojasa. Od kako je dr. Sid Watkins izvjestio da Mika Salo nosi sistem razdvojenog pojasa gdje jedan pojas ide od ramena prema dolje a drugi oko struka, razmotreno je koji je slučaj najnepovoljniji [3]. Odlučeno je da je to kombinacija dužine vrata od 70 mm sa dvostrukim pojaskom gdje jedan od pojasa silazi pod kutem od 45°. Test 97CF23 je izvršen pod tim uvjetima (tablica 7). Uspoređivano sa normalnim pojaskom (97CF22) postoji nešto veća tlačna sila u vratu, zato jer je ovratnik na donjem dijelu držan bolje. Ovo također znači da ovratnik postane efektivan ranije i kriterij ozljede glave te pomak glave prema naprijed su smanjeni. Povećano trenje u uležištenju pojasa rezultira u većoj apsorpciji energije i smanjenju brzine odbijanja.

Tablica 12. Osjetljivost ovratnika radi labavosti pojasa kod frontalnog udara [3].

TEST	ograničenje	98CF13	98CF17	98CF14	98CF20	98CF21
HANS verzija		Osnovna - početna	Osnovna - početna	3.1	3.1	3.1
Vrat		0 mm	0 mm	0 mm	0 mm	0 mm
Kriterij ozljede glave	1000	1400	1205	555	722	336
Ubrzanje glave	80 g	116 g	117 g	66 g	82 g	57 g
Pomak glave		430 mm	385 mm	260 mm	267 mm	
Brzina odbijanja		25.0 km/h	22.2 km/h	16.5 km/h	16.2 km/h	
Ubrzanje grudnog koša	60 g	63 g	66 g	62 g	62 g	59 g
Ubrzanje zdjelice	60 g	71 g	74 g	69 g	72 g	67 g
Tangencijalna sila vratu	3100 N	2640 N -210 N	2430 N -90 N	440 N -190 N	780 N -210 N	970 N -210 N
Vlačna sila u vratu	3100 N	4290 N -1320 N	4860 N -940 N	1590 N -520 N	1550 N -910 N	180 N -180 N
Ukupno opterećenje u vratu	3300 N	4730 N	4480 N	1350 N	1330 N	960 N
Pomak grudnog koša	51 mm	39 mm	37 mm	16 mm	18 mm	21 mm
Zabilješke			Labavost pojasa		Labavost pojasa	Smanjena labavost pojasa

U testu 98CF21 korištena je kaciga proizvođača Bieffe. Vezice kacige su ispale iz utora. Za komponentne sile vrata i pozitivne i negativne vrijednosti su uzete u proračun.

8.2. LABAVOST POJASA

U testu 98CF20 (Tablica 12) ispitani je efekt oslabljenog pojasa na ovratniku. Kao u testu 98CF17 pojas je bio toliko labav da je ruka mogla biti provučena između ramenog pojasa i lutke.

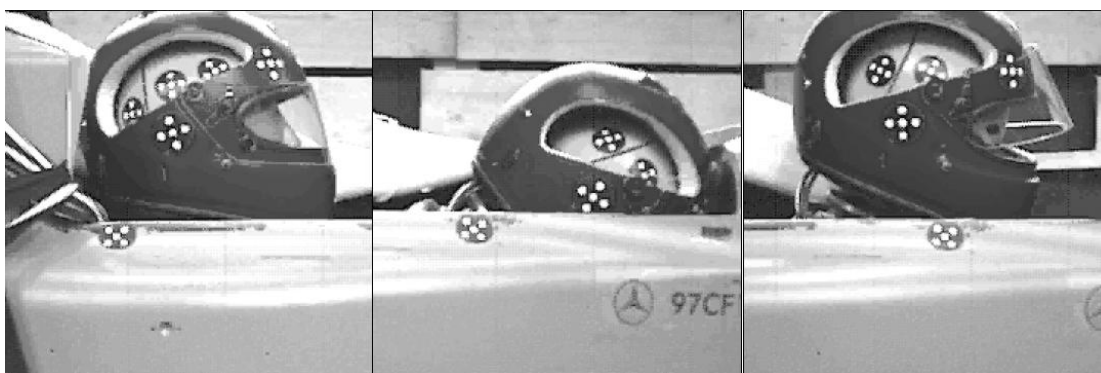
U tablici test 98CF20 može biti uspoređen sa testom ovratnika bez labavosti pojasa i sa početnim testovima koristeći novo vrijeme trajanja udara sa i bez labavog pojasa. Jedine bitne razlike su značajno viši kriteriji ozljede glave, koji su nastali uslijed kasnijeg i žešćeg zaustavljanja te povećanje ustanovljene sile puknuća vrata i tlačne sile u vratu, od kojih obje još uvijek nisu kritične. Oba tipa sile koje djeluju na vrat su povećana sa kasnijim i žešćim zaustavljanjem glave. Tlačna sila u vratu je uzrokovano silaznim kutom vezica kacige. Veća sila obuzdavanja vodi do većeg stiskanja. Puknuće je nastalo

uslijed većeg relativnog pokreta glava – trup, koje je nastalo velikim rezultantim silama u spajanju sa elastinima u ovratniku i sistemu pojasa. U testu 98CF21 (tablica 12) iznos labavosti pojasa je postavljen nježnim povlačenjem pojasa kroz podešivač dok nije ležao labavo naspram lutke. Duljina vrata je povećana za 40 mm zato što je to osrednja duljina vrata i zbog pogoršanja u kriteriju ozljede glave koje je svojstveno vezicama kacige sa manje strmim kutem i udruženih manje efektivnih interakcija između mjesta uležištenja pojasa iza ramena i ramenih pojaseva. U ovom testu utori u kacigi koji su držali vezice kacige su oštećeni. Stražnji kraj je pukao malo prije nego što je dosegnut maksimalni pokret prema naprijed i vezice kacige su izvučene van. To je rezultiralo najnižim zabilježenim dosad kriterijem ozljede glave, dok je sila puknuća vrata bila malo veća. Uslijed velikog pomaka glave prema naprijed, dogodio se odbijajući udar sa upravljačem vozila. Kako u izvjesnom vremenu nije bilo dostupnog materijala, nije još bilo moguće ponoviti test. Ovaj test pokazuje da spoj ovratnik – kaciga nije posve bez problema. Ovratnik podvrgava kacige naprežanjima za koje nisu bile konstruirane.

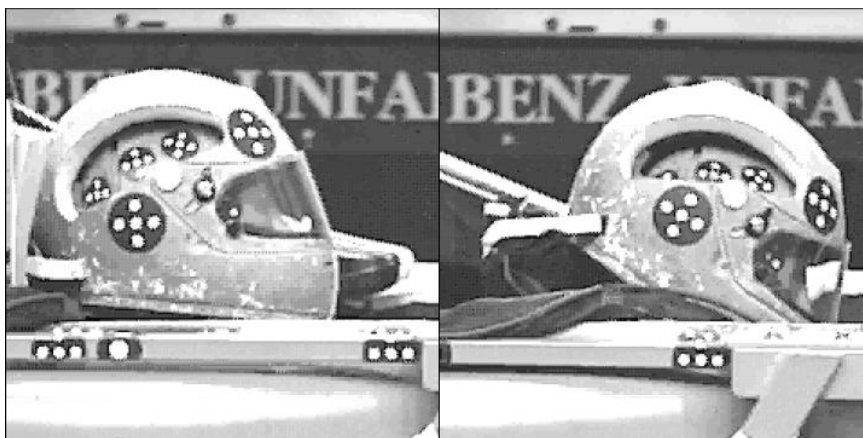
8.3. POLOŽAJ KACIGE

Slika 47 pokazuje položaj kacige na glavi lutke pri početnom testu bez ovratnika. Tijekom početnih testova donji dio lutkine glave je povučen natrag kod sila vrata tako da se glava rotira dok kaciga ne prati rotaciju glave. Kada lutka odskoči, kaciga ostaje rotirana iza svoje početne pozicije tako da je otvor kacige za oči završio preko lutkinog čela.

Na slici 47 početna pozicija kacige sa ovratnikom je slična početnom testu. Međutim, zato što su vezice ovratnika pričvršćene na kacigu ispod centra glave i kacige te zbog trenja između glave i kacige, kaciga se rotira sa glavom. Na najvećoj poziciji glave prema naprijed sa maksimalnim opterećenjem ovratnika, kaciga je pravilno centrirana na glavi te opterećenja vezice kacige su prenošena kroz čelo lutke, gdje je čvrsta lubanja.



Slika 47. Pozicije kacige u početnom testu bez ovratnika [3].



Slika 48. Pozicije kacige u testu s ovratnikom

8.4. UDAR POD KUTEM OD 30°

Sljedeći testovi su istraživali udare pod kutom od 30°. Rezultati su prikazani u tablici 13. Pogledi od sprijeda i preko glave od testova udara pod kutom od 30° su prikazani na slici 48. Prvo što je primijećeno sa udarom pod kutom od 30° je da su vrijednosti glave lošije s ovratnikom u usporedbi s početnim testom te su zapravo manje pogodne nego u slučaju frontalnog udara. Razlog tome je trenje između kacige i podignutih bočnih ploča koje djeluje pored sila ovratnika te time povećava ubrzanje glave.

Tablica 13. Udari pod kutom od 30° [3].

Test	Granica	98CF07	98CF10	98CF24	98CF22	98CF23
Verzija ovratnika		početni	3.1	3.0	3.1	3.1
Vrat		0 mm	0 mm	0 mm	40 mm	70 mm
Kriterij ozljede glave	1000	585	700	596	546	593
Ubrzanje glave	80 g	64 g	80 g	70 g	65 g	64 g
Ubrzanje grudnog koša	60 g	49 g	55 g	54 g	62 g	54 g
Ubrzanje zdjelice	60 g	61 g	60 g	60 g	65 g	60 g
Tangencijalna sila u vratu	3100 N	1810 N -170 N	530 N -160 N	560 N -160 N	610 N -200 N	570 N -200 N
Vlačna sila u vratu	3100 N	2870 N 1100 N	660 N -360 N	1030 N -270 N	940 N -220 N	1370 N -240 N
Ukupno opterećenje u vratu	3300 N	3350 N	710 N	1130 N	1020 N	1470 N
Pomak grudnog koša	51 mm	32 mm	8 mm	9 mm	13 mm	13 mm

Vrijednosti u početnom testu su neočekivano pogodne, kako glava jedva premašuje upravljač vozila. Kao kompromis za dobre vrijednosti glave ipak su zabilježene više vrijednosti vrata, nasuprot jako dobrim vrijednostima vrata sa ovratnikom. Također značajno je ubrzanje grudnog koša s ovratnikom, koje je poznato iz

frontalnog udara. Ovo se događa istovremeno sa maksimalnim ubrzanjem glave. Rezultat su sile obuzdavanja koje djeluju na glavu. Sile su prenošene preko ovratnika na ramena čime je trup više naglo usporen, sa vidljivim smanjenjem u udaljenosti koju prelazi. Prenošnje sile na ramena također smanjuju zaustavljanje grudnog koša.

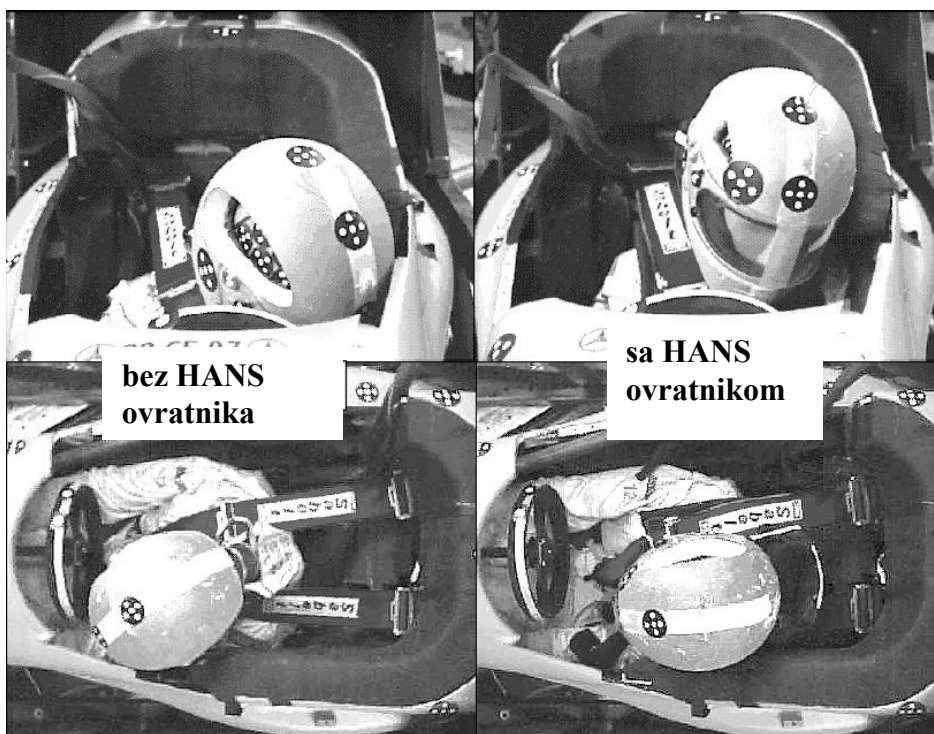
Daljnje važno gledište je ilustrirano na slici 49. Tijekom udara na podignutim pločama u početnom testu 98CF07 i prateće sile trenja, dan je jak kutni impuls prema glavi. Na temelju video snimka kutno ubrzanje između 9000 i 13,000 rad/s² je bilo procijenjeno kroz period od 4 ms. Postoji opći konsenzus da će 10.000 rad/s² ili više u svim vjerojatnostima imati ranjavajuće posljedice.

U testovima 98CF22 kroz 98CF24 ovratnik je testiran u kutnom udaru s labavosti pojasa i raznim duljinama vrata. Količina labavosti pojasa doduše nije bila kao u testu 98CF20, izabrana tako da ostavi dovoljno mjesta za prolaz ruke između pojasa i lutke otkako je to smatrano kao nerealistično. U zamjenu, kao u testu 98CF21, pojas je blago povučen kroz regulator sve dok nije labavo ležao nad lutkom. Također u testu s neproduženim vratom korišten je ovratnik verzije 3.0 tako da su povodci bili pod strmijim kutom te je ovratnik djelovao međusobno sa ramenim pojasevima u ranijoj fazi. Rezultati su prikazani u tablici 13.

Vrijednosti ubrzanja glave sa olabavljenim pojasevima su znatno bolji sad nego u prvom kutnom udaru ovratnika i sličnije su onima u početnim testovima te testovima sa zračnim jastukom. Međutim to nije zbog promijenjene geometrije vezica kacige nego zbog smanjene količine labavosti pojasa. Kao rezultat ovratnik ostvaruje svoj ograničavajući efekt samo poslije pojave trenja na bočnim pločama, a time su manja ubrzanja, unatoč cijeni znatnog povećanja pokreta glave prema naprijed. Na ovaj efekt se ne može osloniti, budući da će uvijek postojati težina nesreće pri kojoj se istodobno događaju dvije sile što rezultira određenim pogoršanjem. Treba biti zabilježeno da su vrijednosti kriterija ozljede glave još uvijek 30 % ispod granice FMVSS208 standarda.

Interesantno je zabilježiti da sa ovratnikom i labavosti pojaseva nema više nikakvog stiskanja vrata te da su umjesto toga prisutne zapravo male sile napetosti. Ovdje je opet labavost pojasa odgovorna. Sile između ramenog pojasa i trupa, koje su preduvjet za efektivnost ovratnika, su razvijene samo u kasnijoj fazi, zato što u udaru pod kutom zdjelica je manje efektivna u uzimanju labavosti pojasa i naprezanju ramenih pojaseva. Video snimka pokazuje da zdjelica ne putuje tako daleko u smjeru x (naprijed); te da postoji 13 % manja brzina tračnice u smjeru x da bude raspršena u udaru pod kutom od 30°, dok trenje između zdjelice i sjedišta stvara dodatnu silu usporavanja. Veći pokret glave prema naprijed stvara centrifugalne sile, koje su smanjene s nastupom sila ovratnika. Ovo je najmanje efektivno u slučaju vrata od 70 mm kako je tu udaljenost između stražnjeg ruba mjesta uležištenja pojasa i točaka sidrišta pojasa najveća, tako da elastičnost u pletenoj mreži pojasa služi kao kompenzacija za efekt vezica kacige pod strmijim kutom.

Zadnje što treba zabilježiti je povećanje u ubrzanju grudnog koša i zdjelice pri testu 98CF22. Razlog je velika količina labavosti pojasa u ovom testu. Ovo se može lako dogoditi uslijed slip – stick (proklizati – zalijepiti) efekta otkako je mreža pojasa samo blago povučena kroz regulator. Zbog veće količine labavosti pojasa zdjelica može putovati dalje, dok je komponenta x odgođena te u višem nivou doseže veći rezultat.



Slika 49. Udar pod kutem od 30° sa ovratnikom (lijevo) i bez ovratnika (desno) [3].

8.5. BOČNI I STRAŽNJI UDAR

Tablica 14. Bočni udar (90°) te stražnji udar (180°) [3].

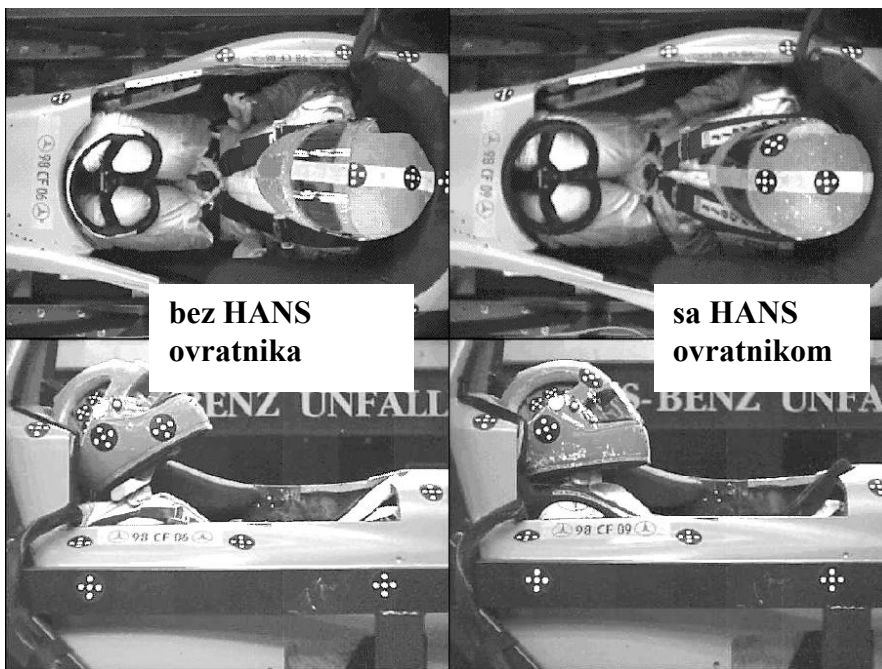
Test	Granica	98CF08	98CF11	98CF06	98CF09
Smjer udara		Bočni, 90°	Bočni, 90°	Stražnji, 180°	Stražnji, 180°
Verzija ovratnika		početni	3.1	početni	3.1
Kriterij ozljede glave	1000	952	707	755	706
Ubrzanje glave	80 g	95 g	77 g	97 g	93 g
Ubrzanje grudnog koša	60 g	57 g	50 g	44 g	44 g
Ubrzanje zdjelice	60 g	53 g	55 g	45 g	50 g
Tangencijalna sila u vratu	3100 N	450 N -60 N	410 N -30 N	1000 N -320 N	540 N -290 N
Vlačna sila u vratu	3100 N	1870 N -190 N	660 N -170 N	1030 N -2060 N	1100 N -1240 N
Ukupno opterećenje u vratu	3300 N	1680 N	1280 N	2040 N	1250 N
Pomak grudnog koša	51 mm	-	-	5 mm	4 mm

Opterećenja u glavi, vratu i grudnom košu su kod bočnog udara značajno lošiji kod početnog testa nego kod testa ovratnika verzije 3.1 (tablica 14). Od kako se pretpostavilo da se ovratnik ponaša neutralno kod takvog udara, to je bio još jedan razlog

da se to istraži. Kao rezultat se može reći da je došlo do veće relativne brzine u trenutku udara kod gore spomenutih posljedica.

U stražnjem udaru (tablica 14 i slika 50) se najviše pažnje posvetilo tome kako ovratnik djeluje na vrijednosti zdjelice te vrijednosti u vratu. Povećane vrijednosti zdjelice povezane sa nepromjenjenim vrijednostima u grudnom košu nisu određene ovratnikom nego sljedećim: ovratnik i upravljač koji je u početnom testu upotrebljen 5 puta, dok je sada korišten isti ovratnik ali i novi upravljač. Upravljač koji je korišten u početnom testu se dosta ošteti od snažnih frontalnih udara te se do kraja slomio kod testiranja stražnjih udara.

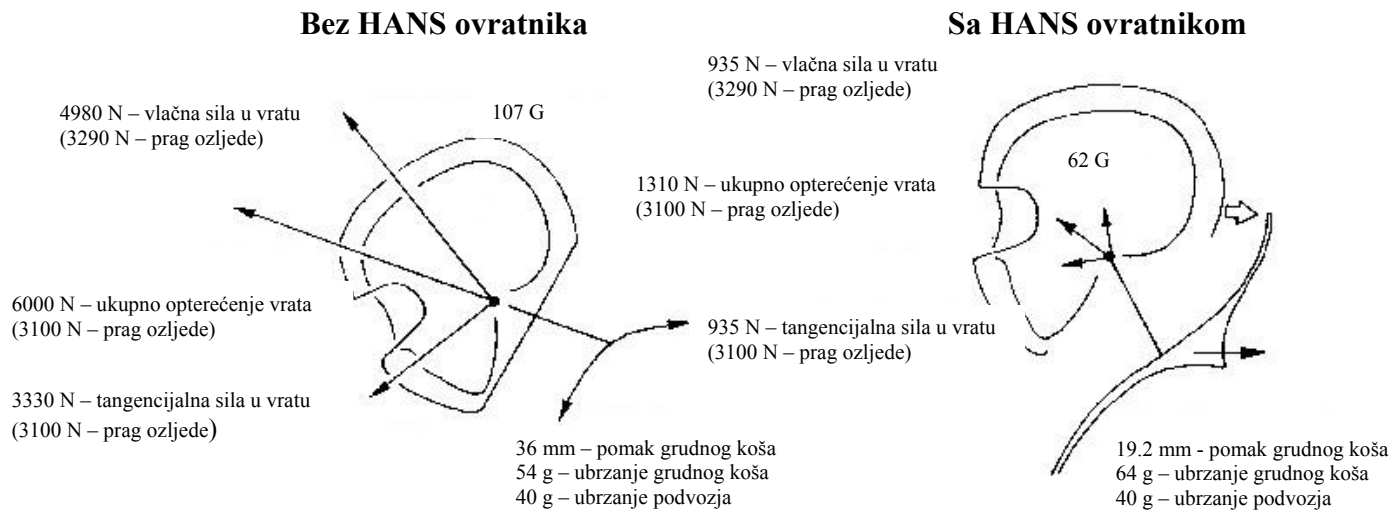
Sile u vratu se smanjuju upotrebom ovratnika koji iza ima naslonjač za glavu. Dok u početnim testovima trenje između kacige i glave savladava rotaciju glave. Ovratnik sprječava trenje jer se sila trenja prenosi preko ovratnika u ramena (slika 50). Sila trenja uzrokuje kompresiju vrata te tako rotacija glave prenese moment savijanja na vrat, što grudni koš pokušava potisnuti unaprijed. Povećana sila se mjeri u vratu kao posmična sila.



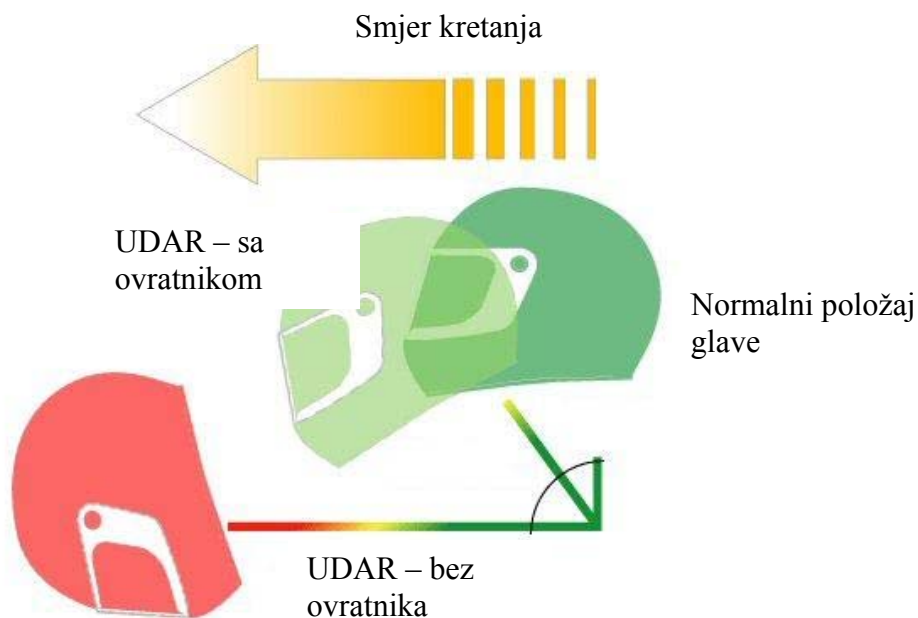
Slika 50. Rotacija glave kod stražnjeg udara bez ovratnika (lijevo) i sa ovratnikom (desno) [3].

Gibanje glave i opterećenje vrata kod stražnjeg udara bez ovratnika je uvijek uzrokovalo česte ozljede vozača utrka. Najčešće ozljede su frakture vertebralnih diskova te oštećenja kralježnice. To se događa kod kompresije i kod ekstenzije vrata (stražnje savijanje) u gornjem dijelu vrata te kompresija povezana sa fleksijom (prednje savijanje), koje se pojavljuje u donjem vratu. Ove ozljede su se reducirale kod testiranja sa ovratnikom. Sile u vratu te pomaci mjereni kod stražnjeg udara graniče ozljeđivanjem. Bilo kako, stražnji udari u kojima su se vozači najčešće ozljeđivali prelaze 100 G. To je mjereno na podvozju.

8.6. SAŽETAK TESTIRANJA



Slika 51. Prikaz sila koje djeluju na glavu i vrat kod upotrebe ovratnika (desno) i bez upotrebe ovratnika (lijevo).



Slika 52. Prikaz udara sa ovratnikom i bez ovratnika [15].

Djelovanje HANS ovratnika je ocijenjeno u različitim područjima udara, te se tako može upotrijebiti kao pomagalo koje smanjuje napetosti i sile u glavi, vratu i prsnom košu. Na taj način se smanjuje vjerojatnost ozbiljnih ozljeda i posljedica vozača koji koriste ovratnik. Kod različitih dužina vrata pri frontalnom udaru jačina ozljeda je malo varirala ali su varijacije bile manje od očekivanih. Djelovanje ovratnika nije povećano sa upotrebom ramenog pojasa u obliku slova Y ili kod olabavljenja ramenog pojasa.

Kod udara pod kutem od 30°neke od ozljeda kod kojih se je koristio ovratnik su bile veće nego kod frontalnog udara ali su svejedno bili ispod granice ozljede. Bez ovratnika kaciga može udariti u prednji rub kokpita. To je okarakterizirano kao nagla rotacija koja može uzrokovati fatalne ozljede. Ovratnik obuzdava kacigu od rotacije, što bi bio slučaj ako bi kaciga bila pogođena nečime što bi je zarotiralo. U stražnjem udaru ovratnik reducira pomake glave i vrata te opterećenja koja uzrokuju ozljede.

Ovi rezultati potiču profesionalne vozače da upotrebljavaju ovratnik, te se tako zaštite od teških ozljeda prilikom sudara. Važno je napomenuti i to da ovratnik reducira opterećenja i pomake glave i vrata te se tako izbjegavaju ozljede i fraktura lubanje.

9. OPTEREĆENJE GLAVE I VRATA KOD AUTOMOBILISTIČKIH UTRKA

UBRZANJE:

Bolidi Formule 1 imaju omjer snage i mase od 0,9 kW/kg (1250 KS/t). Teoretski, kada bi se sva snaga mogla iskoristiti za ubrzanje vozila, to bi omogućilo bolidu da dosegne brzinu od 100 km/h za manje od 1 s. Međutim ta se snaga ne može prenijeti s pogonskih kotača na podlogu, zato je uobičajno potrebno 2 s da bi se dosegla brzina od 100 km/h. Nakon 130 km/h, zbog kombinacije efekta velike količine gibanja te potisne sile, uslijed aerodinamičkih površina, bolid može ubrzavati pri velikoj brzini.

Karakteristično je za najbrže bolide:

0 do 100 km/h:	2.0 s
0 do 200 km/h:	3.9 s
0 do 300 km/h:	8.6 s

Ovo zadnje uvelike ovisi o postavkama aerodinamike.

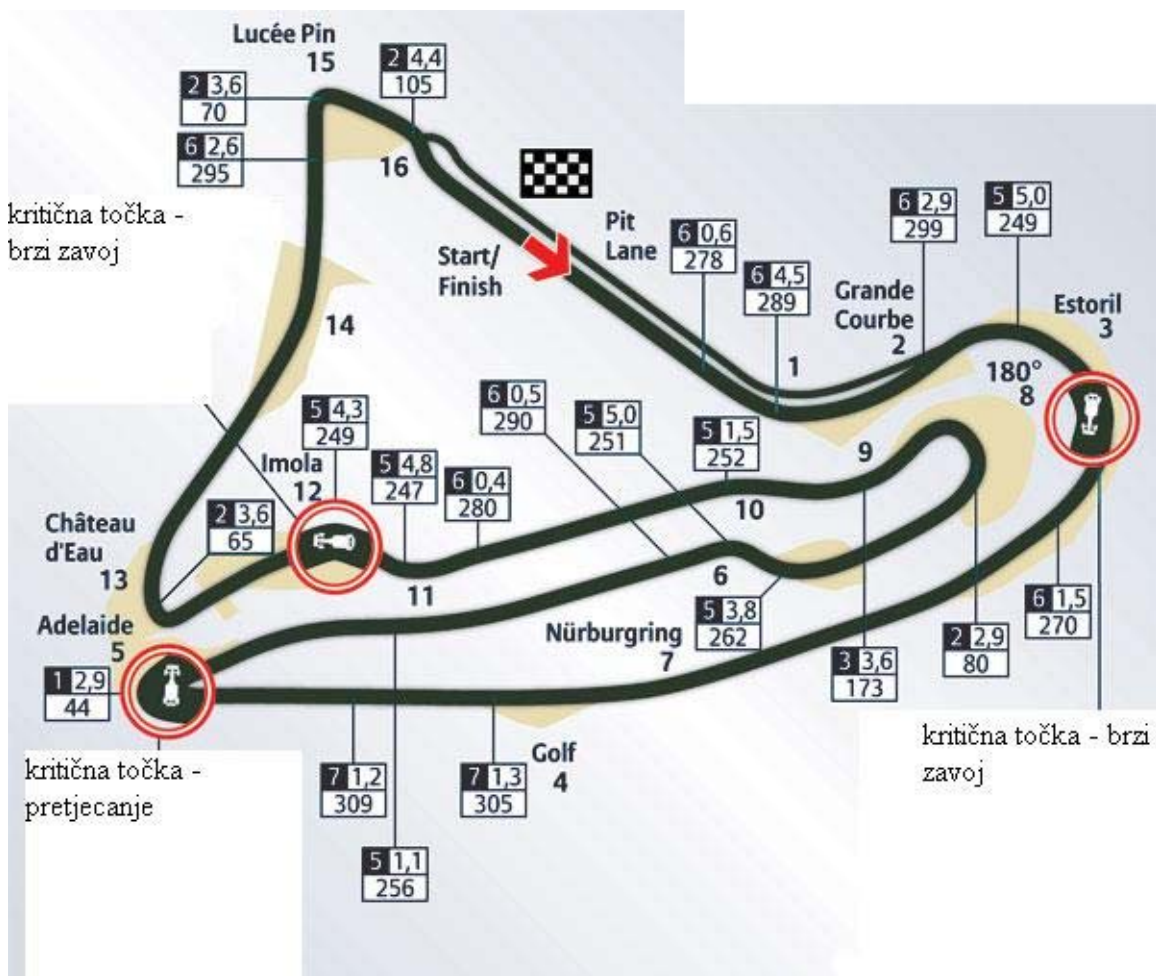
Ubrzanje je uobičajno 1.45 g (14.25 m/s^2) do brzine 200 km/h što znači da je sila sjedala koja djeluje na vozača te pritišće na njegova leđa 1.45 puta veća od sile težine vozača (F_g).

KOČENJE:

Karbonske kočnice s kombinacijom aerodinamike stvaraju značajne sile kočenja. Usporavanje kod kočenja je uobičajno oko 4 g (39 m/s^2) te može biti i do 5 – 6 g kad se koči kod ekstremnih brzina, kao naprimjer na trkalištu Gilles Villeneuve u Montrealu (Kanada) te na trkalištu u Indianapolisu (Indiana, USA). Aerodinamičke karakteristike bolida bitno pomažu kod kočenja. Vozači ne koriste motor kod kočenja iako se čini da je tako. Jedini razlog mijenjanja u niži stupanj prijenosa je priprema bolida za izlazak iz zavoja da kod pritiska na pedal gasa se što veći okretni moment prenosi s pogonskih kotača na podlogu.

Kod usporenja i ubrzanja u zavojima se javljaju velike sile u vratnim mišićima, koje uvelike opterećuju vrat.

9. 1. ZAVOJI I DIJELOVANJE G SILA NA VRATNE MIŠIĆE



Slika 53. Prikaz iznosa G sila u pojedinim zavojima na stazi Magny Cours u Francuskoj

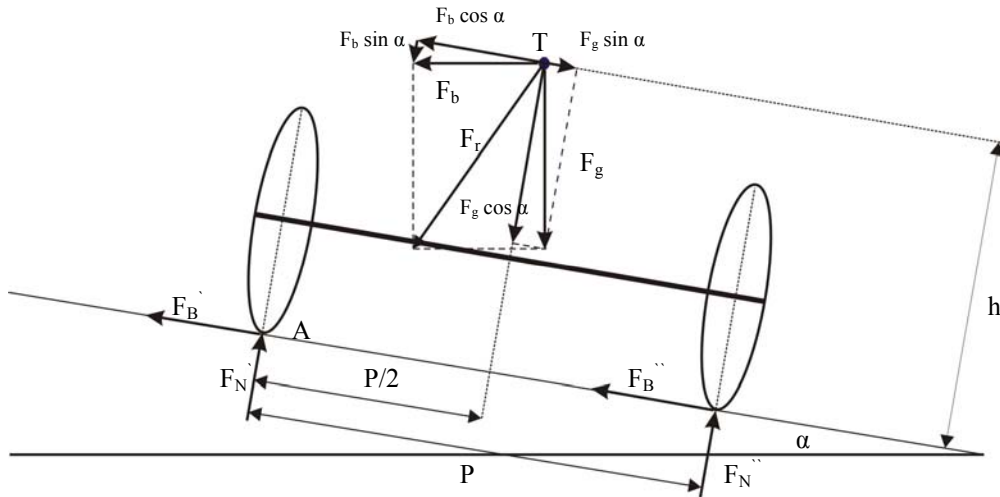
Na slici 53 je prikazana mapa trkališta Magny Cours. Napravljena je analiza svih trkališta i svih pojedinih zavoja na svakom trkalištu i uspoređivane veličine G sila. Utvrđeno je da baš na trkalištu Magny Cours u zavoju br. 3 (Estoril) postoji najveća G sila, koja iznosi $5G$. To je brzi desni zavoj od 180° te je potrebno prenijeti što više momenta na pogonske kotače.

Karakteristike zavoja su sljedeće:

Srednji nagib zavoja:	$\alpha = 4^\circ$
Polumjer zavoja:	$R = 100 \text{ m}$
G sila	$G_f = 5,0$

U prošlosti te karakteristike nisu bile toliko važne jer bolidi nisu jurili 350 km/h nego su maksimalne brzine i ubrzanja bila puno niža. Staza Magny Cours je uzeta kao primjer zbog toga jer se ovdje još uvijek voze utrke za Veliku nagradu.

Ako razmatramo poprečni stabilitet bolida u zavoju možemo doći do sljedećih jednadžbi:



Slika 54. Prikaz svih sila koje djeluju na bolid u zavoju pod određenim kutem. F_b = bočna sila, F_g = sila težine, F_N = sila podloge, P = širina vozila, h_t = udaljenost težišta.

Prevrtnanje oko točke A ($F_N'' = 0$)

$$\sum M_A = 0$$

$$F_N'' \cdot P = F_g \cdot \cos \alpha \cdot \frac{P}{2} + F_g \cdot \sin \alpha \cdot h_t + F_b \cdot \sin \alpha \cdot \frac{P}{2} - F_b \cdot \cos \alpha \cdot h_t = 0$$

$$F_N'' = \frac{1}{P} \cdot \left(F_g \cdot \cos \alpha \cdot \frac{P}{2} + F_g \cdot \sin \alpha \cdot h_t + F_b \cdot \sin \alpha \cdot \frac{P}{2} - F_b \cdot \cos \alpha \cdot h_t \right) = 0$$

$$F_g \cdot \left(\cos \alpha \cdot \frac{P}{2} + \sin \alpha \cdot h_t \right) - F_b \cdot \left(\cos \alpha \cdot h_t - \sin \alpha \cdot \frac{P}{2} \right) = 0 \quad (38)$$

$$F_b \leq F_g \cdot \frac{\cos \alpha \cdot \frac{P}{2} + \sin \alpha \cdot h_t}{\cos \alpha \cdot h_t - \sin \alpha \cdot \frac{P}{2}} \quad /: \cos \alpha \cdot h_t$$

$$F_b \leq F_g \cdot \frac{\frac{P}{2 \cdot h_t} + \tan \alpha}{1 - \tan \alpha \cdot \frac{P}{2 \cdot h_t}} \quad (39)$$

Može se uvesti faktor bočne stabilnosti:

$$\varphi_P = \frac{P}{2 \cdot h_t} \quad (40)$$

Gdje su:

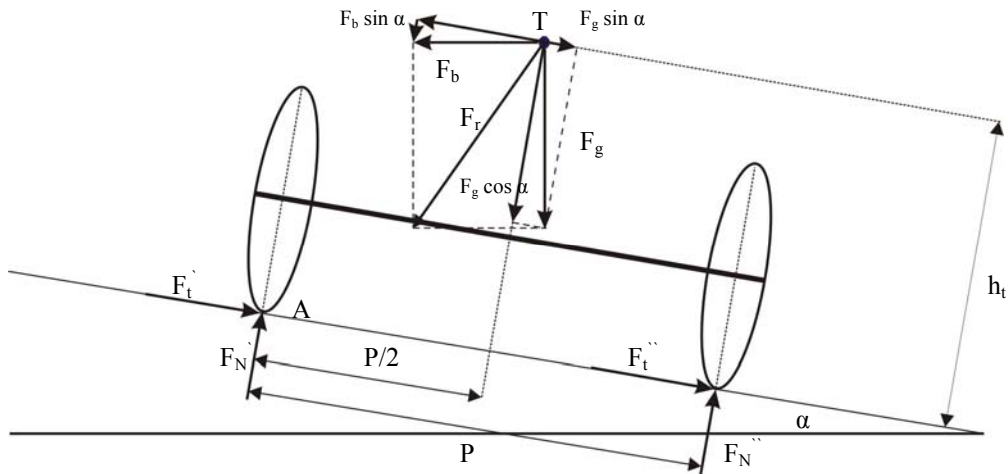
P = širina vozila

h_t = visina težišta vozila

Uvrštavanjem (40) u (41) proizlazi:

$$F_b \leq F_g \cdot \frac{\varphi_P + \tan \alpha}{1 - \tan \alpha \cdot \varphi_P} \quad (41)$$

Klizanje prema van:



Slika 55. Prikaz djelovanja sile trenja.

$$F_b \cdot \sin \alpha + F_g \cdot \cos \alpha = F_N'' + F_N' \quad (42)$$

$$F_t = F_N \cdot \mu \quad (43)$$

$$F_b \cdot \cos \alpha - F_g \cdot \sin \alpha = F_t'' + F_t' \quad (44)$$

(42) u (43) te (43) u (44)

$$F_b \cdot \cos \alpha - F_g \cdot \sin \alpha \leq \mu \cdot (F_g \cdot \cos \alpha + F_b \cdot \sin \alpha)$$

$$F_b \cdot (\cos \alpha - \mu \sin \alpha) \leq F_g \cdot (\mu \cdot \cos \alpha + \sin \alpha) \quad (45)$$

Nakon preuređivanja dobiva se:

$$F_b \leq F_g \cdot \frac{\cos \alpha \cdot \mu + \sin \alpha}{\cos \alpha - \sin \alpha \cdot \mu} \quad \begin{array}{l} /: \cos \alpha \\ /: \cos \alpha \end{array}$$

$$F_b \leq F_g \cdot \frac{\mu + \tan \alpha}{1 - \tan \alpha \cdot \mu} \quad (46)$$

Bočna sila je centrifugalna sila: $F_b = F_{cf}$

$$F_b = F_{cf} = \frac{F_g}{g} \cdot \frac{v_p^2}{R} \leq \frac{\varphi_p + \tan \alpha}{1 - \tan \alpha \cdot \varphi_p} F_g \quad (47)$$

$$v_p \leq \sqrt{R \cdot g \cdot \frac{\varphi_p + \tan \alpha}{1 - \tan \alpha \cdot \varphi_p}} \quad (48)$$

v_p : maksimalna dopuštena brzina da ne bi došlo do prevrtavanja i proklizavanja usljed F_{cf}

Pomoću jednadžbi 41, 47 i 48 možemo izračunati karakteristike za svaki zavoj, kao što su: maksimalna brzina, F_b – bočna sila, te koeficijent trenja μ .

Karakteristike zavoja Estoril [18]:

$$G_f = 5,0$$

$$\alpha = 4^\circ$$

$$R = 100 \text{ m}$$

$$h_t = 250 \text{ mm}$$

$$P = 1800 \text{ mm}$$

$$m_b = 605 \text{ kg} \quad \text{masa praznog bolida}$$

$$m_v = 75 \text{ kg} \quad \text{masa vozača}$$

$$m_g = 50 \text{ kg} \quad \text{masa goriva}$$

Pošto nas zanima opterećenje te sile u vratu koristit ćemo samo masu vozača.

Pomoću jednadžbe (41) može se izračunati bočna sila F_b

$$\varphi_P = \frac{P}{2 \cdot h_t}$$

$$\varphi_P = 3,6$$

$$F_b \leq F_g \cdot \frac{\varphi_P + \tan \alpha}{1 - \tan \alpha \cdot \varphi_P}$$

$$F_b \leq 750 \cdot \frac{3,6 + \tan 4}{1 - \tan 4 \cdot 3,6}$$

$$F_b \leq 3678N$$

Ta sila je gotovo 5 puta veća od sile teže vozača. Omjer bočne sile i sile teže je koeficijent G sile.

$$G_f = \frac{F_b}{F_g}$$

Poznato je da vrat može izdržati opterećenje od 3300 N . No kako se ovdje radi o uvježbanim ljudima, koji moraju trenirati i jačati vratne mišiće ta sila se može tolerirati. To je rezultatna sila koja djeluje na vrat. Zato kod korištenja ovratnika se ta sila reducira jer ovratnik pomaže nositi glavu te se ta sila smanjuje na oko 1300 N .

Izračunavanje sile trenja F_T :

Pomoću jednadžbe (46) izračunava se sila trenja F_t

$$F_b \leq F_g \cdot \frac{\mu + \tan \alpha}{1 - \tan \alpha \cdot \mu}$$

Za veličinu sile teže F_g uzmemo cjelokupnu težinu bolida, vozača i goriva. Naravno da je i bočna sila koja djeluje na bolid, vozača te na gorivo veća nego sila koja djeluje samo na vozačev vrat ali je omjer bočne sile i sile teže ostao isti. Može se razmotriti da je ta jednadžba po strukturi slična jednadžbi (4) odakle možemo zaključiti da je:

$$\varphi_P > \mu = 3,6$$

Koeficijent trenja (μ) u zavoju iznosi 3,6 što predstavlja jako veliku vrijednost ali je to kod trkaćih automobila normalna i prihvatljiva vrijednost.

Maksimalna brzina ulaska u zavoj:

Pomoću jednadžbe (48) možemo izračunati maksimalnu brzinu ulaska u zavoj v_p

$$v_p \leq \sqrt{R \cdot g \cdot \frac{\varphi_p + \tan \alpha}{1 - \tan \alpha \cdot \varphi_p}}$$

$$v_p \leq \sqrt{100 \cdot g \cdot \frac{3,6 + \tan 4}{1 - \tan 4 \cdot 3,6}}$$

$$v_p = 69.4 \frac{\text{m}}{\text{s}} = v_p \leq 250 \frac{\text{km}}{\text{h}}$$

Veličina bočne sile F_b ovisi o brzini ulaska u zavoj. U Formuli 1 je bitna brzina te čim brži prolasci kroz zavoje. Naravno da tehnologija može ići još dalje ali je pitanje koliko ljudsko tijelo može izdržati.

10. ZAKLJUČAK

Iz dana u dan se u automobilizmu radi na tome da se poveća sigurnost i da se unaprijedi tehnika. Inženjeri teže boljem omjeru snage i mase. Svakim se danom otkriju novi materijali koji su čvršći i lakši. Povećanjem snage i smanjenjem mase dolazi do povećanja maksimalne brzine te to od vozača zahtjeva veću koordinaciju i bolje reflekse za upravljačem. Nažalost, sve više je dolazilo do opasnih izlijetanja sa staze. Mnoga izlijetanja su završila kobno za neke vozače, zato su provedena istraživanja, kako bi se zaštitili dijelove tijela koji su izloženi opasnostima.

Izrada rada bila je potaknuta činjenicom da ozljede vratne kralješnice najčešće imaju smrtonosni ishod.

Ozljede mogu biti uzrokovane izravnim djelovanjem sila kao i posrednim prijenosom sile na sustav glava – vratna kralješnica – trup. S obzirom na različitost oštećenja i ozljeda, u radu se posebno obratila pažnja na biomehaničko tumačenje ozljede koja se najčešće javlja kod sudionika u automobilizmu.

Da bi se opisala sva složenost gibanja vratne kralješnice i glave posebnu pozornost treba obratiti na anatomiju i fiziologiju sistema glave i vrata. Iz fiziologije je poznato da je problem utvrditi koliko brzo dolazi do napinjanja vratne muskulature koje nastupa kao reakcija na vanjsko opterećenje. Također treba voditi računa tj. uzeti u obzir činjenicu da je kralješnica za vrijeme rasta podložna znatnim morfološkim promjenama - različitim deformacijama.

Cilj je rada bio dokazati pretpostavku da se ozljeda vratne kralješnice javlja radi rotacije glave oko prvog vratnog kralješka – atlasa.

Trzajno gibanja vrata i glave što nastaje stražnjim udarcem na okoliš subjekta koji sjedi, jest posljedicom naglog kratkotrajnog ubrzanja radi inercijskog djelovanja na čovjeka. Njegov je trup "uvjetno nepomičan", a glava i vrat su slobodni, jer je oslonac za glavu previše udaljen u početnom trenutku.

U trzajnom je procesu gibanje glave oko prvog vratnog kralješka značajnije gibanje u odnosu na translacijski pomak samog atlasa. Posljedično dolazi do rotacije glave prema gore čime se vratna kralješnica savija iz svog fiziološkog položaja u maksimalno mogući položaj savijanja. Ovakvo gibanje izaziva na prednjoj strani značajno i vrlo brzo rastezanje mekih tkiva koja su vezana na kralješnicu, a na nutarnjoj strani dolazi do pretjeranog tlaka među kralješničkim nastavcima što kroz geometriju kralješka može izazvati povrede mekih tkiva i živaca.

Rotacija glave je bez ikakve dvojbe značajno zavisna o antropodinamičkim značajkama glave svakog subjekta, pa iz toga proistječe da će na isto udarno opterećenje svaki subjekt drugačije reagirati zavisno prema svojoj antropometriji.

Sva dosadašnja istraživanja su pokazala da nastajanje ozlijeđe jako ovisi o položaju tijela, ali i o parametrima koji se javljaju prilikom gibanja. Tu se prvenstveno misli na mišiće koji mogu ublažiti ozljedu koja nastaje, ali i svojim djelovanjem je čak i uvećati. Poznavanje mehanizma gibanja glave i vrata prilikom sudara pridonijelo je mogućoj prevenciji ozljeda.

Početni je položaj glave, vrata i tijela možda najvažniji parametar kojeg bi se trebalo poznavati da bi se ispravno odredilo mehaničko ponašanje glava i vrata kad na njih djeluje opterećenje.

Daljnja istraživanja bi trebalo usmjeriti prema pronalaženju modela koji bi na što bolji način tumačio reagiranje vrata i vratne kralješnice na dinamičko opterećenje koje se javlja prilikom sudara te velikih ubrzanja i usporenja. Prilikom određivanja mogućih modela mora se voditi računa o utjecaju mase kralješaka, pripadajućim momentima tromosti, te o pokretljivosti pojedinih segmenta kralješnice.

Dakako svaka naprava pa tako i HANS ovratnik ima svoje prednosti i nedostatke. Ovratnik sprječava lomove te trajne ozljede glave i vratnih kralježaka ali ne može spriječiti potres mozga i eventualnu povredu unutarnjih organa, Pogotovo ako se radi o snažnom frontalnom udaru. Problem se javlja i kod postavljanja ovratnika jer u slučaju da ovratnik ne nasjeda dobro oko vrata dolazi do velikog pritiska u ramenima te se tu pojavljuje bol, a to uvelike smanjuje koncentraciju vozača tokom utrke. Naravno, sam ovratnik zauzima određen prostor u bolidu pa se je zbog toga otvor bolida morao proširiti. Ali tu je došlo do problema jer bi tada glava i vrat bili previše izloženi bočnim silama. Zato je napravljen poseban okvir koji se miče kod ulaska i izlaska iz bolida.

Ovratnik smanjuje vlačnu silu u vratu do 5 puta. Ukupno opterećenje se smanjilo do 6 puta. Tangencijalna sila u vratu se smanjila 3,5 puta, a G sila se smanjila 2 puta.

11. LITERATURA

- [1] Muftić, O., Veljović, F., Jurčević – Lulić, T., Milčić, D. – Osnove ergonomije, Univerzitet u Sarajevu, Sarajevo, 2001
- [2] Himmetoglu, S., Acar, M., Taylor, A. J., Bouazza – Marouf, K. – A multi – body head and neck model for low speed rear impact analysis, Loughborough University, 2007
- [3] Gramling, H., Hubbard, R. – Sensitivity Analysis of the HANS Head and Neck Support, SAE international, Michigan, 2000
- [4] Flügel, B., Greil, H., Sommer, K. – Antropologischer atlas, Verlag Tribüne Berlin, Berlin, 1983
- [5] Donsky, D.D., Zatsiorsky, V.M. – Biomechanics (Russian), Moscow, 1979
- [6] Gramling, H., Hodgman, P., Hubbard, R. – Development of the HANS Head and Neck Support for Formula One, SAE international, Michigan, 1998
- [7] Jecić, S. – Mehanika II, Tehnička knjiga, Zagreb, 1995
- [8] FIA institute for motor sport safety, Paris, 2008
- [9] <http://www.motorsport.com/magazine/feature.asp?C=Special&D=2001-02-21>, lipanj 2008
- [10] <http://www.atlasf1.com/2001/feb21/stonefeld.html>, srpanj 2008
- [11] <http://www.catchfence.com/html/2006/mt032706.html>, srpanj 2008
- [12] <http://hansdevice.com/site/index.html>, srpanj 2008
- [13] <http://www.autoracing1.com/GoodBoys/001107hans2.htm>, kolovoz 2008
- [14] http://www.formula1.com/inside_f1/safety/hans/, kolovoz 2008
- [15] http://www.trackpedia.com/wiki/Head_and_Neck_Restraints, kolovoz 2008
- [16] <http://imechanica.org/>, rujan 2008
- [17] <http://www.on-trackperformance.com> rujan 2008
- [18] http://en.wikipedia.org/wiki/Circuit_de_Nevers_Magny-Cours, listopad 2008
- [19] <http://www.ferrariworld.com>, rujan 2008
- [20] <http://www.emeraldinsight.com>, rujan 2008