

Biomehanički kriteriji u procjeni ozljede glave

Vukes, Antun

Undergraduate thesis / Završni rad

2019

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

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:235:257059>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-08-05**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Antun Vukes

Zagreb, 2019.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

BIOMEHANIČKI KRITERIJI U PROCJENI OZLJEDE GLAVE

Mentori:

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

Student:

Antun Vukes

Zagreb, 2019.

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

Zahvaljujem profesorici dr. sc. Tanji Jurčević Lulić na pruženoj pomoći.

Također zahvaljujem roditeljima, teti, bratu i čitavoj obitelji na svojoj pomoći i strpljenju tijekom studija, isto tako zahvaljujem svim prijateljima, kolegama i djevojci na svojoj pruženoj podršci.

Antun Vukes



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite
Povjerenstvo za završne ispite studija strojarstva za smjerove:
procesno-energetski, konstrukcijski, brodstrojarski i inženjersko modeliranje i računalne simulacije

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

ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Antun Vukes**

Mat. br. 0035201091

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Biomehanički kriteriji u procjeni ozljede glave**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Biomechanical Head Injury Criteria**

Opis zadatka:

Kod udaraca u glavu, koriste se različite metode za kategorizaciju ozljeda glave pri čemu je cilj utvrditi vezu između opterećenja koje djeluje i traume koja je posljedica udarca. Procjena ozljede mozga temelji se na promatranju odgovora na udarac kod kadavera, životinja ili volontera. Biomehaničke tehnike koje se koriste za uspostavljanje kriterija ozljede su korisne za postizanje sigurnosti, osobito u prometu, tj. za sigurnost putnika te dizajn vozila prilagođenih korisnicima. Za kvantitativno određivanje rizika nastanka ozljede glave kod udarca, sudara ili sl. razvijen je kriterij HIC (Head Injury Criterion). U radu je potrebno opisati biomehaničke mehanizme nastanka ozljede mozga kod tupog udarca te objasniti nastanak, primjenu te nedostatke kriterija HIC i opisati moguće zamjenske kriterije.

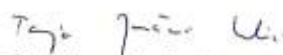
U radu navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:
29. studenog 2018.

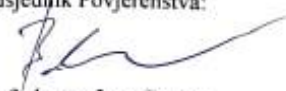
Rok predaje rada:
1. rok: 22. veljače 2019.
2. rok (izvanredni): 28. lipnja 2019.
3. rok: 20. rujna 2019.

Predviđeni datumi obrane:
1. rok: 25.2. - 1.3. 2019.
2. rok (izvanredni): 2.7. 2019.
3. rok: 23.9. - 27.9. 2019.

Zadatak zadao:


Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

Predsjednik Povjerenstva:


Prof. dr. sc. Igor Balen

SADRŽAJ

SADRŽAJ	5
POPIS SLIKA	7
POPIS TABLICA.....	8
POPIS OZNAKA	9
SAŽETAK.....	10
SUMMARY	11
1. UVOD	12
2. GRAĐA GLAVE.....	14
2.1 Vlasište (skalp).....	14
2.2 Lubanja.....	14
2.2.1 Neurokranij.....	14
2.2.2 Viscerokranij	15
2.3 Mozak.....	17
3. KLASIFIKACIJA OZLJEDA GLAVE.....	20
4. RAZVOJ HIC-a	22
4.1 Tolerancija glave na tupi udarac	24
4.2 Tolerancija lubanje na prijelom.....	25
4.3 Tolerancija mozga na tupi udarac	25
4.4 WSTC linija („Wayne State Tolerance Curve“).....	26
4.5 GSI / HSI („Gadd Severity Index“ / „Head Severity Index“).....	27
4.6 HIC („Head Injury Criterion“) kriterij.....	27
5. ATB i HIC	30
6. FUNKCIJA HIC-a.....	32
7. ZAKLJUČAK	34

LITERATURA.....	35
PRILOG	36

POPIS SLIKA

Slika 1.	Graf uzroka traumatske ozljede mozga u 2010. prema „National Center for Injury Prevention and Control“	12
Slika 2.	Kosti lubanje	16
Slika 3.	Kosti neurokranija	16
Slika 4.	Dijelovi mozga.....	19
Slika 5.	Diferencijalni element smično opterećen	22
Slika 6.	Hybrid III "crash" test lutka	23
Slika 7.	Tolerancija lubanje na udarac s obzirom na silu	24
Slika 8.	Tolerancija lubanje na udarac s obzirom na akceleraciju	25
Slika 9.	WSTC krivulja	26
Slika 10.	Krivulja rizika za HIC za interval manji od 15 ms.....	28
Slika 11.	<i>a-t</i> dijagram.....	32
Slika 12.	Funkcija HIC-a konstruirana po <i>a-t</i> dijagramu sa slike 11.	33

POPIS TABLICA

Tablica 1. HIC za različite veličine "crash" test lutaka.....	29
---	----

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
a	m/s^2	ubrzanje
g	m/s^2	gravitacijsko ubrzanje
t	s	vrijeme
ε	rad/s^2	kutno ubrzanje

SAŽETAK

U ovome radu opisan je kriterij za kvantitativno određivanje rizika nastanka ozljede glave kod udarca, tzv. kriterij HIC („*Head Injury Criterion*“) koji se u većini slučajeva u današnje vrijeme koristi za postizanje što veće sigurnosti svih sudionika u prometu te utječe i na sami dizajn vozila. Objasnjeni su biomehanički mehanizmi nastanka ozljede mozga kod tupog udarca, primjena, prednosti i nedostaci kriterija HIC te su obrađeni i mogući zamjenski kriteriji.

Ključne riječi: HIC, biomehanički mehanizmi, sigurnost u prometu, dizajn vozila, ozljede glave

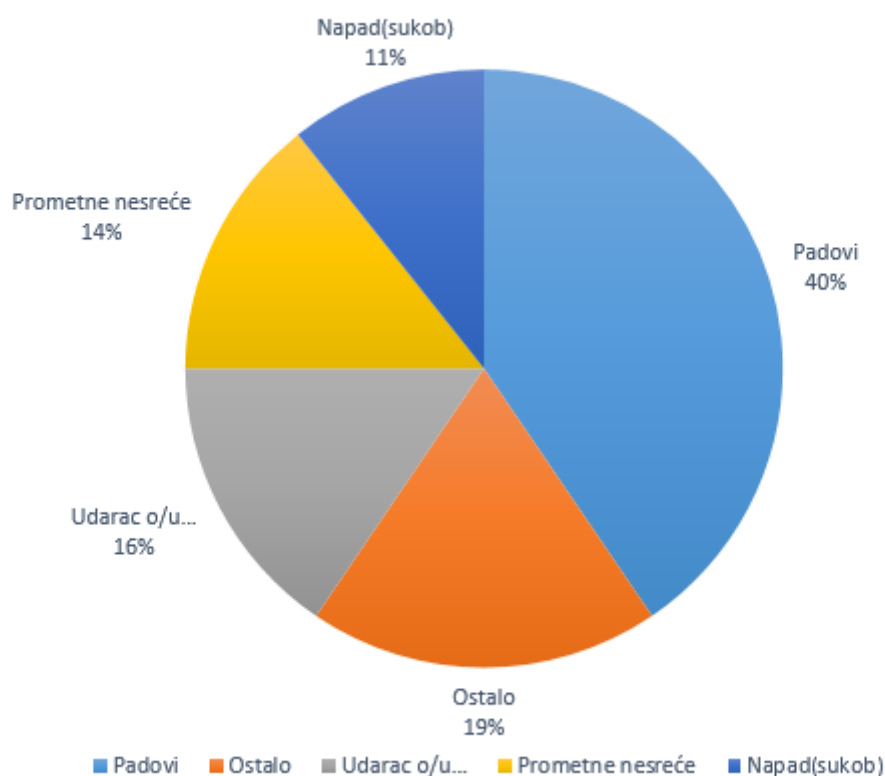
SUMMARY

This paper describes the criterion for the quantitative determination of the risk of a head injury on impact, so called HIC („*Head Injury Criterion*“) which in most cases today is used to maximize the safety of all traffic participants and also affect the design of the vehicle itself. The biomechanical mechanisms of the occurrence of brain injury in blunt impact, applications, advantages and disadvantages of the HIC criteria are explained and possible replacement criteria are discussed.

Key words: HIC, biomechanical mechanisms, traffic safety, vehicle design, head injuries

1. UVOD

Ozljede glave i mozga se danas često viđaju kod padova i automobilskih nesreća kao i u ostalim područjima poput sporta, vojske i različitih fizičkih obračuna. Unatoč tome što je mozak zaštićen kostima lubanje, on može biti ozlijeđen pri relativno malim brzinama udara. Statistika govori kako su ozljede mozga u 2010. odgovorne za više od 50 000 poginulih u SAD-u, više od 280 000 hospitalizacija te je zabilježeno čak 2,2 milijuna intervencija hitne pomoći [1]. Što se tiče uzroka traumatične ozljede mozga, najzastupljeniji su padovi, pogotovo među mlađim i starijim uzrastima, dok su prometne nesreće tek 3. po redu uzrok [1]. Slika 1. prikazuje uzroke traumatske ozljede glave u postotnim udjelima.



Slika 1. Graf uzroka traumatske ozljede mozga u 2010. prema „National Center for Injury Prevention and Control“ [1]

Stoga se može reći kako su ozljede glave jedan od glavnih uzroka smrtnosti i invaliditeta. Biomehaničke analize su uvelike korisne za procjenu sigurnosti putnika prilikom ozljede glave kod prometnih nesreća, oblikovanje vozila i sl. Upravo zbog toga razvijen je kriterij HIC (Head Injury Criterion) koji se koristi za kvantitativno određivanje rizika nastanka ozljede glave. To je jedan od mnogih kriterija koji pokušavaju povezati izmjerene dinamičke ili kinematičke ulazne ili izlazne parametre s opaženim ozljedama [2]. U ovome radu bit će obrađen HIC kriterij, njegov nastanak, primjena te prednosti i nedostaci. Veliki dio pažnje će se pridavati „*crash*“ testovima jer se tamo u kontroliranim uvjetima mogu utvrditi vjerodostojni podaci (parametri) potrebni za izračunavanje HIC-a, ali i podaci dobiveni testovima nad kadaverima, životinjama ili volonterima.

Kod biomehaničke analize treba poznavati osnove anatomije dijelova tijela na koje se analiza odnosi.

2. GRADA GLAVE

Glava je poprilično kompleksni sustav i njezin sadržaj se može grubo podijeliti na 3 komponente.

1. Koža i ostalo meko tkivo koje prekriva lubanju (vlasište).
2. Lubanja:
 - neurokranij i kosti lica (viscerokranij).
3. Mozak:
 - uključujući moždane ovojnice i brojne krvne žile.

2.1 Vlasište (skalp)

Vlasište je vanjski pokrov glave koji se sastoji od kose, kože, vezivnog tkiva, mišića i pokosnice. Debeo je otprilike 5-7 mm [1].

2.2 Lubanja

Lubanja je koštana osnova glave. S jedne strane lubanja čini oklop za mozak i osjetne organe, dok s druge strane tvori osnovu lica te sadržava početne dijelove probavnog i dišnog sustava [2]. Ta područja nazivamo neurokranij i viscerokranij. Sastoji se od 22 individualne kosti, od kojih su 21 nepomične i čine jednu krutu strukturu, a jedina pomična kost lubanje jest donja čeljusna kost ili mandibula [3].

2.2.1 Neurokranij

U njemu je smješten i zaštićen mozak. Sastoji se od 8 kostiju [4]. Kosti neurokranija, odnosno lubanje prikazane su na slici 2. i slici 3.

Zatiljna kost je kost glave koja se nalazi na donjem stražnjem dijelu lubanje, ima oblik „tanjura“ trapezoidnog oblika, koji je probušen velikim okruglim otvorom u središtu [5]. Kroz zatiljni otvor prolazi kralježnička moždina, a kraj njega se nalaze sa svake strane po jedan otvor kroz koje iz lubanje izlaze podjezični živci. [4].

Tjemena kost sastoji se od dva dijela (dvije kosti) međusobno spojena strelastim šavom. Ona oblikuje tjemeni dio lubanje te je spojena sa zatiljnom i sljepoočnom kosti [3].

Čeona kost sudjeluje u oblikovanju krova očnice (lat. *orbita*) i nosnih šupljina. S njom su u doticaju tjemena kost, klinasta kost i gornja čeljust. U sredini se nalazi rešetnica, a sprijeda su nosne kosti [4].

Sljepoočna kost je parna kost (dvije kosti s lijeve i desne strane glave) koja oblikuje ravni, postrani dio lubanje – sljepoočnicu [6]. Spaja se sa tjemenom kosti, zatiljnom, klinastom i sponičnom kosti [3].

Klinasta kost ima središnji položaj u lubanjskoj osnovici. Sastoji se od tijela, velikih i malih krila kroz koja prolaze motorički i osjetni živci. Spojena je s rešetnicom, zatiljnom te čeonom kosti [3].

Rešetnica je neparna kost lubanje smještena u središnjoj ravnini između nosne šupljine i lubanjske šupljine, te između dviju očnica. Rešetnica je spojena s dvjema kostima neurokranija i s jedanaest kostiju viscerokranija [7].

2.2.2 *Viscerokranij*

Potporna je mekanim dijelovima lica i tvori koštanu osnovu početnog dijela dišnog sustava. Sastoji se od 14 kostiju:

- 2 nosne kosti, 2 gornje čeljusti, 2 suzne kosti, 2 jagodične kosti, 2 nepčane kosti, 2 donje nosne školjke, raonik, donja čeljust [4].

2.3 Mozak

Mozak je dio središnjeg živčanog sustava. Sastoji se od mreže neurona i potpornog tkiva koji tvore kontrolni centar tijela. Čini otprilike 2% mase tijela [1]. Njegovi dijelovi se jasno mogu vidjeti na slici 4.

Mozak se sastoji od:

Mali mozak smješten je u zadnjoj lubanjskoj jami. Siva masa nalazi se na površini, dok je bijela masa smještena u unutrašnjosti. Usklađuje pokrete ruku i nogu. Mali mozak je centar za koordinaciju kretanja, planiranja i ravnoteže [8].

Veliki mozak zauzima najveći dio lubanjske šupljine. Jednom brazdom je podijeljen na lijevu i desnu polutku. Podijeljen je na 4 režnja:

- ČEONI REŽANJ – centar osobnosti i planiranja.
- TJEMENI REŽANJ – centar za osjet dodira.
- SLJEPOOČNI REŽANJ – centar za zvuk i koordinaciju zvuka sa slikom.
- ZATILJNI REŽANJ – područje za vid i pohranu vidnog pamćenja [8].

Međumozak se sastoji od:

- PARNI TALAMUS – parna struktura koja se sastoji od niza jezgara (oko 35), koje imaju funkciju primiti impulse, obraditi ih i prenijeti u određena osjetna područja kore velikog mozga.
- HIPOTALAMUS – važan za regulaciju automatskih funkcija vezanih uz unutarnje organe.
- EPITALAMUS – dio središnjeg živčanog sustava; obuhvaća epifizu i neke manje dijelove mozga [8].

Pripadaju mu i dvije endokrine žlijezde:

- HIPOFIZA – žlijezda s unutarnjim izlučivanjem, u obliku graška koja je povezana sa hipotalamusom. Izlučuje hormone koji pojačavaju ili slabe rad nekih drugih žlijezda – predstavlja mozak za ostale žlijezde. Utječe na rad bubrega, krvni tlak i promet tvari kroz tijelo.
- EPIFIZA – organ češerastog oblika, smješten upravo na mjestu gdje se razdvajaju dvije polutke velikog mozga. Od svjetlosti unesene kroz oči, oko 75%

dolazi u hipotalamus, a zatim ide u epifizu i na taj je način stimulira da luči hormone u mozak i krv [8].

Moždano stablo koje se sastoji od:

- **SREDNJI MOZAK** - funkcija srednjeg mozga vezana je za vid, sluh, san, uzbuđenje, pozornost i kontrolu temperature. Kontrolira napetost mišića i održava položaj tijela.
- **PRODUŽENA MOŽDINA** - Spaja mozak i leđnu moždinu i čini dio središnjeg živčanog sustava. Njezina funkcija je važna jer se tu nalaze središta koja upravljaju refleksnim funkcijama kao što su disanje, rad probavnih organa, krvotoka, itd...
- **VAROLIJEV (MOŽDANI) MOST** - Povezuje produženu moždinu i srednji mozak i tako grade moždano stablo. Funkcija mu je održavanje ravnoteže i položaja glave i tijela u prostoru - prima impulse s receptora aparata za održavanje ravnoteže srednjeg uha, usklađuje mimiku lica, prima nadražaje iz kože lica, uha i zuba.
- **LEĐNA MOŽDINA** - Omogućuje prolaz živčanim impulsima iz različitih dijelova tijela do mozga i obratno – refleksi pokreta, položaja, češanje, grčenje mišića [8].

Hipokampus je područje mozga u obliku potkove koja pomaže spajati informacije iz kratkoročnog pamćenja u dugoročno [8].

Moždane ovojnice štite mozak, stvaraju potporni okvir arterijama i venama, te tvore venske sinuse, zatvaraju šupljinu ispunjenu tekućinom, subarahnoidni prostor koji je nužan za normalno funkcioniranje mozga [8].

Čovjek ima 3 moždane ovojnice:

- **TVRDA** - čvrsta ovojnica koja štiti mozak,
- **PAUČINASTA** - srednji sloj ispunjen tekućinom za zaštitu mozga,
- **MEKA** - nježna ovojnica koja se nalazi na površini mozga [8].

Siva i bijela tvar izgrađuju mozak, koru mozga i kralježničku moždinu.

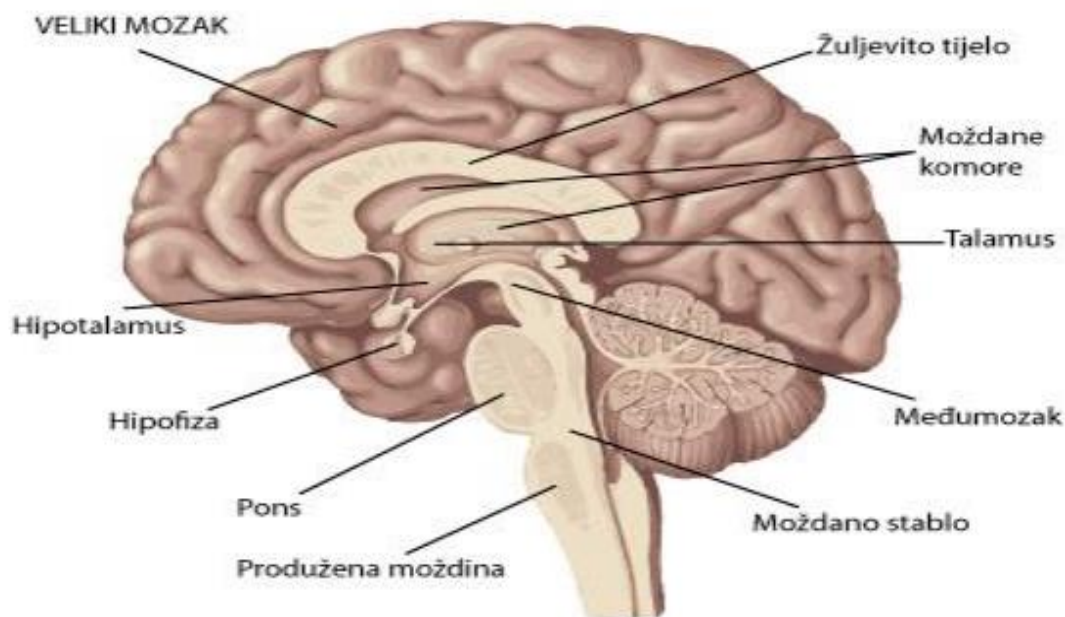
- **SIVA TVAR** - izgrađuju ju tijela živčanih stanica i dendriti, te se u njoj procesuiraju impulsi.

- BIJELA TVAR - izgrađuju ju aksoni živčanih stanica obavijeni mijelinskom ovojnicom i tim putem se kroz bijelu tvar impulsi prenose u određenom smjeru. Bijela tvar povezuje regije mozga [8].

Živčani sustav je mreža specijaliziranih stanica koje šalju, prenose i primaju informacije. Obradujući te informacije, živčani sustav potiče reakcije u drugim dijelovima tijela [8].

Sastoji se od :

- NEURONI – osnova funkcije živčanog sustava.
- GLIJA STANICE - pomažu funkciji neurona.



Slika 4. Dijelovi mozga [9]

3. KLASIFIKACIJA OZLJEDA GLAVE

Ozljede glave možemo podijeliti na 4 glavne skupine [10]:

- Ozljede vlasišta
- Prijelom lubanje
- Fokalne ozljede mozga
- Difuzne ozljede mozga

Ozljede vlasišta smatraju se manjim ozljedama, ali može doći do jakog krvarenja jer gusto potkožno tkivo vlasišta sprječava suženje i povlačenje arterija, ali unatoč tome su „najbezopasnije“ u skupini [1].

Prijelom lubanje može se dogoditi sa ili bez oštećenja mozga i pogađa više od 16000 sudionika prometa godišnje [10].

Fokalne ozljede glave se odnose na ozljedu na određenom području (lokalizirane), a obično su povezane s oštećenjem tkiva vidljivim golim okom. Poprilično su opasne i ozbiljne, a o tome govori podatak da je 50% svih pacijenata koji su hospitalizirani zbog ozljede glave dijagnosticirani upravo sa tom vrstom i odgovorne su za 67% smrtnih slučajeva ukupnih smrti uzrokovanih ozljedama glave. Česti uzrok fokalne ozljede su probojne ozljede glave [10].

Difuzne ozljede mozga su zapravo raširena oštećenja bijele tvari mozga. Uključuju globalni poremećaj neurološke funkcije i u biti sve ostale vrste ozljeda glave. Za razliku od fokalnih ozljeda teže se detektiraju i često su rezultat naglog ubrzanja/usporavanja i rotacijskih sila [11].

Također je potrebno spomenuti i metode koje se koriste pri kategoriziranju ozljeda mozga:

- prema uzroku ozljede (kontaktno ili beskontaktno),
- prema već spomenutom kriteriju:
 - fokalno/difuzno,
- prema tipu ozljede:
 - primarna - ozljeda se pojavljuje u samom trenutku ranjavanja,
 - sekundarna – ozljeda se ne pojavljuje u istom trenutku ranjavanja nego se razvije tek nešto kasnije [12].

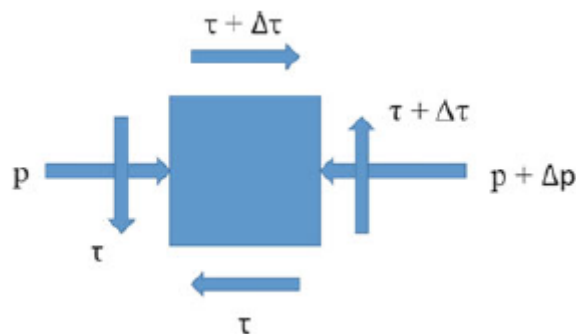
U događajima kod kojih dolazi do ozljeda obično se javljaju 3 „sudara“ :

- 1. „sudar“ je upravo taj događaj u kojem se ozljeda dogodila. Npr. automobil udari u drugo vozilo ili objekt i kao rezultat toga vozilo se naglo usporava i/ili rotira,
- 2. „sudar“ se odnosi na sudaranje vozača/suputnika/sudionika u prometu sa vozilom ili njegovom unutrašnjošću,
- 3 „sudar“ se odnosi na organe samih sudionika koji se gibaju/sudaraju unutar tijela [12].

4. RAZVOJ HIC-a

Nakon što je opisana anatomija glave i ozljede koje mogu nastupiti potrebno je provesti biomehaničke analize samog nastanka ozljeda, što se točno s mozgom događa pri udarcu i sl.

Kada dođe do udarca u glavu, dolazi do savijanja i ubrzanja lubanje što rezultira nastankom kompresije ili pozitivnog pritiska na strani primljenog udarca. Na temelju istraživanja iz prošlog stoljeća od strane Gurdjiana i ostalih (1954.) [1], zaključeno je da do potresa mozga dolazi neovisno o tome je li udarac kratko trajao s visokim pritiskom ili je dulje trajao s nižim pritiskom. Kada se val pritiska širi kroz mozak, mora postojati i gradijent pritiska. Kada bi promatrali diferencijalni element (slika 5.), pritisak na strani niskog tlaka nazovimo p pa je analogno tome onaj na strani visokog tlaka $p + \Delta p$. Ta neravnoteža na element rezultira stvaranjem smičnog naprezanja $\Delta\tau$ na već postojeće naprezanje τ . To smicanje pokušava deformirati element i izaziva ozljede mozga [1].



Slika 5. Diferencijalni element smično opterećen [1]

Naravno, kada bi tijelo bilo dodatno opterećeno na rotacijsko gibanje, smično naprezanje bi bilo još veće, a samim time i ranije spomenuti tlak koji uzrokuje oštećenja mozga. Stoga iz ranijih istraživanja je jasno da na oštećenja mozga, osim linearnog ubrzanja utječe i kutno ubrzanje [1].

U samim počecima istraživanja veći je naglasak bio na proučavanju linearnog ubrzanja [1]. Istraživači ozljeda glave mjerili su linearno ubrzanje glave kako bi definirali reakciju na sami udar. Mjerenja su izvršena pomoću akcelometra. Akcelerometri su relativno lagani i dovoljno mali pa se lako postave direktno na lubanju ili se pričvrste vijcima na lubanju kadavera, odnosno testne lutke. Kako bi se mogli koristiti podaci od svih istraživača, određena je i „standardna“ kruta površina na kojoj će svi vršiti eksperimente [1].

Također su se koristili senzori za mjerenje intrakranijalnog tlaka, ali oni su bili korisni samo kod živih organizama, odnosno kod životinja, dok su kod leševa neupotrebljivi. Za eksperimente su bili korištene žive životinje, od majmuna do pasa te ljudski leševi sve dok se nije razvila standardizirana „*crash*“ test lutka (slika 6.). Eksperimenti nad životinjama osim što su nemoralni, izazivali su veliko negodovanje javnosti pa su morali biti prekinuti, a problem sa leševima je taj što su morali biti čuvani u hladnjaku na temperaturi od 4 °C i to najviše 2 tjedna, a izvan hladnjaka su mogli provesti najviše 24 sata zato što se moždano tkivo brzo razgrađuje nakon smrti. Nakon toga su neupotrebljivi. Stoga je bilo potrebno razviti testnu lutku koja će se moći koristiti kod npr. dizajna automobila, kacige i ostale zaštitne opreme [1].



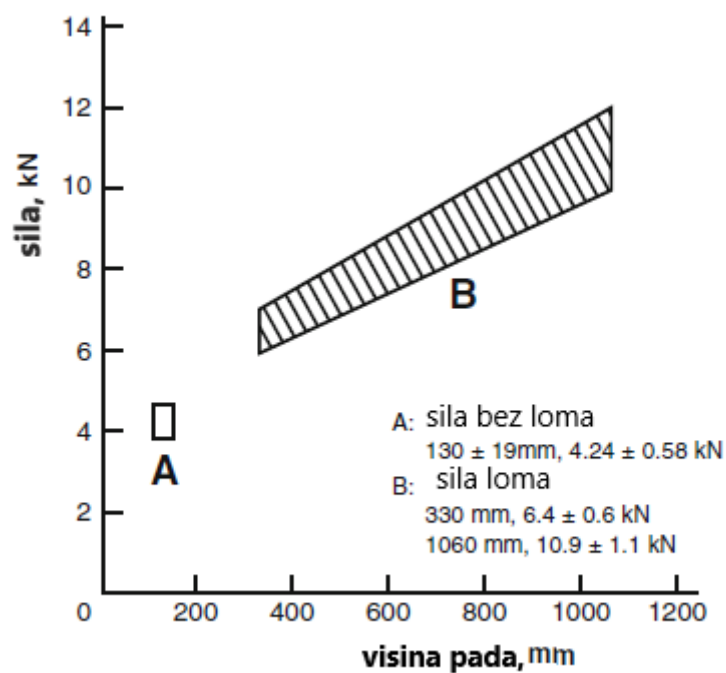
Slika 6. Hybrid III "crash" test lutka [13]

Hybrid III testna lutka se u današnje vrijeme koristi u automobilske industriji. Prikazana je na slici 6. Glava joj je načinjena od aluminija prekrivena vinilnim slojem koji ima ulogu vlasišta da simulira odziv glave na udarac o krutu površinu. Predstavlja 50. percentil muškarca visinom i masom, odnosno prosječnog muškarca iz Sjeverne Amerike, visine 175 cm i 78 kg. Također, postoje i ostale veličine testnih lutaka (veliki muškarac, žena, dijete od 6 i od 3 godine) [14].

Pokusi su se prije „*crash*“ testova vršili na način da su se leševi stavljali na palete koje su se slobodnim padom spuštale sa određene visine. Sa paleta je visjela glava koja je udarala o krutu površinu [1].

4.1 Tolerancija glave na tupi udarac

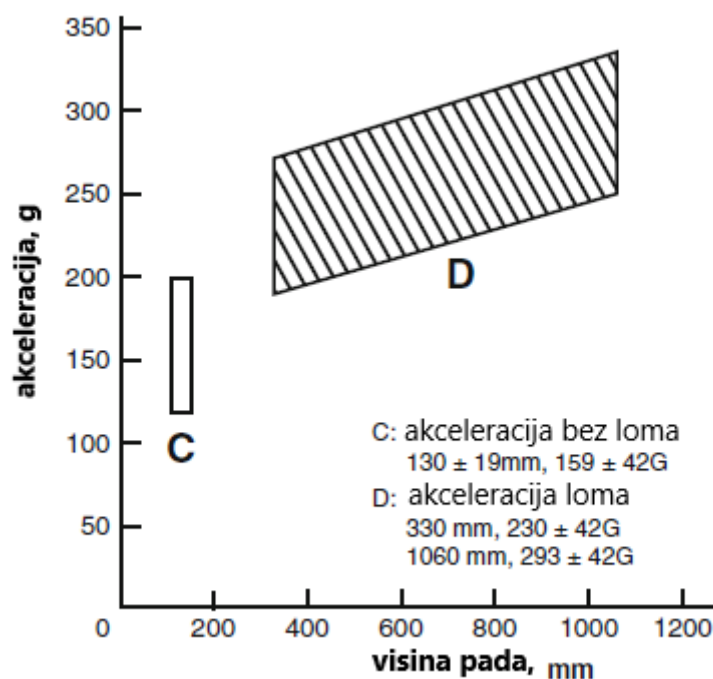
Tolerancija glave odnosi se na toleranciju lubanje na lom, ali lom lubanje nije precizna mjera ozljeda mozga i sami lom, odnosno energija potrebna za lom lubanje, ne može se uzeti za neku mjeru jer energija potrebna za lom lubanje ovisi o previše parametara na koje se može utjecati (mjestu udara na lubanju ili njezinoj debljini, debljina vlasišta, sami oblik predmeta o koji se udara). Iz podataka dobivenih iz provedenih eksperimenata konstruiran je dijagram (slika 7.) koji nam govori kolika se sila javlja pri udaru lubanje u tvrdi površinu sa određene visine, te su definirana područja u kojima dolazi do loma lubanje i u kojima ne dolazi [1].



Slika 7. Tolerancija lubanje na udarac s obzirom na silu [1]

4.2 Tolerancija lubanje na prijelom

Kao što je već rečeno, pokusi su se vršili bacanjem glava leševa na krutu površinu. Ubrzanje glave mjereno je akcelometrom postavljenim na lubanju na suprotnoj strani od udara, a sila udara mjerena je pomoću ploče za mjerenje opterećenja na podu. Donji limit prijeloma je u dometu od oko 200g, gdje je g gravitacijsko ubrzanje. $g = 9.81 \text{ m/s}^2$ [1]. Iz podataka dobivenih iz provedenih eksperimenata konstruiran je dijagram (slika 8.) koji nam govori pri kojoj visini pada lubanje i ubrzanju dolazi do njezinog loma [1].



Slika 8. Tolerancija lubanje na udarac s obzirom na akceleraciju [1]

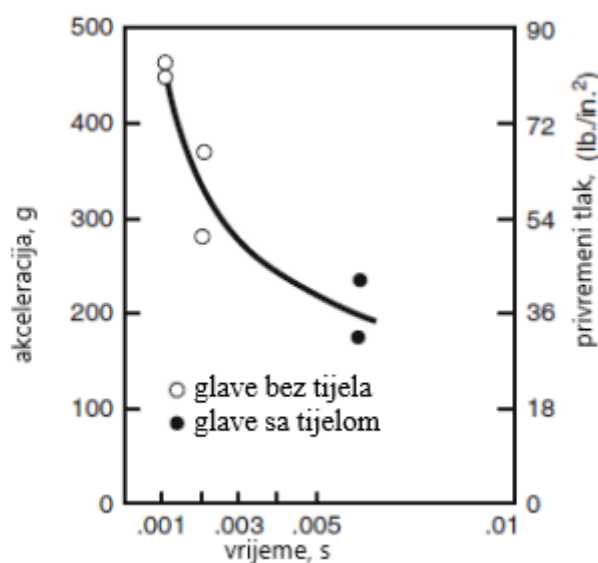
4.3 Tolerancija mozga na tupi udarac

Tupi udarci na mozak mogu prouzrokovati razne ozljede različitog stupnja ozbiljnosti. Problem koji se dan danas postavlja znanstvenicima je odrediti neko mjerilo koje bi nam točno govorilo kolika sila ili energija udarca je potrebna za dobivanje točno određenog tipa ozljede. Povijest potrage za ljudskom tolerancijom na tupi udarac seže do ranih istraživača. Kao što je već spomenuto neki podaci su izvedeni iz ubrzanja glave potrebnih za prijelom lubanje ili za oštećenje krvnih žila u mozgu. Ostali podaci su uzeti ekstrapolacijom podataka životinjskih potresa mozga na ljudsku razinu [1].

4.4 WSTC linija („Wayne State Tolerance Curve“)

Istraživanje je trajalo oko 2 desetljeća kako bi rezultiralo sa tolerancijskom krivuljom ozljede glave poznatom kao „Wayne State Tolerance Curve“ (WSTC). Ova krivulja je postala temeljem danas većini prihvaćenih tolerancija ozljede glave i indeksa. Originalna krivulja je imala vremensko razdoblje od 1 do 6 milisekundi [ms] i odnosila se samo na prijelome lubanja glava balzamiranih leševa (slika 9.) koje su bacali sa određenih visina . Krivulja je kasnije proširena na više od 6 ms ekstrapolacijom podataka udarača provedenih na životinjama i čitavim leševima [1].

WSTC krivulja je kritizirana od svog nastanka zbog ograničenog broja podatkovnih točaka, mogućih upitnih tehnika mjerenja i manjka podataka vezanih za testove nad životinjama koji su se koristili pri povećanju vremenskog perioda. Najveća kritika sa biomehaničkog stajališta je ta što WSTC krivulja nije prikazala direktnu demonstraciju ozljede mozga na eksperimentu na kojem bi se mogli izmjeriti biomehanički parametri u trenutku nastanka ozljede [12].



Slika 9. WSTC krivulja [1]

Ono što WSTC krivulja zapravo govori je da mozak može tolerirati udarce većih akceleracija pri kraćim trajanjima. Krivulja se temelji na reverzibilnom potresu mozga bez ikakvih posljedica tako da se može reći da označava granicu za ozbiljnu ozljedu glave [1].

WSTC krivulja se temelji na pretpostavci da translacijsko linearno ubrzanje uzrokuje gradijente tlaka na području mozga što rezultira smičnim naprezanjem koje uzrokuje ozljedu [12].

4.5 GSI / HSI („Gadd Severity Index“ / „Head Severity Index“)

Gadd (1962.) je plotao WSTC krivulju na logaritamskom papiru i otkrio kako je krivulja približno ravna linija [1]. Predložio je „indeks ozbiljnosti“ (SI-„severity index“) koji se računana sljedeći način:

$$\text{GSI} = \int [a(t)]^{2.5} dt. \quad (1)$$

Gdje je „ $a(t)$ “ rezultatno ubrzanje glave, a „ t “ je vrijeme.

Organizacija NHTSA („National Highway Traffic Safety Administration“) je predložila da se GSI kriterij koristi kao glavni kriterij u određivanju ozljede glave u automobilske industriji. U pravilu je to bio dobar prijedlog jer se izmjereno ubrzanje glave na testnim lutkama moglo iskoristiti za izračunavanje GSI indeksa koji nam je govorio je li udarac glavom „prihvatljiv“, odnosno zadovoljava li postavljene kriterije. Nažalost, s vremenom se shvatilo kako su postavljene kriteriji teško ostvarivi što je uvjetovalo nastanku HIC- kriterija [1].

4.6 HIC („Head Injury Criterion“) kriterij

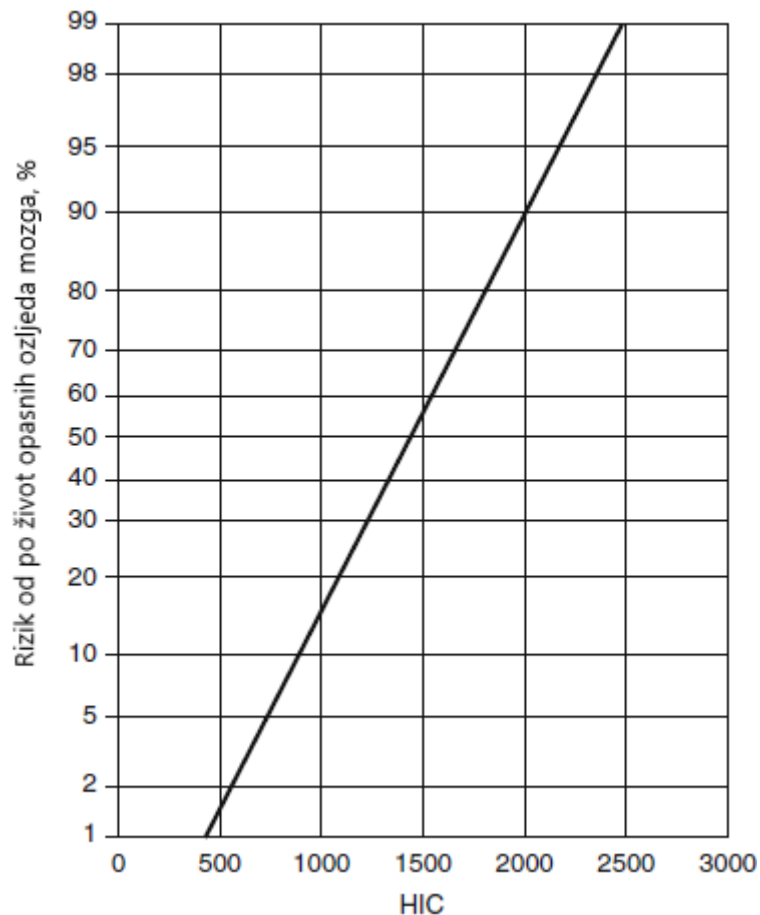
Znanstvenik po imenu Versace (1971.) je stoga predložio zamjenski kriterij poznatiji kao HIC („Head Injury Criterion“) [1].

Jednadžba za HIC glasi:

$$\text{HIC} = \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1), \quad (2)$$

gdje je $a(t)$ rezultatno ubrzanje glave, a vrijednosti t_1 i t_2 su vremenski intervali, odnosno granice integracije izabranog vremena kako bi se maksimizirala vrijednost HIC-a. Vremenski intervali očito moraju biti unutar vremenskog perioda trajanja udara. Taj vremenski interval ne bi trebao biti duži od 15 ms zato što većina udara glave traju 15 ms i kraće. Sa tim ograničenjem HIC označavamo sa HIC₁₅. Dobiveni podaci u automobilskom okruženju nalažu da ako prilikom sudara nije došlo do kontakta glave sa okolinom, nije došlo ni do ozljede ali bi i dalje bilo moguće izračunati vrijednost HIC-a za izmjerenu akceleraciju glave. U tom slučaju maksimalni vremenski interval treba biti produžen na 36 ms i izračunati HIC sa tim ograničenjem se označava sa HIC₃₆. Postupak za određivanje vrijednosti HIC je utjelovljen u softverskom programu koji odabire duljinu vremenskog intervala t_1 i t_2 za dobivanje maksimalne vrijednosti HIC-a. Neki od softvera koji se koriste za izračunavanje HIC-a su ATB („Articulated Total Body Model“), MAPLE i ostali.

Prasad i Mertz (1985) su napravili detaljnu analizu podataka ozljede glave prikupljene iz različitih izvora i zaključili su da je najpouzdanije osloniti se na podatke koji se odnose na oštećenja mozga [1]. Napravili su čak 54 eksperimenta od kojih je 27 rezultiralo lomom lubanje. Iz tih podataka nacrtana je logaritamska krivulja kao funkcija HIC-a. Koristeći logaritamsku skalu, krivulja poprima oblik pravca kao što se vidi na slici 10 [1].



Slika 10. Krivulja rizika za HIC za interval manji od 15 ms [1]

Na krivulji se vidi da je pri vrijednosti HIC-a od 1000, rizik od opasnosti po život 15%. Trenutni standard u SAD-u je $HIC \leq 700$ (za prosječnog muškarca) ili oko 5%-tni rizik od ozljede [1].

Treba napomenuti da ni WSTC, ni GSI ili HIC ne mogu dati detaljne informacije o oštećenju koje mozak poprima. Iz HIC-a nije moguće definirati je li došlo do potresa mozga, difuzne ozljede mozga, subduralnog hematoma, loma lubanje ili nečeg drugog. HIC je koristan za procjenu stupnja zaštite pruženom od strane sigurnosnih značajki vozila i stoga je prikladan kao kriterij određivanja „ograničenja“ odnosno granica. Znači, HIC nema određeno značenje u samom mehanizmu nastanka ozljede glave.

Tablica 1. HIC za različite veličine "crash" test lutaka [2]

TEST LUTKA	Muškarac veće građe	Muškarac srednje građe	Žena manje građe	Šestogodišnje dijete	Trogodišnje dijete	Jednogodišnje dijete
HIC ₁₅	700	700	700	700	570	390

Podaci iz tablice 1. pokazuju kako nije za svaku građu/spol/dob jednak iznos HIC vrijednosti.

Osim linearnog ubrzanja ozljedu mozga može proizvesti i kutno ubrzanje. Problem kod toga je što trenutno nema prihvaćene tolerancije koja bi se odnosila na opterećenje mozga na kutno ubrzanje. Iz podataka dobivenih „sa terena“ od udaraca kacige o kacigu je otkriveno da kutno ubrzanje koje bi u 50% slučajeva izazvalo blagi potres mozga iznosi između 5500 i 6400 rad/s² [1].

5. ATB i HIC

Jedan od matematičkih modela korištenih za mehaničko testiranje i analiziranje je ATB („*Articulated Total Body Model*“). ATB je program dostupan javnosti i koristi se za simulacije dinamičkih pokreta uzglobljenih sustava krutih tijela. Za svaku simulaciju je sposoban izračunati vrijednosti HSI indeksa i HIC-a. Kažemo da je ATB približno simulira fizički model i pojednostavljuje prirodu i ponašanje stvarnog modela [2].

Kada se ATB koristi za rekonstrukciju nesreće postoje određena ograničenja:

1. Ograničenja svakog matematičkog modela za kinematičku analizu.

- Ni jedna dva čovjeka nisu jednaki po fizičkim karakteristikama i životnim iskustvima, kao ni po refleksima koji mogu utjecati na sami ishod događaja.
- Postoji program GEBOD koji se koristi za „stvaranje“ modela tako što se unose traženi parametri. Problem je u tome što model čovjeka ne može biti opisan u par parametara.
- ATB model je „pasivan“ (labav), dok je u tijelu čovjeka aktivni mišići mogu imati veliki utjecaj na ishod nesreće.

2. Ograničenja ATB modela za HIC.

- ATB model glave je pojednostavljen eliptični oblik.
- ATB modeli se temelje na test lutkama koje imaju nedeformabilne glave dok se ljudske glave deformiraju
- Ljudska glava je povezana s vratom na trup. Povezuju ih 33-34 kralješka dok ATB model ima tri zgloba koja povezuju gornji, srednji i donji trup.

3. Ograničenja HIC-a.

- Kao što je već ranije spomenuto, HIC proračun je zapravo kriterij za granice (zadovoljava / ne zadovoljava) koji se koristi u svrhu testiranja testnih lutaka.
- HIC ne daje nikakve duge informacije osim toga.

4. Ograničenja vozila.

- Unutrašnjosti nisu jednake u svim vozilima.
- Potrebno je znati koji će dio tijela biti u interakciji sa interijerom vozila.
- Mnoge komponente vozila se mogu pomicati i deformirati prilikom sudara

5. Ograničenja tehnike korištene za rekonstrukciju događaja koji je izazvao ozljedu.

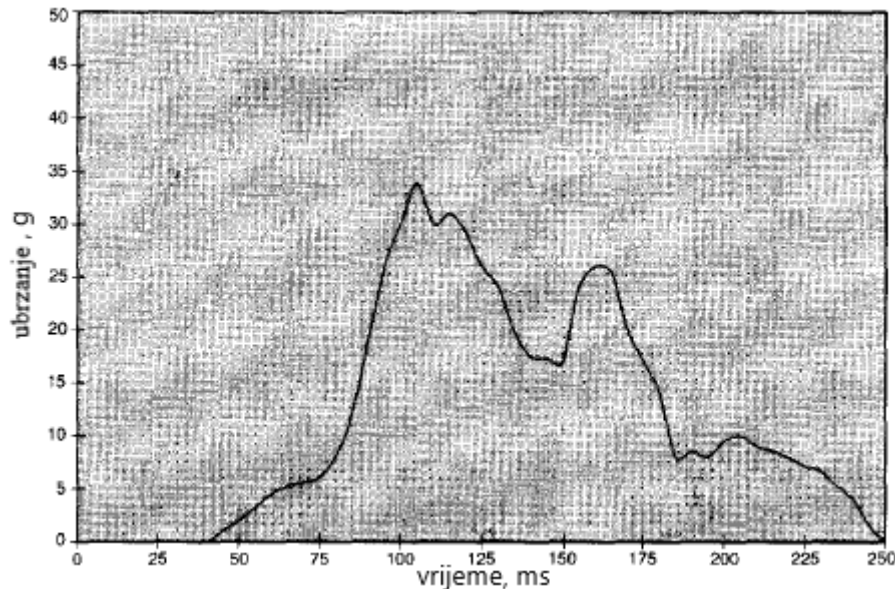
- Sve tehnike zahtijevaju pretpostavke i imaju svoja ograničenja
- ATB može prihvatiti podatke za poziciju, brzine i akceleracije i svaki od njih ima svoja ograničenja.

ATB se već 30 godina koristi za simulacije i jako je koristan alat za proučavanje kinematike modela (npr. za forenziku i rekonstrukciju nesreća), ali svaki rezultat izvučen iz njega i povezan sa HIC-om obuhvaća toliko pretpostavki, procjena i aproksimacija tako da se sa inženjerske i znanstvene strane ne može uzeti u obzir kod ozbiljnijih proračuna [2].

6. FUNKCIJA HIC-a

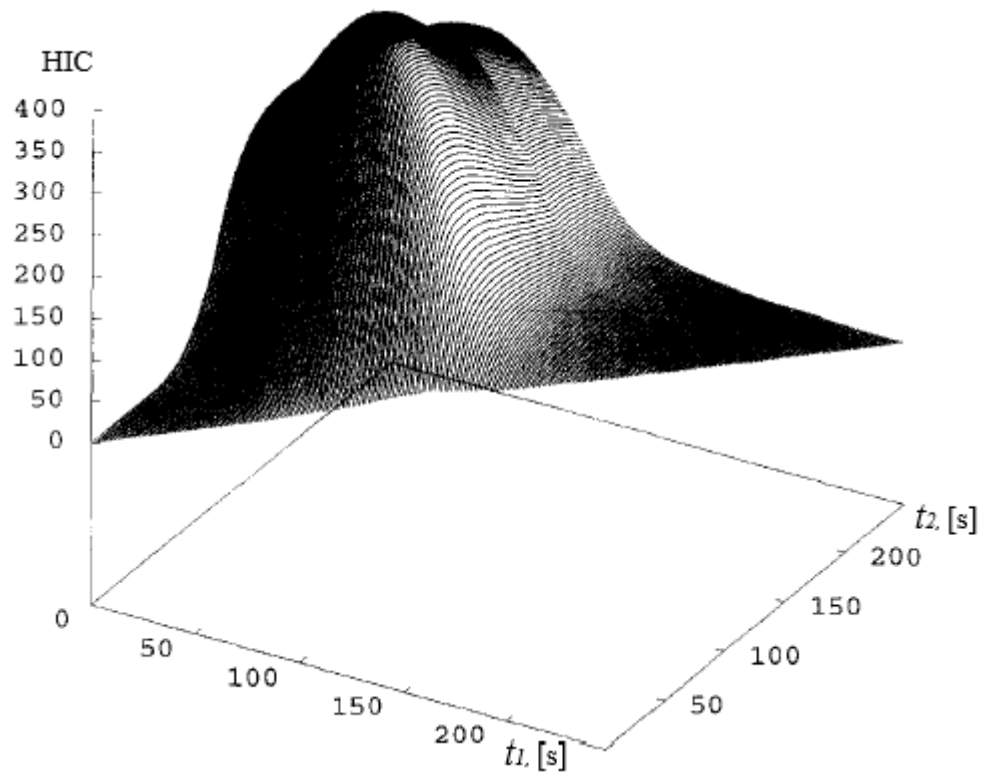
U ovom poglavlju ćemo proći kroz algoritam izrade funkcije HIC-a u par koraka [10].

1. Ulazni podaci za izradu su iz a-t dijagrama dobivenog eksperimentalnim putem.



Slika 11. a-t dijagram [10]

2. Krivulja se linearizira tako da ga podijelimo na diskretne intervale, a položaj svakog pravca (linije) se računa iz eksplicitne jednadžbe pravca.
3. Nagibi i odsječci su pohranjeni u niz $m(i)$ i $n(i)$.
4. Površina ispod krivulje ubrzanja izračunava se za intervale pomoću trapeznog pravila integracije. Tijekom procesa integracije vrijednosti ubrzanja se izračunavaju na temelju jednadžbe koja je primjenjiva za taj interval (od $m(i)$ i $n(i)$).
5. Vrijednost HIC-a izračunava se postavljanjem t_1 na vrijeme početka ubrzanja dok t_2 varira po čitavom vremenskom intervalu u koracima od 0,001 s. HIC vrijednost se izračunava prema formuli (2) i područje ispod krivulje zbraja se između odgovarajućeg intervala (od vrijednosti prethodno pohranjene u koraku 3). Tada se t_1 povećava za 0,001 s i postupak se ponavlja sve dok t_1 nije jednak krajnjem vremenu.
6. Podaci (HIC, t_1 i t_2), koji su prikazani na slici 11., izlaze u datoteku podataka za „plotanje“ (crtanje).
7. Prosječna vrijednost HIC-a, varijance i momenti višeg reda su dobiveni računalnim putem direktno iz podataka u koraku 6.



Slika 12. Funkcija HIC-a konstruirana po a-t dijagramu sa slike 11. [10]

7. ZAKLJUČAK

Glava je jedan od najkompleksnijih dijelova na našem tijelu. Izuzetno je bitna za obavljanje svih životnih funkcija. Upravo zbog njene ogromne važnosti za naš život pokušavamo ju što više zaštititi od bilo kakvih mogućih ozljeda. Najveći uzroci ozljeda glave u današnje vrijeme su padovi, udarci, sudari itd. Zbog dinamike života, danas nesreće su sve češće i sve više stradavaju sudionici u prometu, bilo pješaci, motociklisti ili vozači automobila. Biomehaničkom analizom ozljede glave kroz povijest je razvijen HIC kriterij koji se dan danas koristi kako bi se povećala sigurnost svih sudionika i što više ublažile ozljede ako bi već došlo do nesreće. Nažalost HIC kriterij služi „samo“ za procjenu stupnja zaštite pruženom od strane sigurnosnih značajki vozila, odnosno zadovoljava li ta značajka zadani kriterij ili ne. Obično se koristi kao mjerna vrijednost za ocjenu kvalitete dizajna. HIC ne može dati informacije o ozljedi. Npr. pri kojoj sili je nastao prijelom, je li uopće došlo do prijeloma, koliko je zapravo ozbiljna ozljeda, pri kojem ubrzanju i u kojem vremenskom periodu se dogodila ozljeda, itd. Problem je upravo u ljudskoj raznolikosti, ni jedan čovjek nije u potpunosti isti pa se zato i ne mogu postaviti neki parametri za čitavu populaciju. Daljnjom analizom ozljede glave i novijih kriterija, sigurno će se pronaći kriteriji koji bi mogli odgovoriti na prethodno nabrojena pitanja i samim time povećati sigurnost ljudi.

LITERATURA

- [1] A.I. King: The Biomechanics of Impact Injury, Springer International Publishing AG2018
- [2] Werner Platzer, Priručni anatomski atlas, Zagreb: Medicinska naklada 2011.
- [3] Marušić, A., Anatomija čovjeka, Zagreb: Medicinska Naklada, 2002.
- [4] https://hr.wikipedia.org/wiki/Ljudska_lubanja , 09.2019.
- [5] https://hr.wikipedia.org/wiki/Zatiljna_kost , 09.2019.
- [6] Lucijetić, K., Završni rad: Analiza parametara prilikom bušenja kosti lubanje, Sveučilište u Zagrebu, 2018.
- [7] [https://hr.wikipedia.org/wiki/Re%C5%A1etnica_\(anatomija\)](https://hr.wikipedia.org/wiki/Re%C5%A1etnica_(anatomija)) , 09.2019.
- [8] <http://www.mozgomdouspjeha.com/hr/medicina-mozga/> , 09.2019.
- [9] Marčinko, D., Završni rad: Uloga vitamina D u razvoju mozga i neurodegenerativnih bolesti, Sveučilište Josipa Jurja Strossmayera u Osijeku, 2017.
- [10] John Hutchinson, Mark J. Kaiser, Hamid M. Lankarani: The Head Injury Criterion (HIC) functional, Elsevier Science Inc. , 1998.
- [11] https://en.wikipedia.org/wiki/Focal_and_diffuse_brain_injury , 09.2019.
- [12] Bryan G. Mchenry: Head Injury Criterion and the ATB, McHenry Software, Inc.
- [13] <https://www.humaneticsatd.com/crash-test-dummies/frontal-impact/hiii-50m> ,09.2019.
- [14] https://en.wikipedia.org/wiki/Hybrid_III , 09.2019.

PRILOG

1. CD-R disk