



Mehanizmi

Aktivni vzglavniki

Seminar

27. junij 2007



Kazalo

1	Uvod	3
2	Mehanizem poškodbe vrat	4
3	Kinematika glave, vratu in trupa med naletom pri majhni hitrosti	6
4	Aktivni vzglavniki	10
4.1	SAAB-ov aktivni vzglavnik SAHR	10
4.2	Drugi sistemi aktivnih vzglavnikov	10
5	Numerična simulacija trka od zadaj	12
5.1	Izdelava modela	12
5.2	Postavitev modela človeka na sedež	14
5.3	Rezultati analize	15
6	Zaključek	17
	Literatura	18
	Priloge	19



1 Uvod

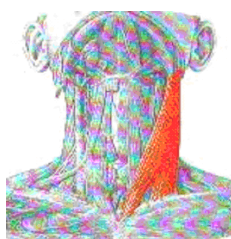
Poškodbe vratu so ena izmed najbolj pogostih poškodb pri avtomobilskih nesrečah. Največkrat se te poškodbe zgodijo pri trčenju drugega vozila v zadnji del avtomobila. Te poškodbe večinoma sicer niso vsodne, pustijo pa lahko trajne posledice. Težava pri poškodbah vratu je tudi dejstvo da jih je na kraju nesreče težko prepoznati, saj bolečine nastopijo večinoma nekaj dni po nesreči.

V Evropi zavarovalnice izplačajo samo za poškodbe vratu med 4 in 8 bilionov evrov vsako leto. Kljub velikemu številu tovrstnih poškodb pa ostaja anatomsko plat teh poškodb prikrita. Za preprečevanje takih poškodb so v zadnjem času avtomobilske tovarne v svoje avtomobile vgrajevati t.i. aktivne vzglavnike, kateri pri trku od zadaj vzglavnik približajo glavi, ter tako preprečijo hujše poškodbe vratu.

Namen seminarja je izdelati model sedeža z aktivnim vzglavnikom ter nanj posedli model človeka ter opazovati dogajanje med trkom od zadaj.

2 Mehanizem poškodbe vrat

Za razumevanje bolečin v vratu pri naletih v zadnji del avtomobila se je potrebno najprej posvetiti tekočemu znanju glede poškodb in bolečin v hrbtenici. Možgani zaznavajo bolečino s pomočjo signalov, ki prihajajo iz mreže živčnih končičev in receptorjev bolečine. Ti se nahajajo po celotnem telesu. Največ jih je v koži, mišicah in kitah, zelo redko pa v sklepnem hrustancu. Receptorji bolečine imajo zelo visok prag zaznavanja. To pomeni, da je potrebna zelo velika stimulacija receptorja, da le-ta prenese naprej signal v možgane o poškodbi na določenem mestu. Veliko stimulacijo pa dosežemo samo z velikim deformiranjem vlaken, v katerih se receptor nahaja. Znano je tudi, da je pri vnetem mehkem tkivu pri medvretenčnih spojih prag zaznavanja bolečine znatno manjši in je potrebno manj deformacije tkiva za povzročitev bolečine.



Slika 1: Vratne mišice - Sternocleidomastoideus

Pri nepoškodovani medvretenčni ploščici so receptorji bolečine bolj raztreseni in osredotočeni na obrobju. Lahko so celo neobčutljivi na mehanske obremenitve. Pri degenerirani ploščici pa se število receptorjev poveča in le-ti postanejo občutljivi tudi na mehanske obremenitve. V medvretenčnih sklepih najdemo receptorje še v sklepnih ovojnicah, hrbteničnih kitah in vezeh ter mišicah. Cavanaugh je dokazal, da je poškodba ovojnice ledvenih vretenc izvor rahlih bolečin v hrbtu.

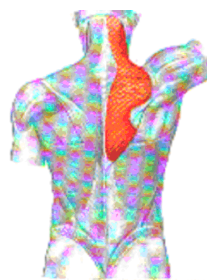


Slika 2: Vratne mišice - Paravertebralne mišice

Obstaja še ena vrsta bolečine, ki je povezana z hrbtenico. To je radikularen občutek bolečine v udih, ki se kaže kot posledica degeneracije medvretenčnih spojev. Splošno je znano, da je otrplost in mravljinčavost rok posledica pritiska na živčne korenine, ki zapuščajo hrbtenjačo. Pritisk je lahko posledica izbočenosti oz. nabreklosti ploščice ali zaradi zaraslosti kosti, katere zožijo odprtino, skozi katero živčevje izhaja. Razlog za pojav radikularne bolečine še ni popolnoma jasan, toda Ozatkay je dokazal, da toksična kemikalija, katero je našel v mehkem jedru v medvretenčnih diskih, lahko vname živčne korenine ter tako privede do omenjene bolečine. Če so hrbtne živčne vozle prizadeti z omenjeno kemikalijo, je lahko bolečina dokaj močna.

Obstaja vsaj pet različnih hipotez, katere poskušajo razložiti izvore bolečin pri poškodbah vratu. Nekatere bomo navedli v naslednjih odstavkih.

MacNab (14) je predlagal zgodnjo hipotezo, katera je identificirala hiperrazteznost vratu kot vzrok za mehanizem poškodbe. Ta hipoteza je bazirana na primitivnih študijah, kjer se še ni



Slika 3: Vratne mišice - Trapezne mišice

uporabljalo sedežnih vzglavnikov in je razteznost hrbtenice preseгла 90 stopinj. Vendar tudi kasnejša omejitev giba vratu z vzglavnikom ni bistveno pripomogla k zmanjšanju tega problema. Kot rezultat so bile predlagane druge hipoteze.

Znana teorija je poškodba mišic zaradi hiperrazteznosti, med katerim so prednje vratne mišice podvržene ekscentričnemu krčenju. To pomeni, da se mišice krčijo medtem ko se raztezajo. Garrett je dokazal, da se mišice lahko poškodujejo samo med ekscentričnem krčenjem. Kljub temu da se pri omenjenih mišicah po nesreči pojavijo bolečine, pa te po nekaj dnevih izginejo in ne predstavljajo kroničnega problema. Izgleda pa, da se težava pojavi v zadnjem delu vratu, kjer se nahajajo mišice iztegovalke. Te mišice so sicer podvržene ekscentričnemu krčenju, vendar pa je zelo majhna možnost, da se poškodujejo. Tencer je predpostavil, da se mišice iztegovalke poškodujejo med povratnim udarcem glave in vratu. Mehanizem se biomehanično ujema z rezultati Garreta, vendar hipoteza zavrača večino teorij čelnih trčenj, kjer se pogosto pojavlja hiperrazteznost vratu. Pri udeležencih v čelnem trčenju se namreč ne pojavljajo velikokrat bolečine v vratu.

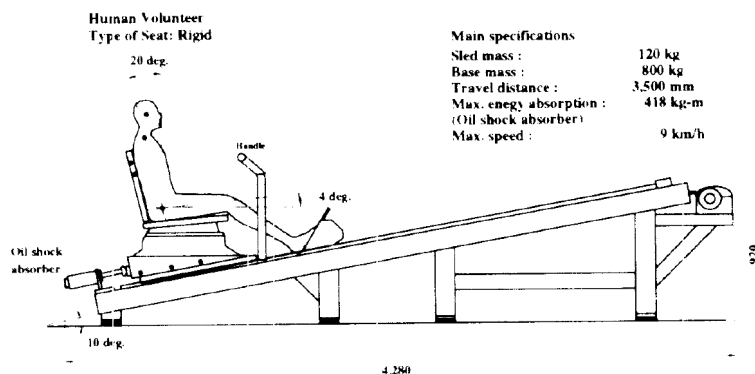
Ono in Yoganandan sta predlagala teorijo, kjer se sklepna ovojnica vjame med sklepne površine in preščipne ter tako povzroča bolečine. Vendar ne obstajajo nikakršni biomehanični dokazi, da je sklepna ovojnica zadosti ohlapna, da bi se ta lahko ujela med sklep in četudi bi se, ni dovolj dokazov, da so receptorji bolečine prisotni v ujetem delu ovojnice in so v bistvu aktivni zaradi pritiska. Predpozicija, da pritisk med sosednjima površinama vezi lahko povzroči bolečino, je tudi nezadostna, saj hrustanec ne vsebuje receptorjev bolečine. Ne obstaja tudi nikakršnih neurofizioloških dokazov, da se lahko receptorji bolečine v podhrustančni kosti vnamejo zaradi omenjenega pritiska.

Aldman je ugotovil, da se med zelo hitrimi gibi poveča tlak na hrbtne živce, kateri nato poveča tlak na korenine živcev. Kasnejše raziskave Svensson-a so pokazale, da lahko ta tlak prizadane hrbtne živčne vozle, kateri nato možganom sporočajo signale o bolečini. Stimulacija ali tlak na korenine živcev in živčne vozle proizvaja radikularni tip bolečine in ne bolečin v vratu. Razen tega pa splošno povečanje tlaka na hrbtne živce ne more prizadeti živčnih korenin in živčne vozle v spodnjem delu vratne hrbtenice, kjer se pojavlja večina problemov.

Ne dolgo nazaj sta Yang in Begeman uvedla strižno hipotezo, ki pripisuje nastanek bolečine sklepni ovojnici, katera se lahko prenapne med hitrimi gibi. Odziv trupa se dogodi pred vratnim odzivom. Ker pa je glava še vedno pritrjena k trupu, se na vsakem vretenčnem nivoju generira srižna sila, katera se nato prenaša po vratu navzgor, dokler ne doseže zatilja, kjer sila lahko deluje na glavo in jo premakne nazaj. To strižno delovanje povzroča relativno gibanje med sosednjimi vretenci, katero pa je najbolj izrazito v spodnjem delu vratu, kjer so koti med površinami manjši. Dokazano je, da je v tem nižjem predelu vratu zadosti prenatetanja, da se živčni končiči za zaznavanje bolečine vnamejo in povzročajo bolečino.

3 Kinematika glave, vratu in trupa med naletom pri majhni hitrosti

Japonski znanstveniki (Koshiro Ono, Koji Kaneoka, Adam Wittek in Janusz Kajzer) so izvedli preizkus obnašanja človeškega telesa pri trku od zadaj. Test so izvedli z prostovoljci, katere so na posebni napravi 19 izpostavili silam, katerim je telo izpostavljeno med trkom od zadaj. Hitrosti trka je bila 8 km/h , tako da ni prišlo do poškodb.

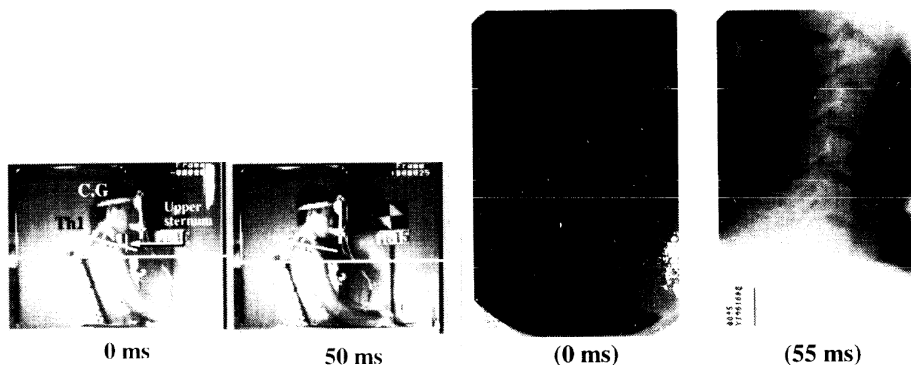


Slika 4: Shema naprave za simulacijo naleta od zadaj (Vir: [2])

Dogajanje med trkom so razdelili na 4 faze:

I. stopnja (0-50ms, Začetna odzivna stopnja)

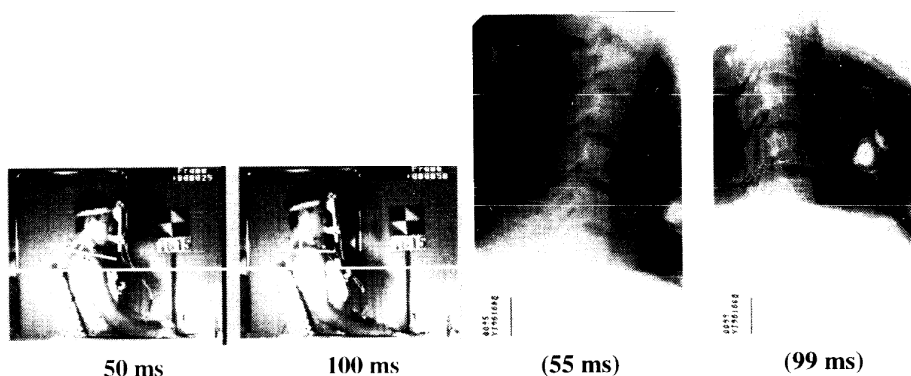
1. Hrbet osebk se začne pomikati proti naslonu sedeža
2. Približno 25ms po trčenju začeta glava in Th1 pospeševati. Pospešek glave je rahlo večji, to pa najverjetneje zaradi začetnega upogiba vratne hrbtenice, ki je posledica odziva trupa, kateri se premakne gor in nazaj. Maksimalni pospešek zaletnega vozička je pri približno 45ms.
3. V tej stopnji ni opaženo nikakršnih nenavadnih gibanj glave ali vratu.
4. Odziv mišic v tem trenutku še ni opažen.



Slika 5: Odziv telesa v fazi 1 (Vir: [2])

II. stopnja (50-100ms, Glavni odziv vratu na osno silo, Upogibna stopnja)

1. Zgornji del trupa osebkca je potisnjen ob naslon sedeža in razteznost hrbtenice doseže maksimum. Glava se premika nazaj vzporedno s trupom zaradi svoje vztrajnosti. Razteg hrbtenice se kaže v ukrivljenosti trupa. Vrat že začne pridobivati obliko črke S.
2. Nagibanje trupa navzgor in njegova rotacija nazaj se nadaljujeta. Rotacija vrata postane hitrejša in večja kot rotacija glave. Osna tlačna sila na vrat je največja pri 50ms, zaradi nagibanja trupa navzgor. Počasi pa se začne povečevati tudi strižna sila. Največji pospešek Th1 je pri 60ms, maksimalen moment vratu ob raztegu pa je pri času okoli 100ms.
3. Spodnja vratna vretenca (C6) je že dosegla stopnjo začetnega upogibanja. Rotacija zgornjih vratnih vretenc (C3, C4 in C5) se začne kasneje.
4. V povezavi s temi gibi vratu se začne odziv mišice sternocleidomasoideus pri približno 70ms.



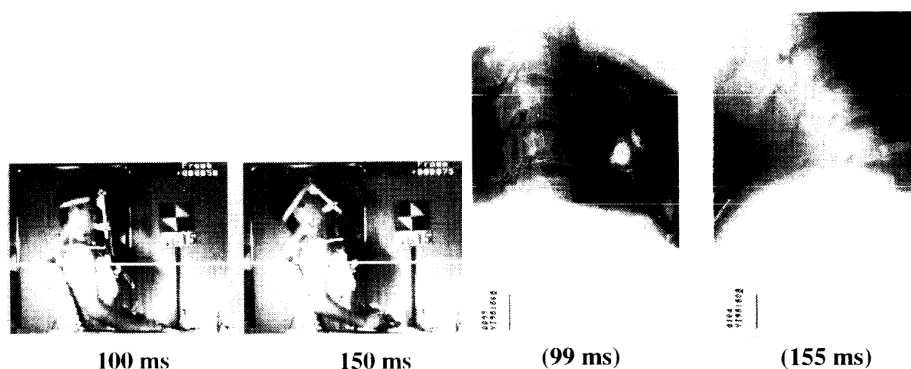
Slika 6: Odziv telesa v fazi 2 (Vir: [2])

III. stopnja (100-150ms, Glavni odziv vratu na strižno silo, Upogobno-natezna stopnja)

1. Celoten hrbet osebkca je potisnjen ob naslonjalo sedeža. Ukrivljenost zgornjega dela trupa je največja pri 130ms, kjer se začne tudi glavna raztezna rotacija glave. Nagibanje trupa navzgor je največje pri 150ms
2. Maksimalen pospešek glave je pri 130ms. Rotacija glave postaja večja kot rotacija vratu ter strižna sila vratu doseže svoj maksimum.
3. Približno 100ms po trku postane kot pri šestem vratnem vretencu največji prav tako pa tudi pokončna translacija. Zgornja vretenca začnejo slediti nategu C6. Tako se prične vrstno raztezanje vratnih vretenc.
4. Nadaljuje se odziv mišice sternocleidomastoideus, paravertebralnih in trapeznih mišic.

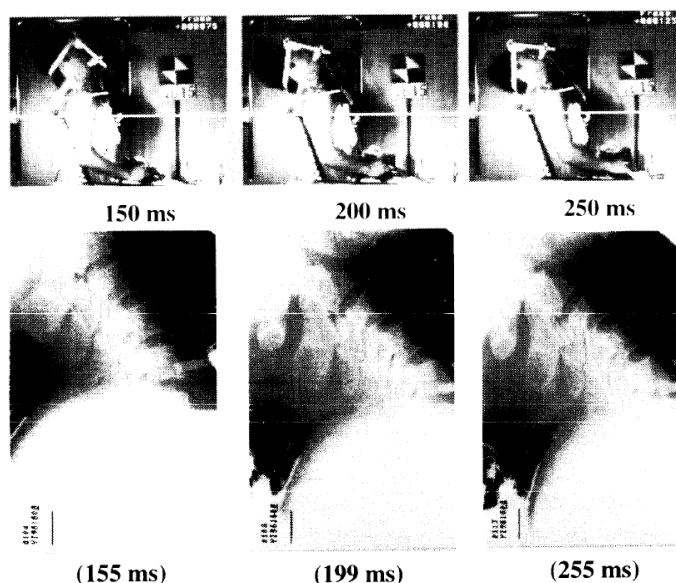
IV. stopnja (150ms, Končna odzivna stopnja: Maksimalna razteznostna stopnja)

1. Maksimalen kot nateznega zasuka glave in vratu se zgodi pri 250ms, po tem času se začneta vračati v začetno stanje
2. Pospešek glave ostane po 150ms konstanten, toda nagib trupa navzgor se nadaljuje. Nagibanje trupa navzgor vpliva na pospešek Th1, upogibni moment vratu in strižno ter tlačno osno silo, toda ta efekt postane občutno manjši.



Slika 7: Odziv telesa v fazi 3 (Vir: [2])

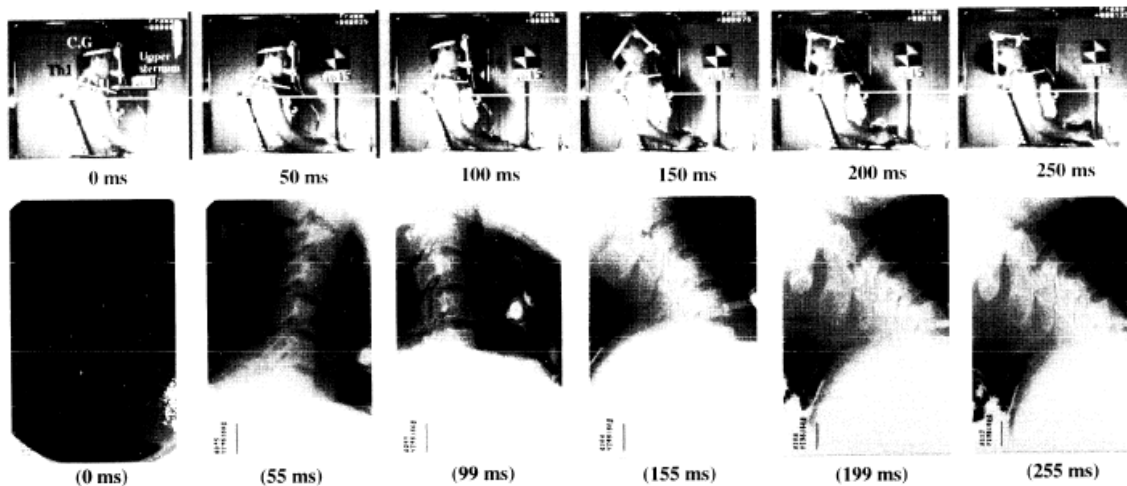
3. Posamezna vretenca rotirajo, medtem ko se njihova natezna poravnava ohranja.
4. Odziv vratnih mišic izgine po 250ms.



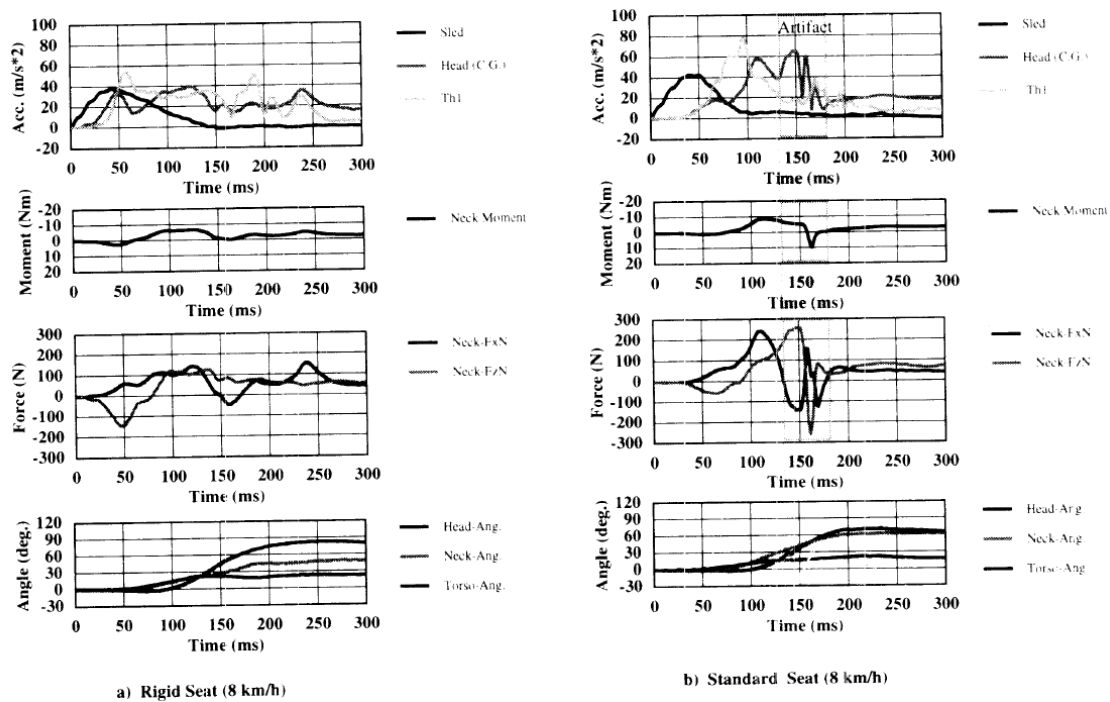
Slika 8: Odziv telesa v fazi 4 (Vir: [2])

Poizkus so izvajali na togem sedežu ter na klasičnem sedežu. Prikazane faze veljajo za tog sedež. Pri klasičnem oblazinjenem sedežu je premik in odboj prsnega koša od sedeža večji, zmanjša pa se zasuk glave in vratu napram prsnemu košu, zmanjšajo pa se tudi osne tlačne sile na vrat, katere pa dosežejo maksimalno vrednost hitreje pri klasičnem sedežu.

Na sliki 20 so prikazane meritve na klasičnem in togem sedežu.



Slika 9: Zaporedne slike kinematike vratu (Vir: [2])



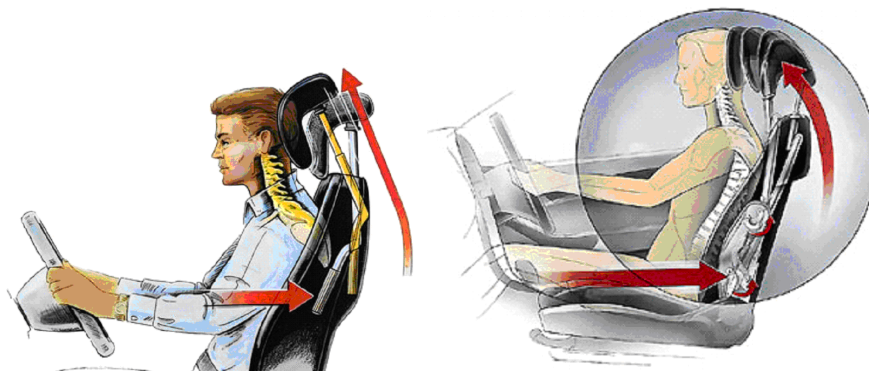
Slika 10: Primerjava trka z klasičnim sedežem in togim sedežem (Vir: [2])

4 Aktivni vzglavniki

4.1 SAAB-ov aktivni vzglavnik SAHR

Saabov sistem SAHR je bil prvič predstavljen leta 1997 v modelu 9-5, sedaj pa je vgrajen v celotno paleto Saabovih modelov. Podatki zavarovalnic kažejo, da je pri modelih z vgrajenim sistemom SAHR upadlo število poškodb glave in vratu za 42%.

Saabov pionirski SAHR je bil razvit za zmanjšanje relativnega gibanja med glavo in spodnjim delom vratu. Vzglavnik je vgrajen na okvir v vrhu sedeža, ki je oblikovan tako da se vrti na sredini. Pri trku od zadaj avto potisne naprej in potnikovo telo zaradi vztrajnosti nazaj v sedež. Mehanska povezava v okvirju potisne zgornjo polovico ki nosi vzglavnik bližje potnikovi glavi in s tem zmanjša relativne premike med glavo ter spodnjim vratom. Po delovanju se SAHR nemudoma vrne na prvotni položaj v stanje pripravljenosti in ne potrebuje nobenih popravil.



Slika 11: SAAB-ov sistem SAHR. Levo prva generacija, desno druga.

Saab je leta 2003 razvil že drugo generacijo sistema SAHR (slika 11 desno). Medtem ko je pri prvi generaciji sistema šlo v bistvu samo za vzvod, gre pri drugi generaciji za štirizgibni mehanizem, ki vzglavnik potisne naprej in navzgor, kjer ulovi potnikovo glavo. Razlika med obema sistemoma je v tem, da novejši reagira hitreje - v manj kot 70 milisekundah.

4.2 Drugi sistemi aktivnih vzglavnikov

RHR - Reactive Head Restraint: Odzivni vzglavniki. Vzglavnik ki se avtomatično pomakne naprej in navzgor, ki jih aktivira potnikova teža. (Saab)



Slika 12: SAAB SAHR

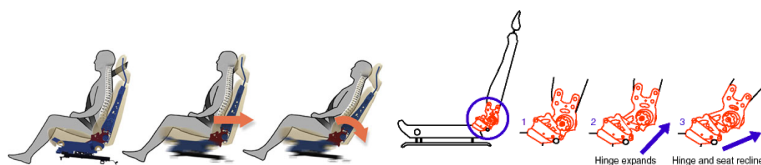


PAHR - Pro-Active Head Restraint: Proaktivni vzglavniki. Vzglavnik ki se avtomatično pomakne naprej in navzgor, ki jih aktivirajo senzorji v odbijaču ali v vozilu. (Mercedes-Benz C & E, Toyota, ...)



Slika 13: Mercedes-Benz Neck Pro

RAS - Reactive Seat: Reaktivni sedeži. Celoten sedež in vzglavnik, absorbira energijo trka od zadaj tako, da element v sedežu prevzame energijo trka. (Volvo WHIPS)



Slika 14: Volvo WHIPS (whiplash protection system)

PAS - Passive Seat : Pasiven sedež. Sedež ki uporablja tehnologijo pasivne pene ki absorbira energijo trka in omogoči trk potnikove glave z vzglavnikom brez raztezanja vratu. (Audi A4 backguard)



Slika 15: Audi Backguard

5 Numerična simulacija trka od zadaj

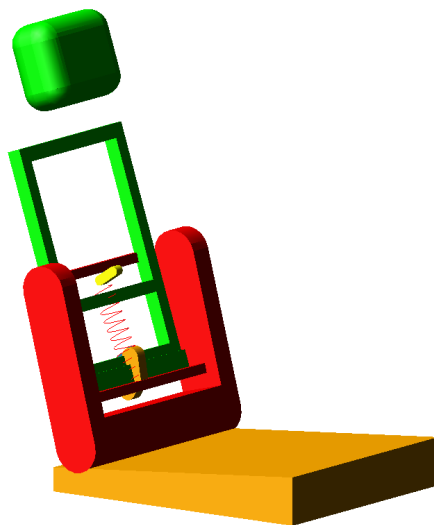
Za analizo smo izbrali SAAB-ov sistem SAHR. To je bil prvi sistem aktivnega vzglavnika, pa tudi iz stališča mehanizma delovanje je najbolj zanimiv. Naš cilj je bil izdelati model sedeža, ter nanj postaviti človeka ter zasledovati dogajanje med trkom od zadaj.

5.1 Izdelava modela

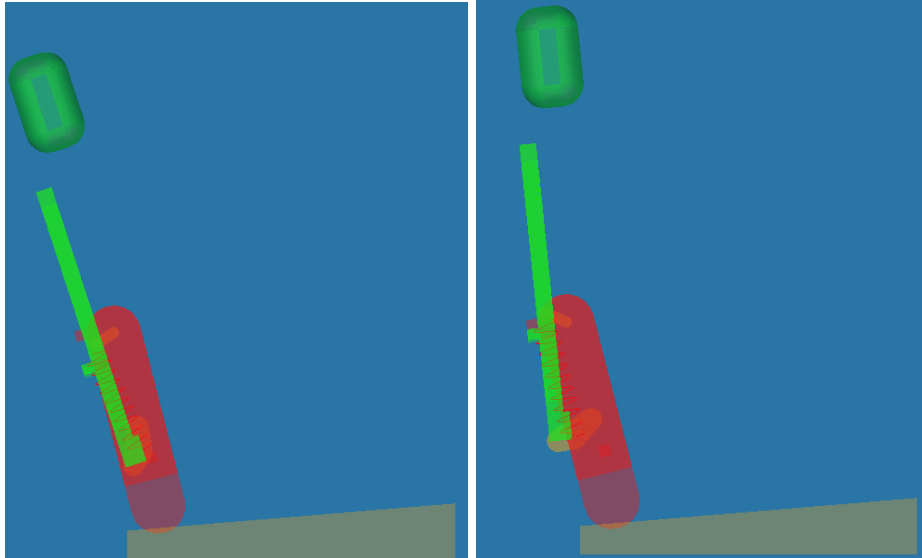
V MSC Adamsu smo izdelali model sedeža SAHR druge generacije (4 zglobni mehanizem). Dimenzije modela so izmerjene in določene na osnovi sedeža iz SAAB-a 9-3 druge generacije, katerega so nam za namen nesebično posodili na servisu Kop-Car.

Poleg dimenzij sedeža je bilo potrebno določiti še mase posameznih komponent, ter izmeriti togost vzmeti. Ker sedeža ni bilo mogoče razstaviti smo maso posameznih delov ocenili, vzmeti pa so nam izmerili v laboratoriju LANEM prof. Kosela.

Realni sistem ima na vsaki strani vzglavnika mehanizem in vzmet. V našem primeru smo povezovalni ročici med nepremičnim in premičnim delom naslona nadomestili z enim samim parom ročic in vzmeti. Pri tem pa smo upoštevali da se togost in masa teh elementov dvakrat poveča.



Slika 16: Izdelan model sedeža (levo) in sedež SAAB-a 9-3



Slika 17: Začetna in končna pozicija modela sedeža

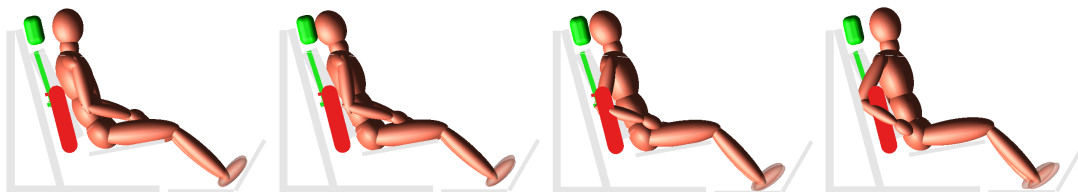


Slika 18: Začetna in končna pozicija sedeža SAAB-a 9-3

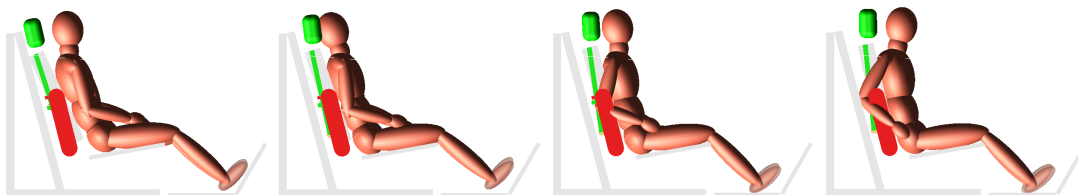
5.2 Postavitev modela človeka na sedež

Za analizo dogajanja med trkom je bil uporabljen model človeka, ki ga je izdelal in na sedež postavil asist. dr. Simon Krašna. S tem smo lahko simulirali vpliv sedeža na potnika pri trkih od zadaj.

Primerjali smo dogajanje z aktivnim sedežem ter pasivnim sedežem. Pasivni sedež smo naredili tako, da smo aktivnemu modelu preprečili pomik vzglavnika.



Slika 19: Prikaz simulacije z pasivnim vzglavnikom



Slika 20: Prikaz simulacije z aktivnim vzglavnikom

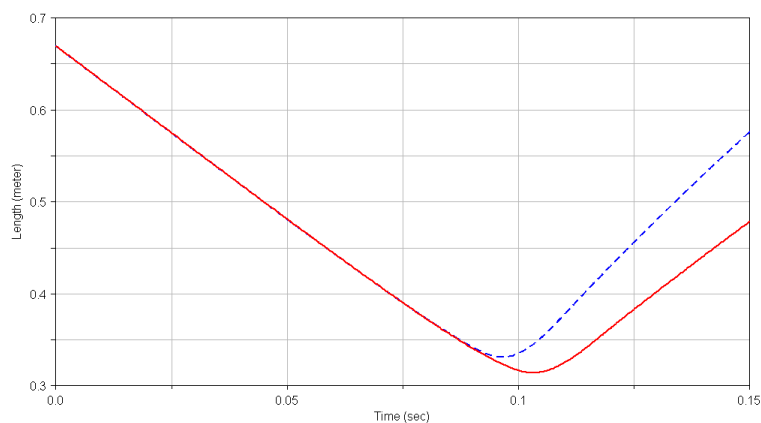
Sliki 19 in 20 prikazujeta kinematiko trka potnika z pasivnim in aktivnim vzglavnikom, pri 50ms, 100ms, 125ms ter 150ms.

Razlika se pojavi pri 100ms, kjer je aktivni vzglavnik bližje glavi (na sliki je to razvidno tako, da je glava bolj vgreznjena v vzglavnik). Pri 125ms opazimo, da pri aktivnem vzglavniku glava ni pomaknjena toliko nazaj kot pri pasivnem - relativna razdalja med zgornjim in spodnjim vratnim vretencem je minimalna. Pri 150ms z aktivnim vzglavnikom sicer glava prej začne pomikati naprej, kar je posledica zgodnejšega kontakta z vzglavnikom, ampak pomik glave naprej na samo poškodbo vratu ne vpliva.

5.3 Rezultati analize

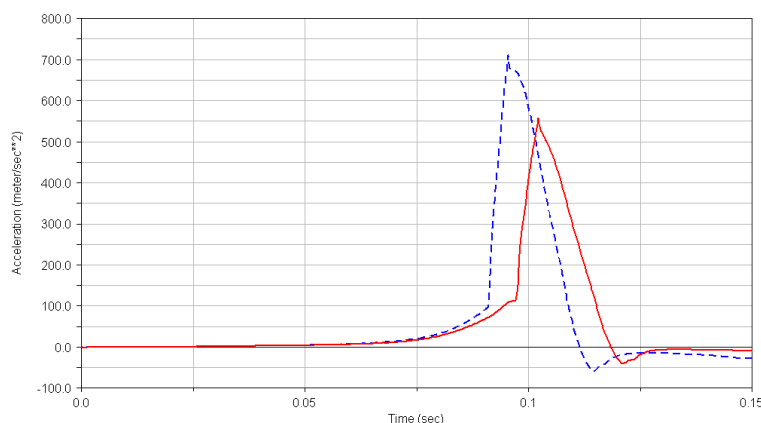
V numerični simulaciji trka smo merili absoluten pomik in pospešek zgornjega vratnega vretenca ter pospešek prsnega koša.

Iz diagrama pomika vretenca lahko opazimo, da je z aktivnim sedežem relativen pomik glave manjši ter traja manj časa, kot pri pasivnem sistemu. Manjši pomik glave pa po Yang - Bergmanovi strižni hipotezi poškodob povzroči manjše strižne napetosti med vretenci ter s tem manjšo možnost poškodbe vratu.



Slika 21: Diagram pomika zgornjega vratnega vretenca (črtkana črta - aktivni, polna črta - pasivni)

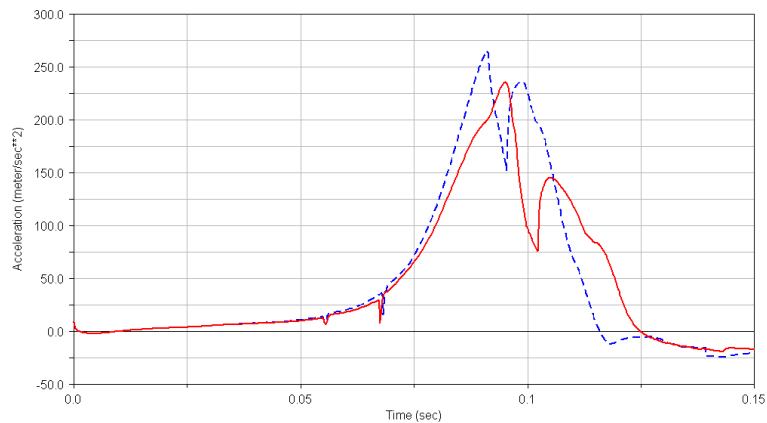
Pri aktivnem sistemu je pospešek kateremu je izpostavljena glava potnika sicer večji kot pri sedežu z pasivnim sistemom kar pa je posledica gibanja vzglavnika proti glavi v trenutku kontakta.



Slika 22: Diagrama pospeška zgornjega vratnega vretenca (črtkana črta - aktivni, polna črta - pasivni)



Merili smo tudi pospešek prsnega koša, ker smo želeli ugotoviti vpliv sistem nanj. Rezultati so pokazali, da se pospeška minimalno razlikujeta med seboj, kar pomeni, da sistem ne povečuje obremenitev prsnega koša. Obremenitve se celo nekoliko zmanjšajo, kar lahko pripišemo daljši poti ustavljanja prsnega koša zaradi delovanja mehanizma.



Slika 23: Diagrama pospeška prsnega koša (črtkana črta - aktivni, polna črta - pasivni)



6 Zaključek

Namen seminarja je bil izdelati model aktivnega vzglavnika, nanj posaditi model človeka ter narediti primerjavo obnašanja modela človeka med simulacijo trka od zadaj z aktivnim in pasivnim vzglavnikom.

Opisali smo kinematiko poškodb, ki jo taki trki povzročajo, ter ugotovil, da sam mehanizem poškodb še ni v celoti raziskan in pojasnjen. Avtomobilska industrija temu problemu posveča vedno več časa in denarja. Rezultat tega so danes že številni aktivni sistemi, ki poskušajo omiliti posledice takih trkov.

Prvi in trenutno eden boljših takih sistemov je SAAB-ov sistem SAHR, katerega smo uporabili za našo analizo. Dimenzije ter ostale potrebne podatke smo določili z meritvami na sedežu SAAB-a 9-3 druge generacije.

Model sedeža smo izdelali s programom MSC Adams sami, medtem ko model človeka ter postavitev le-tega na sedež pa je delo asist. dr. Simona Krašne.

Rezultati analize sicer nakazujejo zmanjšanje možnosti poškodb (zmanjšana razdalja med glavo in vzglavnikom), vendar so razlike med aktivnim in pasivnim sistemom majhne. Rezultati so v veliki meri odvisni od togosti oblazinjenja naslonjala ter vzglavnika sedeža, ter popolni togosti mehanizma.

Nenavadno povečanje pospeška ki deluje na glavo modela pripisujemo temu, da se mehanizem še ni aktiviran v celoti ko vanj zadene glava. Pospšek je sicer močan, vendar kratkotrajen in zaradi tega ne tako nevaren kot prekomerno raztezanje vratu, čemur je sistem tudi namenjen. Da se vzglavnik ne pravočasno aktivira je mogoče pripisati tudi izbiri pospeška sistema sedež-človek pri trku.

Za natančnejšo analizo bi bilo potrebno določiti togost vseh delov sedeža (predvsem oblazinjenja), ter izdelava modela človeka z celotno hrbtenico (vretenca ter povezave med njimi).

Na tem mestu bi se radi zahvalili asist. dr. Simonu Krašni za pomoč pri simulaciji, servisu Kop-Car za posojen sedež, ter uporabnikom portala <http://www.saabslo.com> za nasvet in pomoč pri iskanju sedeža.



Literatura

- [1] SAE international: Stapp car crash conference, 2002
- [2] Koshiro Ono, Koji Kaneoka, Adam Wittek, Janusz Kajzer: Cervical injury mechanism based on the analysis of human cervical vertebral motion and head-neck-torso kinematics during low-speed rear impacts; Society of Automotive Engineers, Inc., Warrendale, Pennsylvania, USA, 1997
- [3] David S. Zuby, D. Troy Vann, ...; Crash test evaluation of whiplash injury risk; The Stapp Association, Ann Arbor, Michigan, USA 1999
- [4] John D. States, John C. Balcerak, ...; Injury frequency and head restraint effectiveness in rear-end impact accidents; Society of Automotive Engineers, Inc., Warrendale, Pennsylvania, USA 1972
- [5] Charles Y. Warner, Charles E. Strother, ...; Occupant protection in rear-end collisions; Society of Automotive Engineers, Inc., Warrendale, Pennsylvania, USA 1991
- [6] Harold D. Portnoy, Durand Benjamin, ...; Intracranial pressure and head acceleration during whiplash; Society of Automotive Engineers, Inc., Warrendale, Pennsylvania, USA 1970
- [7] <http://www.thatcham.org/>
- [8] <http://www.iihs.org/>
- [9] <http://www.saabslo.com/>



Priloge

Meritve vzmeti