

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA DOPRAVNÍ

Bc. Tereza Rufferová

**NUMERICKÁ ANALÝZA TLUMÍCÍCH VLASTNOSTÍ
OPĚRKY HLAVY**

Diplomová práce

2015



K618 Ústav mechaniky a materiálů

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE
(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení studenta (včetně titulů):

Bc. Tereza Rufferová

Kód studijního programu a studijní obor studenta:

N 3710 – DS – Dopravní systémy a technika

Název tématu (česky): **Numerická analýza tlumících vlastností opěrky hlavy**

Název tématu (anglicky): Numerical analysis of damping properties headrest

Zásady pro vypracování

Při zpracování diplomové práce se řiďte osnovou uvedenou v následujících bodech:

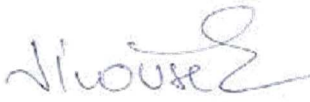
- V obecné části uvést do problematiky konstrukce automobilových sedadel a jejich bezpečnostních prvků. Stručně popsat jejich konstrukční řešení a ochranné účinky při nárazu.
- Vytvořit numerický model sedadla s opěrkou a bez opěrky hlavy a usadit model figuríny (Dummy). Model sedadla bude umožňovat výškové nastavení opěrky hlavy. Model doplnit o okrajové podmínky odpovídající zadnímu nárazu do osobního automobilu. Model bez opěrky hlavy a s opěrkou hlavy v několika výškových pozicích podrobit numerické analýze s využitím řešiče LS-DYNA.
- Provedené výpočty vyhodnotit, určit účinky nárazu na hlavu figuríny (především změna zrychlení a HIC faktor) a navzájem porovnat.


- Rozsah grafických prací: dle pokynů vedoucího DP v textu nebo příloze
- Rozsah průvodní zprávy: minimálně 55 stran textu (včetně obrázků, grafů a tabulek, které jsou součástí průvodní zprávy)
- Seznam odborné literatury: Anthropomorphic Test Dummies for Crash and Escape System Testing - AGARD Advisory Report 330, 1996
U. Franz, W. Schmid, P. Schuster: Observation during validation of side impact dummy models, DYNAmore GmbH, Langlingen, Germany
LS-DYNA User's manual, LSTC 2007

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Jan Vyčichl, Ph.D.**

Datum zadání diplomové práce: **27. června 2014**
(datum prvního zadání této práce, které musí být nejpozději 10 měsíců před datem prvního předpokládaného odevzdání této práce vyplývajícího ze standardní doby studia)

Datum odevzdání diplomové práce: **30. listopadu 2015**
a) datum prvního předpokládaného odevzdání práce vyplývající ze standardní doby studia a z doporučeného časového plánu studia
b) v případě odkladu odevzdání práce následující datum odevzdání práce vyplývající z doporučeného časového plánu studia


prof. Ing. Ondřej Jiroušek, Ph.D.
vedoucí
Ústavu mechaniky a materiálů


prof. Dr. Ing. Miroslav Svítek
děkan fakulty

Potvrzuji převzetí zadání diplomové práce.


Bc. Tereza Rufferová
jméno a podpis studenta

V Praze dne.....1. června 2015

Prohlášení

Předkládám tímto k posouzení a obhajobě diplomovou práci, zpracovanou na závěr magisterského studia na ČVUT v Praze Fakultě dopravní.

Prohlašuji, že jsem svou diplomovou práci vypracovala samostatně a že jsem uvedla veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o etické přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

Neznám závažný důvod proti užití tohoto díla ve smyslu §60 Zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Praze dne

.....
Bc. Tereza Rufferová

Poděkování

Ráda bych touto cestou poděkovala svému vedoucímu Ing. Janu Vyčichlovi, PhD., za odborné vedení, ochotu a cenné rady, které mi během zpracování této práce i celého studia poskytoval. Zároveň bych chtěla poděkovat všem přátelům a blízkým, ale především svému partnerovi a své mamince, kteří mě po celou dobu podporovali.

Tato práce vznikla za podpory výzkumného záměru MSM6840770043.

ABSTRAKT

Předmětem diplomové práce „Numerická analýza tlumících vlastností opěrky hlavy“ je vytvořit a analyzovat numerický model automobilové sedačky s hlavovou opěrkou v různých výškových polohách a i bez ní. Úkolem je provést simulaci čelního a zadního nárazu automobilu s připoutanou figurínou Dummy a na základě hodnoty biomechanického kritéria poranění hlavy HIC porovnat účinnost opěrky v jednotlivých polohách.

Klíčová slova: hlavová opěrka, HIC, Dummy, LS-DYNA

ABSTRACT

The subject of the thesis „Numerical analysis of damping properties headrest“ is to create and analyze numerical model of car seat with the headrest in different positions and also without it. The task is to run the simulation of frontal and rear impact with belted Dummy and to compare the protective effect of head restraint in each position based on the value of Head Injury Criterion.

Key words: head restraint, HIC, Dummy, LS-DYNA

OBSAH

ÚVOD	8
1 KONSTRUKCE AUTOMOBILOVÝCH SEDADEL	10
1.1 Rám	10
1.2 Pěna	11
1.3 Potah	11
1.4 Opěrka hlavy	11
2 ERGONOMIE SEZENÍ	13
2.1 Ergonomické parametry	13
3 BEZPEČNOSTNÍ PRVKY SEDADEL	15
3.1 Opěradlo	16
3.2 Bezpečnostní pásy	17
3.2.1 Blokovací mechanismy	17
3.2.2 Předepínače bezpečnostních pásů	17
3.2.3 Omezovače napínací síly	18
3.3 Aktivní opěrka hlavy	18
3.3.1 RHR (Reactive Head Restraint)	19
3.3.2 PAHR (Pro Active Head Restraint)	19
3.3.3 Nafukovací hlavová opěrka	19
4 TESTOVÁNÍ SEDADEL	20
4.1 Testy deformací	21
4.1.1 Zkouška funkce hlavové opěrky	21
4.1.2 Zkouška deformace pěny - Kvazistatický test	22

4.2	Testy pevnosti	22
4.3	Zkouška absorpce energie - Dynamický test	22
5	NASTAVENÍ OPĚRKY – EXPERIMENT	24
6	PORANĚNÍ KRČNÍ PÁTEŘE	26
6.1	Příčiny vzniku poranění	27
6.2	Syndrom Whiplash	27
6.3	Biomechanická kritéria	28
7	NÁRAZOVÉ FIGURÍNY HYBRID III	31
8	POUŽITÝ SOFTWARE	33
8.1	ANSYS	33
8.2	LS-PrePost	33
8.3	LS-DYNA Solver	34
9	TVORBA MODELU	35
9.1	Geometrický model	35
9.2	Hlavová opěrka	37
9.3	Numerický model	37
9.4	Materiálové vlastnosti	38
9.5	Definice kontaktů	38
9.6	Funkce rychlosti	39

9.7	Nastavení času	40
10	VÝSLEDKY SIMULACÍ	41
10.1	Čelní náraz	41
10.1.1	Varianta 1: Bez opěrky	41
10.1.2	Varianta 2: 18 mm	44
10.1.3	Varianta 3: 40 mm	46
10.1.4	Varianta 4: 62 mm	47
10.1.5	Varianta 5: 84 mm	49
10.1.6	Srovnání čelní náraz	51
10.2	Zadní náraz	54
10.2.1	Varianta 1: Bez opěrky	54
10.2.2	Varianta 2: 18 mm	57
10.2.3	Varianta 3: 40 mm	58
10.2.4	Varianta 4: 62 mm	60
10.2.5	Varianta 5: 84 mm	62
10.2.6	Srovnání zadní náraz	64
11	ZÁVĚR	67

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

ABS	Akrylonitrilbutadienstyren
AHR	Aktivní hlavová opěrka (Active Head Restraint)
AIS	Stupnice poranění
BioRID II	Figurína pro testování zadního nárazu
ČVUT	České Vysoké Učení Technické
3DH	Třídimenzionální H-bodová figurína
ECE	Economic Commision for Europe
EHK	Evropská hospodářská komise
FMVSS	Federal Motor Vehicle Safety Standarts
HIC	kritérium poranění hlavy (Head Injury Criterion)
HPC	Kritérium poranění hlavy (Head Performance Criterion)
HUMoN	Human model of the neck (model lidského krku)
ISO	Mezinárodní organizace pro standardizaci
LED	Světelná dioda (Light Emitting Diode)
LSTC	Livemore Software Technology Corporation
MKP	Metoda konečných prvků
NIC	Kritérium poranění krku (Neck Injury Criterion)
PAHR	Pro Active Head Restraint (aktivní hlavová opěrka)
PU	Polyuretan
RHR	Reactive Head Restraint
TCFC	Kritérium tlakové síly působící na holenní kost
ThCC	Biomechanické kritérium stlačení hrudníku
UV	Ultrafialové záření (Ultra Violet)
WAD	Whiplash Associated Disorders

ÚVOD

Význam slova automobil pochází z řeckého *áuto* – samostatně a latinského *mobilis* – pohyblivý. Odtud také vzešel původní český výraz *samohyb*, který odpovídá doslovnému překladu. Dle definice jde tedy o pozemní dopravní prostředek, nezávislý na kolejích či trolejích, který je schopen se pohybovat díky svému vlastnímu pohonu a to bez pomoci lidské síly, či tažných zvířat.

Historie automobilů se píše od konce 18. století, kdy byl zkonstruován první parní stroj. Mezi významné konstruktéry patřil například James Watt (1736 – 1819), či Nicolas Cugnot (1725 – 1804). Navzdory jejich provozní náročnosti a relativně nízké rychlosti, patřilo parním strojům i téměř celé devatenácté století a to až do příchodu spalovacího motoru. První čtyřdobý spalovací motor vyvinul v roce 1862 Otto Nicolas (1832 – 1891).

Od doby, kdy německý automobilový konstruktér Karl Friedrich Benz (1844 – 1929) uvedl na trh svou motorovou tříkolku, uplynulo již 130 let. Za ta léta prošel automobilismus mnoha vývojovými změnami, zaznamenal obrovský rozmach a přinesl s sebou mnohé benefity. V dnešní době je celosvětově jedním z nejvýznamnějších průmyslových odvětví. Tato práce má ovšem za cíl věnovat se nikoli výhodám, nýbrž rizikům a negativním důsledkům automobilového provozu.

Již celá desetiletí zkoumají odborníci v oboru dopravy vliv konstrukce dopravního prostředku i dopravní cesty na bezpečnost cestujících. Snaha zajistit maximální možnou bezpečnost v souladu s dostatečnou mírou komfortu během jízdy nás provází i dnes.

Se zvyšujícími se nároky na rychlost a pohodlí cestování roste i míra nehodovosti. Ta se, z jedné jediné smrtelné dopravní nehody za prvních deset let provozu automobilů, vyšplhala, dle aktuálních statistik pro ČR, až na devět set úmrtí ročně. Výskytu automobilových nehod, vznikajících následkem selhání lidského činitele, lze obecně jen stěží předejít. Je proto zapotřebí soustředit veškerou energii na eliminaci jejich následků. Následky lze eliminovat jednak v oblastech stavby komunikace, dále vhodným chováním všech účastníků silničního provozu a v neposlední řadě také konstrukcí automobilu.

Z hlediska zajištění bezpečnosti posádky vozidla rozlišujeme dvě skupiny konstrukčních prvků, a sice aktivní a pasivní bezpečnostní prvky. Aktivní bezpečnost má za úkol zabránit vzniku nehody, patří sem tedy prvky usnadňující řízení (protiblokovací, protiprokluzový a stabilizační systém), nebo prvky upozorňující na nebezpečné situace. Prvky pasivní bezpečnosti naopak zmírňují následky nehody, které se předejít nepodařilo. Tato diplomová

práce se zaměřuje na druhou skupinu prvků, do které patří deformační zóny karoserie, airbagy, bezpečnostní pásy a především také hlavové opěrky.

Zahájení testování jednotlivých prvků pasivní bezpečnosti přineslo důležité poznatky týkající se konstrukce jak sedadel samotných, tak i opěrek a bezpečnostních pásů. Simulace reálné nehodové situace umožnila optimalizaci jednotlivých konstrukčních prvků tak, aby co nejlépe chránili posádku zasaženého vozidla.

Když se v polovině 20. století upustilo od pokusů se zvířaty a neživými těly, přišla na řadu nárazová figurína (Dummy), která díky věrohodnému napodobení geometrických i materiálových vlastností lidského těla, přinesla významný posun v oblasti zkoumání průběhu nehodového děje.

Crash testy s figurínou jsou prováděny dvojím způsobem. Jedná se buď o experimentální simulaci, tedy skutečné, fyzické usazení figuríny do automobilu, nebo o vytvoření numerického modelu v jednom ze specializovaných softwarů. Náročnost experimentálních simulací je z hlediska pořizovacích nákladů na testovací vozidla a figuríny Dummy velmi vysoká. Zde proto nastupuje numerické modelování, které umožňuje efektivní a levný rozvoj v oblasti návrhu a posuzování konstrukčních prvků.

V roce 1955 byly provedeny první experimenty, při nichž byla figurína Dummy podrobena zadnímu nárazu a následně byla zkoumána její kinematika. Tyto studie jako jedny z prvních prokázaly zásadní roli výškového nastavení hlavové opěrky a na jejich základě vznikly standardy pro hlavové opěrky tak, jak je známe dnes.

1 KONSTRUKCE AUTOMOBILOVÝCH SEDADEL

Z hlediska konstrukce rozlišujeme dva základní typy automobilových sedadel a těmi jsou přední a zadní. Přední sedadla na rozdíl od zadních jsou oddělená, s vlastní nosnou konstrukcí, zatímco zadní sedadla jsou sedáky i opěradly připevněna ke karoserii. Zadní sedadla se mohou vyskytovat i v samonosné podobě, kdy je využito stejné koncepce jako u předních sedadel a je tedy umožněno samostatné polohování. Samonosná zadní sedadla se však vyskytují jen u větších automobilů, ve většině případů se tedy setkáváme s klasickou lavicí [1]. Konstrukce však vždy, bez ohledu na typ sedadla, sestává ze čtyř základních prvků (Obr. 1). Těmi jsou:

- Rám
- Pěna
- Potah
- Opěrka hlavy



Obrázek 1 - Konstrukční prvky sedadla [2]

Doplňkové součástky sedadla tvoří například ovládání výškového nastavení, krycí panely, ovládací madlo sklápěče, ovládací madlo vyklenování bederní části opěry či boční airbag [2].

1.1 Rám

Rám sedadla je tvořen ocelovou konstrukcí svařenou z trubek a plechových výlisků. Pro zadní sedadla se často používají svařené struktury z ohýbaných drátů. Konstrukce rámu zahrnuje sedák, který je prostřednictvím sklápěče (kloubu) propojen s opěradlem, dále pak ovládání pro nastavení sedadla a úchyty pro bezpečnostní prvky. Posuvný mechanismus kolejnic připevňuje vanu sedáku k rámu automobilu a zároveň umožňuje posuv sedadla vpřed a vzad. Opěradlo je tvořeno rámem opěry předního sedadla s vyklenutím bederní části. Vzhledem k vyšší efektivitě bývají rámy tvořeny z modulárních struktur zajišťujících jednodušší konfiguraci [3].

1.2 Pěna

Pro výplň sedadla je z hlediska materiálových vlastností nejvhodnější lisovaná nebo litá polyuretanová (PU) pěna. Důležitá je její schopnost tlumit vibrace, navíc je dostatečně flexibilní, tepelně vodivá a deformačně stálá. Nevýhodou je však špatná vodivost vzduchu a vodních par, kterou částečně kompenzují ventilační otvory a klimatizační systémy v polštáři sedáku. Výroba polštářovacích vložek probíhá odléváním do forem. Výplň sedadla určuje ergonomii a komfort během jízdy, proto je důležité zajistit co nejrovnoměrnější rozložení tlaků mezi sedadlem a cestujícím. PU pěny jsou podrobovány zkouškám kvality podle mezinárodních standardů a norem [4].

1.3 Potah

Potah sedadla tvoří několik vzájemně sešitých vrstev kůže či textilů. Vrchní vrstvou bývá tkanina, pletenina, nebo usně, pod ní následuje tenká vrstva polyuretanové pěny a nakonec podšívka z osnovní pleteniny. Jednotlivé vrstvy jsou sešity speciálními nitěmi, které musí dle pevnostních standardů zajišťovat správnou destrukci při aktivaci bočního airbagu. Výhodou použití kůže je její odolnost a snadná údržba, textil má oproti tomu lepší prodyšnost vzduchu a vodních par. Dalším důležitým požadavkem je odolnost potahu a švů vůči UV záření [3],[4].

1.4 Opěrka hlavy

Od roku 1969 existuje v rámci FMVSS bezpečnostní norma pro motorová vozidla, která stanovuje povinnost na vybavení všech nových osobních automobilů hlavovou opěrkou. Základním požadavkem, kladeným na tento prvek pasivní bezpečnosti, je schopnost absorbovat energii nárazu hlavy během autonehody. Správně nastavená opěrka by měla zabránit prudkému a hlubokému záklonu hlavy při nárazu a snížit tak riziko vzniku poranění krční páteře – syndrom prásknutí bičem [4].

Ještě větší bezpečnost dnes zajišťuje systém aktivní hlavové opěrky. Jedná se o mechanismus páky, kde při nárazu do zadní části vozidla dochází k působení lidského těla na opěradlo, tím je opěrka posunuta dopředu a vzhůru, čímž dojde ke zkrácení vzdálenosti mezi hlavou cestujícího a hlavovou opěrkou. Prosté mechanické ovládání zároveň minimalizuje riziko poruchy. Existuje i elektronicky ovládaná varianta aktivní opěrky, k její aktivaci dochází prostřednictvím signálu ze senzorů na nárazníku. Aktivní hlavová opěrka dokáže snížit ohybový moment krční páteře až o 45% [5].

Mechanismus opěrky je propojen s kostrou opěradla pomocí tenkostěnných ocelových trubek či, dnes již méně často, tyčových polotovarů. K výškovému nastavení hlavové opěrky slouží vyfrézované drážky na ocelových trubkách, které můžeme vidět na obrázku č. 2. Polohu lze uvolnit pomocí aretačního mechanismu, umístěného na levé tyči hlavové opěrky.



Obrázek 2 - Geometrický model hlavové opěrky

2 ERGONOMIE SEZENÍ

Cílem dnešních výrobců automobilů je krom bezpečnosti i dosažení co největšího pohodlí pro zákazníky. Při vybavování sedadel nadstandartními systémy, jako například vytápění či masážní mechanismus, je však třeba zohlednit zatěžování životního prostředí, proto převažuje snaha zachovat celou konstrukci co nejlehčí. Vnitřek vozidla by měl být seřiditelný tak, aby řidiči umožňoval dosáhnout na pedály a všechny ovladače, poskytoval dostatek prostoru mezi volantem a hrudníkem, a aby bezpečnostní pás či airbag fungoval v případě nehody co nejúčinněji. Zároveň by výška posazení řidiče měla zajišťovat optimální výhled na zpětné a boční zrcátka a volant by se měl nacházet v pohodlném dosahu (bez nutnosti natahovat paže) [6].

Co se týče samotného sedadla, opěradlo by mělo být dostatečně vysoké i široké a délka sedáku v ideálním případě nastavitelná. Ramenní popruh bezpečnostního pásu by měl mít výškově nastavitelné uchycení na B-sloupku. Opěrka hlavy by měla mít nastavitelnou jak výšku, tak i úhel vpřed a vzad, s možností uzamčení v libovolné pozici.

Mezi nastavitelné parametry sedadla patří [7]:

- Výška sedáku od podlahy
- Úhel sedáku
- Úhel opěradla
- Vzdálenost mezi opěradlem sedadla a volantem (vzdálenost od pedálů)
- Bederní opěrka
- Hlavová opěrka

2.1 Ergonomické parametry

Při návrhu sedadla je zapotřebí definovat základní body, přímky, úhly a oblasti, vypovídající o poloze cestujícího a prvků sedadla. Čtyřmi primárně definovanými prvky jsou:

H-bod (Hip point) – Ten tvoří střed otáčení mezi trupem a stehnem pasažéra. Jeho poloha se mění s nastavením sedadla a zjišťuje se pomocí trojrozměrného měřicího zařízení 3DH, dle platné normy ISO 6549 [8].

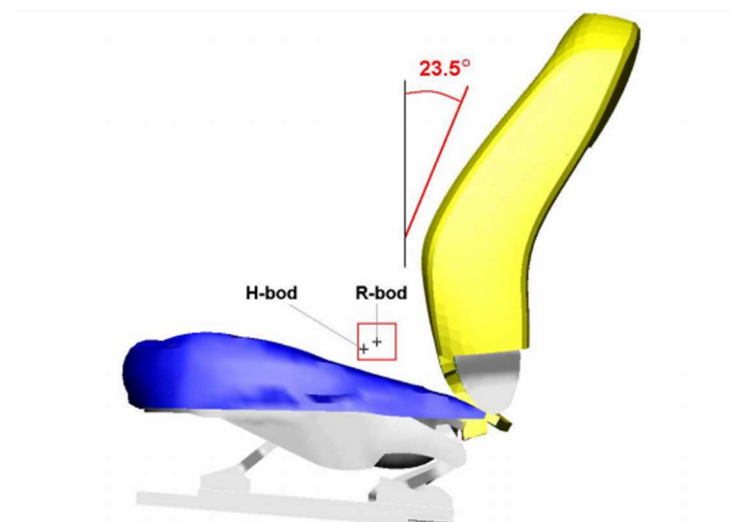
R-bod (Reference point) – Jedná se o bod zastupující umístění H-bodu pro potřeby designu (viz. Obr. 3). Norma ISO 6549 přikazuje umístění R-bodu v rámci čtverce o straně 50mm se středem v H-bodu stanoveném měřicím zařízením. R-bod slouží [8]:

- K simulaci pozice kyčelního kloubu posádky

- Pro stanovení nejčastější polohy posádky na všech sedadlech
- Jako základní referenční bod pro stanovení velikosti a rozložení prvků v interiéru
- Jeho souřadnice jsou určeny s ohledem na navrženou strukturu vozidla

Čára trupu (Torso line) – Čára trupu reprezentuje spojnicí středu hlavy s kyčelním kloubem. V rámci měřicího zařízení je zastoupena tyčí vedoucí z H-bodu do prostoru hlavy.

Úhel sedadla – Úhel, který svírá čára trupu se stehnem pasažéra, či tyče, které je zastupují na měřicím zařízení.



Obrázek 3 - Výsledná poloha H-bodu vůči R-bodu sedačky [9]

3 BEZPEČNOSTNÍ PRVKY SEDADEL

Automobilová sedadla a hlavové opěrky hrají významnou roli v oblasti bezpečnosti během dopravní nehody, zejména jedná-li se o zadní náraz při nízkých rychlostech. Z tohoto hlediska je důležité věnovat pozornost jejich materiálovým vlastnostem a funkčním charakteristikám [10].

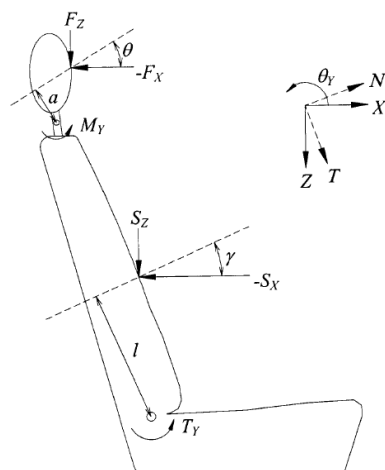
Automobilové sedadlo se skládá ze tří základních částí, těmi jsou: sedák, opěradlo a, ve většině případů oddělená, hlavová opěrka. Opěradlo a opěrka hlavy zastupují plochu primární interakce mezi vozidlem a posádkou během zadního nárazu. Bylo dokázáno, že rozdíly v konstrukci automobilových sedadel mají větší vliv na bezpečnost posádky, než rozdíly v celkové struktuře vozidla. Sedadlo tedy patří k základním prvkům pasivní bezpečnosti, zajišťujícím prevenci vzniku poranění krční páteře během autonehody [11].

Primárním požadavkem, kladeným na sedadla a opěrky hlavy, je plnění zádržné funkce – tedy schopnost odolat setrvačné síle těla a hlavy cestujícího, či nákladu. Dále se předpokládá, že budou konstruovány tak, aby svým tvarem nezpůsobovaly zranění osob.

Zádržnou funkci sedadel dělíme pro přední a zadní sedadla takto:

- Přední sedadlo chrání při nárazu zezadu osobu na něm sedící a při nárazu zepředu osobu sedící za ním.
- Zadní sedadlo chrání při nárazu zezadu osobu na něm sedící a rovněž při nárazu zepředu proti setrvačné síle nákladu.

Je-li kinematika a kinetika posádky ovlivněna vlastnostmi sedadla, je tedy třeba zkoumat mimo jiné schémata jeho zatížení. Aplikované síly a momenty můžeme vidět na obrázku číslo 4, kde F_x , F_z , S_x a S_z zastupují vodorovné a svislé složky sil, θ a γ určují směr původní síly, M_y a T_y jsou ohybové momenty a l a a jsou ramena, na nichž působí. K optimalizaci konstrukce sedadla za účelem minimalizace následků poranění krční páteře je třeba znát nejen velikost zatížení, ale i jeho okamžitou povahu [10].



Obrázek 4 - Schématické znázornění rozkladu sil působících na opěradlo a hlavovou opěrku [10]

3.1 Opěradlo

Mnohé studie zabývající se vlivem mechanických vlastností opěradla na posádku během zadního nárazu prokázaly, že opěradla s větší tuhostí dávají za vznik většímu zrychlení hrudníku, což zvyšuje pravděpodobnost vzniku jeho poranění. Tuhost sedadla však musí být dostatečná nato, aby jednak udržela cestujícího a zároveň ho ochránila před extrémním natažením. Opěradla z velmi elastických materiálů mohou ale naopak způsobit zpětný odraz – „odskok“ pasažéra směrem dopředu a umocnit tak syndrom prasknutí bičem. Elastická energie opěradla uvolněná následkem působení zatížení od dopadu trupu, odrazí trup vpřed, zatímco hlava stále vykonává pohyb vzad. Tímto dochází k nárůstu relativní lineární a úhlové rychlosti hlavy vůči trupu a rovněž zpoždění kontaktu hlavy s opěrkou [10].

Dále můžeme říci, že čím větší je tuhost dolní části opěradla a čím hlubší je jeho horní část, tím menší je výsledné posunutí mezi trupem a hlavou. Zároveň větší tuhost rámu opěradla lehce zvětšuje vzájemné posunutí mezi trupem a hlavou. Obecně lze říci, že hodnoty sil a ohybových momentů působících na krk se snižují se snižujícím se posunutím mezi hlavou a trupem. Tyto poznatky potvrzují, že i drobné změny v konstrukci či nastavení automobilové sedačky mohou mít zásadní vliv na ochranu krční páteře.

Porovnáváme-li přední a zadní sedadla z hlediska bezpečnosti, zadní opěradla jsou, na rozdíl od předních, pevně připojena ke karoserii a proto během nárazu snáze absorbují vzniklé zatížení. Zcela zásadní roli hraje ovšem i počáteční poloha osoby vzhledem k opěradlu.

3.2 Bezpečnostní pásy

Jedním ze základních prvků pasivní bezpečnosti je zádržný systém bezpečnostních pásů. V moderních vozidlech se na všech sedadlech nacházejí třibodové samonavíjecí pásy vybavené předepínačem a omezovačem napínací síly. Kromě třibodových existují i čtyř- a více bodové bezpečnostní pásy, které se používají například v závodních vozidlech.

3.2.1 Blokovací mechanismy

K napínání popruhu dochází prostřednictvím navíjení za působení spirálové pružiny. Zcela zásadní roli hrají v případě autonehody blokovací mechanismy bezpečnostních pásů. Kyvadlový mechanismus reaguje na brždění vozidla zablokováním rohatky navíjecího bubínku. Poté, co vozidlo přestane brzdit, vrátí se systém do původní polohy. Předpisy EHK stanovují, že tento mechanismus musí reagovat při zpomalení vozidla 0,4 g. Stejně tak reaguje odstředivý regulátor, je-li zrychlení odvíjení pásu větší než 0,6 g. Dojde-li k překročení určitého náklonu, nebo odstředivé boční síly vozidla, bubínek se opět zablokuje [12].

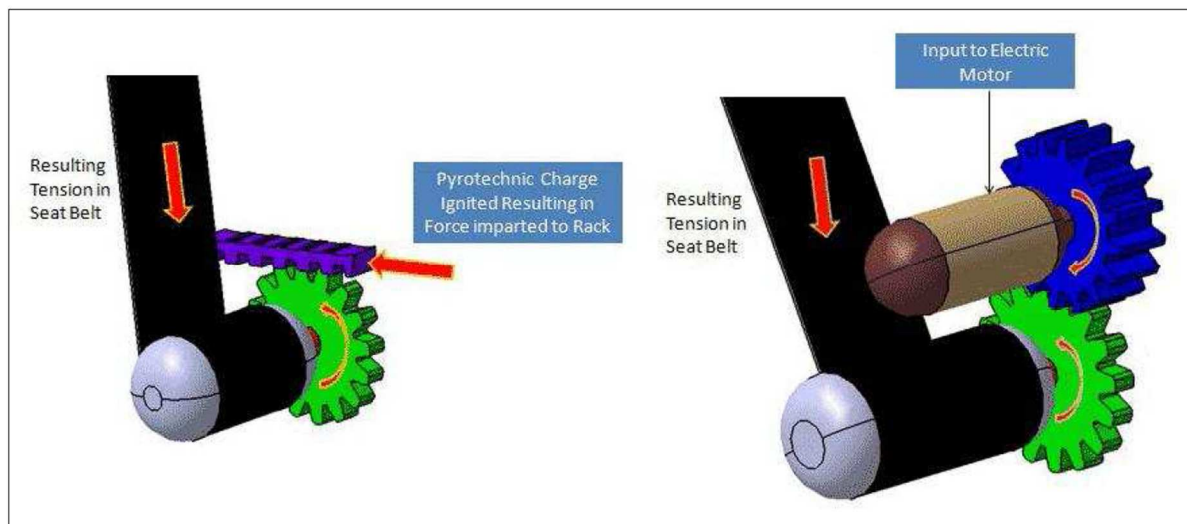
3.2.2 Předepínače bezpečnostních pásů

Předepínače snižují pravděpodobnost poranění o pás během prudkého zpomalení a optimalizují vzdálenost pasažéra od čelního airbagu. Díky přitažení vlivem předepínače dolehne bezpečnostní pás těsněji na tělo a udrží trup během čelního nárazu opřený o opěradlo sedadla. Mechanismus se aktivuje pouze, dojde-li k silnému čelnímu nárazu a to během deseti milisekund po nárazu. K úplnému zablokování dojde přibližně do dvaceti milisekund po nárazu za působení síly až 5 kN. Pás se přitom zkrátí až o 120 mm [13].

Předepínací mechanismy můžeme dělit na:

- Mechanické – Zdrojem navíjecí energie je předepjatá pružina, která se v momentě aktivace uvolní a pás je následně přitažen prostřednictvím ocelového lanka. Zpětná západka zabraňuje opětovnému povolení pásu.
- Hydraulické – Zde dochází k využití energie kapaliny. Během nehody stlačí nárazník píst v potrubí, načež vedení kapaliny pod písty předepínacích zařízení pásů způsobí jejich napnutí.
- Elektrické – Řídící jednotka dává impuls elektrickému motoru, přes jehož převod je opatřen navíjecí mechanismus.

- Pyrotechnické – Řídící jednotka airbagů vyhodnocuje signály ze snímačů zpomalení, a dojde-li k překročení kritického zpomalení po určitou dobu, odpálí pyrotechnickou náložku. Vlivem vzniklého tlaku plynu se rozpožhuje kuličkový rotační píst otáčející bubnem, na který se navíjí bezpečnostní pás [14]. Tento typ předepínače je v současné době nejběžnější a jeho schéma můžeme vidět na obrázku číslo 5.



Obrázek 5 - Pyrotechnický předepínač bezpečnostního pásu [14]

3.2.3 Omezovače napínací síly

Omezovače napínací síly se aktivují asi 80 až 110 milisekund po nárazu. Jejich úkolem je zabránit tomu, aby tlak, kterým pás působí na hrudník během nárazu, nepřekročil biomechanická kritéria [13].

Omezovače síly, kterou pás působí na hrudník a pánev, fungují nejčastěji na principu:

- Plastické deformace – síla je omezena deformací torzní tyče na navíjecím bubnu pásu.
- Suchého tření – síla je omezována třením ploch třecího obložení na bubnu navíjecího mechanismu.
- Destrukce pásu – sílu omezuje sada trhacích švů na bezpečnostním pásu.

3.3 Aktivní opěrka hlavy

Co se týče analýzy vzniku poranění krční páteře, velká pozornost je věnována zejména správnému vertikálnímu a horizontálnímu nastavení hlavové opěrky. Čím dále je hlava vzdálená od opěrky, tím dochází k většímu posunutí mezi hlavou a krkem. Na porozumění dynamické odezvě opěrky na zatěžování a její interakci s opěradlem je už kladen menší důraz.

Principem aktivních opěrek je zmenšení vzdálenosti mezi hlavou pasažéra a opěrkou, čehož je dosaženo pohybem opěrky směrem vzhůru a vpřed. Rozlišujeme následující tři typy aktivních opěrek [15]:

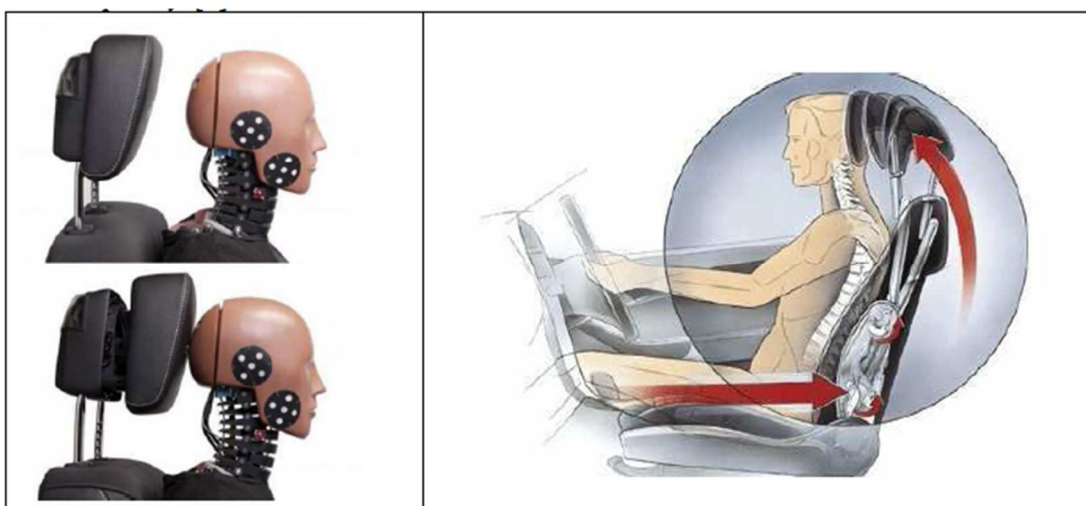
3.3.1 RHR (Reactive Head Restraint)

Ochranný účinek RHR opěrky spočívá v tom, že se hned na počátku nárazu posune vpřed a nahoru. Startovacím impulsem je signál ze sensorů na nárazníku, nebo uvnitř automobilu.

3.3.2 PAHR (Pro Active Head Restraint)

Zde je pohyb opěrky vyvolán působením hmotnosti pasažéra, který se během nehody opře do opěradla v oblasti beder. Tlak vyvolaný zády cestujícího spustí pákový mechanismus zabudovaný v bederní opěře. Opěrka hlavy, která je s mechanismem propojená, se tak začne pohybovat dopředu a vzhůru [16].

Po nárazu se celý systém vrací do původní polohy. Mechanismus opěrky je znázorněn na obrázku č. 6.



Obrázek 6 - Princip funkce RHR (vlevo) a PAHR (vpravo) [15]

3.3.3 Nafukovací hlavová opěrka

Nafukovací opěrka funguje na principu integrovaného airbagu. Během nárazu dojde ke zvětšení celé plochy airbagu, což se ukázalo jako velmi efektivní, vzhledem k nezávislosti na přednastavené pozici opěrky, či výšce pasažéra. Zachování obvyklého komfortu pro cestující zajišťují bloky pěny, kterými je airbag uvnitř opěrky pokryt [16].

4 TESTOVÁNÍ SEDADEL

Podmínkou uvedení automobilového sedadla na trh je vyhovění celé řadě standardů. Tyto normy se týkají zejména bezpečnosti posádky, přičemž kladou nároky na pevnost, rozměry a umístění některých prvků sedadel a na jejich povrchovou úpravu. Mezi vlastnosti, jejichž vliv byl historicky zkoumán, patří geometrické charakteristiky, ovladatelnost, tuhost a absorpce energie. Výsledky vesměs potvrdily, že plastické chování sedadla snižuje potenciál vzniku zranění. Stejně tak se zvyšující se schopností opěradla absorbovat energii dochází ke snížení rizika. Dalšími zkoumanými parametry jsou například úhel mezi opěradlem a sedákem, či tření vznikající mezi opěradlem a zády pasažéra [17].

Před uvedením sedadla do provozu je třeba, aby úspěšně prošlo řadou definovaných experimentů. V rámci evropské unie zahrnuje soupis těchto standardů směrnice evropského parlamentu a rady 2007/46/ES. Výrobce je povinen doložit na příslušném úřadě dokumenty prokazující vyhovění těmto standardům.

Konkrétní testy sedadel, kromě těch předepsaných normami, se u jednotlivých výrobců liší. Níže je uvedeno několik kategorií, do kterých mohou být testy rozděleny [18]:

- Testy deformací
 - Zkouška funkce hlavové opěrky
 - Zkouška deformace pěny
- Testy pevnosti
 - Statická zkouška pevnosti opěradla – zádová skořepina zkušební figuríny působí horizontální silou na horní část rámu opěradla.
 - Zkouška pevnosti uchycení sedadla – provádí se buď nárazem do bariéry, nebo zpomalením karoserie za využití saní.
- Testy funkčnosti
 - Zkouška ochrany cestujících před posunem zavazadel - probíhá za pomoci zátěžových zkušebních bloků a urychlovacího zařízení. Testována je krom ochranné schopnosti sedadel i funkce příček a zavazadlových úchytů.
- Testy konfigurace
- Zkouška absorpce energie opěradla, sedadla a opěrky hlavy
- Testy ovládacích sil
- Testy polohy H-bodu a úhlů nastavení
- Testy životnosti
- Kontrola rozměrů

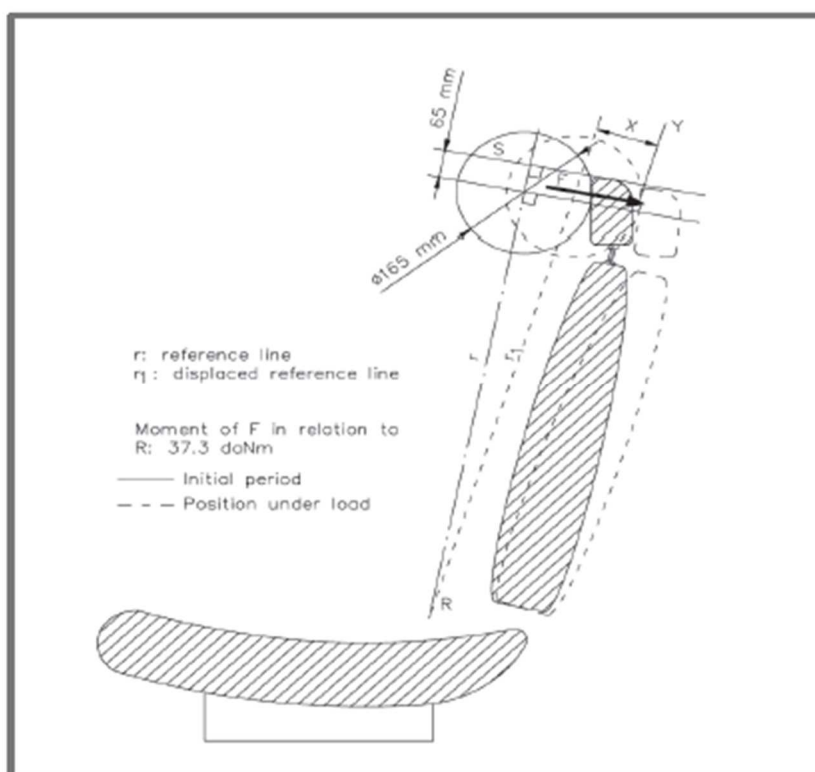
4.1 Testy deformací

Jedná se o měření deformací jak při běžných podmínkách, tak i ve výjimečných situacích. Převážná část těchto testů však vychází z požadavků na chování sedadel během havárie. Z kapacitních důvodů byly k podrobnějšímu popisu vybrány pouze dvě zkoušky a to sice zkouška posunutí hlavové opěrky a zkouška deformace pěny.

4.1.1 Zkouška funkce hlavové opěrky

Všechny testy v rámci normy ECE R17, pod kterou tento test spadá, mají sklon čáry trupu definovaný na 25° vůči vertikální ose. Zároveň musí zkouška probíhat s hlavovou opěrkou v co nejnepříznivější (horní) poloze. Příloha normy jasně definuje polohu H-bodu, R-bodu a příslušných úhlů.

Při zkoušce je využívána kulová hlavice o průměru 165 mm se středem ve střední rovině sedadla, která působí silou kolmo na referenční osu opěrky. Bod dotyku se nachází 65 mm od horní hrany hlavové opěrky. Schéma průběhu zkoušky je zobrazeno na obrázku 7. Opěrka je zatěžována tak, aby výsledný moment k R-bodu byl 375Nm. Vzdálenost x , zobrazující posunutí sedadla, nesmí přesáhnout 102 mm [19].



Obrázek 7 - Test posunutí hlavové opěrky dle ECE R17 [19]

4.1.2 Zkouška deformace pěny - Kvazistatický test

Stlačitelnost je přirozenou vlastností PU pěny využívané při výrobě sedadel. Stlačení však musí být kontrolovatelné a odpovídat zákonným požadavkům. Zkouška probíhá za pomoci hydraulického pístu napojeného na hlavici, která působí silou kolmo na opěradlo 267 mm nad bodem H [18]. Během zkoušky je zaznamenávána aplikovaná síla, strunový potenciometr pak zaznamenává dráhu stlačení pěny v bodě působení síly. Naměřené hodnoty jsou následně zpracovány a porovnávány s definovanou křivkou. Na sedadle jsou vždy alespoň dva tlačné body.

4.2 Testy pevnosti

Testy pevnosti se od deformačních zkoušek liší především použitím větších sil, přičemž podmínky zůstávají stejné. Například v případě testu opěrky je celá situace stejná jako během zkoušky posunutí hlavové opěrky, pouze je tentokrát aplikován moment 890 Nm. Aby byla podmínka splněna, musí sedadlo této síle odolat, aniž by došlo k jakémukoli poškození.

Pro každou úroveň zatížení je stanoveno dovolené poškození sedadla. Od mechanismů sedadla se rovněž očekává, že vydrží přetížení při nehodě, které může dosahovat až 30 g [18]. Dalším požadavkem je, aby byl umožněn výstup cestujících z vozidla i po nehodě, během které vzniklo výše uvedené přetížení. Mezi testy pevnosti patří i test ochrany posádky před nákladem v zavazadlovém prostoru.

4.3 Zkouška absorpce energie - Dynamický test

Stejně jako předchozí dvě kategorie jsou i tyto zkoušky úzce spjaty s pasivní bezpečností. Zkouška absorpce energie je zahrnuta v již zmíněné normě ECE R17 a využívá se při ní kalibrované rázové kyvadlo. Kyvadlo naráží horizontálně do opěradla sedadla s nárazovou hlavici připevněnou paralelně se sedadlem. Hmotnost kyvadla lze vypočítat ze vzorce:

$$m_r = m * \frac{l}{a} ,$$

Kde m_r je redukovaná hmotnost čepu kladiwa ve středu rázu (6,8 kg), m je celková hmotnost ve vzdálenosti a mezi středem nárazu a osou otáčení a vzdálenosti l mezi těžištěm a osou otáčení. Pro redukovanou hmotnost kyvadla 6,8 kg nesmí zpomalení přesáhnout 80 g po dobu delší než 3 ms [18].

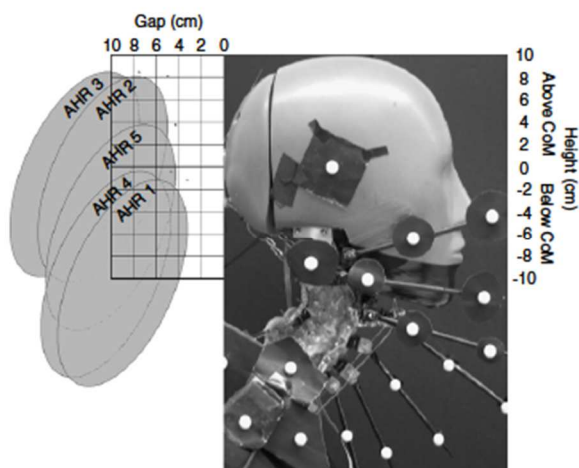
Kinematika sedadla a opěradla je zaznamenávána pomocí vysokorychlostní kamery (500 snímků za sekundu). Posunutí v sagitální rovině jsou následně získávána z videozáznamu. Ze záznamu vysokorychlostní kamery je zjištěna rychlost kyvadla ve směru osy x , na základě této rychlosti je pak vypočítán koeficient restituace a energie uvolněná při interakci

opěradla s nárazovou hlavicí. Při vyšší rychlosti dochází ke snížení koeficientu restituace a zvýšené absorpci energie. Dynamický test vzhledem ke kvazistatickému umožňuje simulovat situaci chováním bližší skutečnému nárazu.

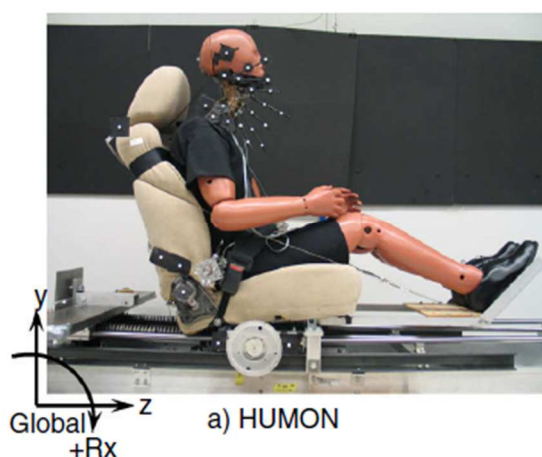
Testy potvrdily, že geometrické parametry (neboli vertikální a horizontální nastavení hlavové opěrky) mají největší vliv na kinematiku hlavy vůči trupu. Konstitutivní charakteristiky jako kvazistatická tuhost či absorpce energie nebyly z hlediska potenciálního poranění krční páteře shledány stejně závažnými jako geometrické vlastnosti.

5 NASTAVENÍ OPĚRKY – EXPERIMENT

V roce 2009 proběhl experiment, jehož cílem bylo jednak porovnat různé varianty výškového a horizontálního nastavení opěrky hlavy z hlediska ochranného vlivu pro krční páteř, a zadruhé vytvořit zcela nový model lidského krku – HUMoN [20], sloužící pro simulace syndromu whiplash. Tento model sestával ze vzorků krčních obratlů, kde obratel T1 byl pevně připevněn k torzu nárazové figuríny pro zadní náraz BioRID II a obratel C1 k antropometrické hlavě, jak můžeme vidět na obrázku číslo 9. Během experimentu byla využita PAHR opěrka, přičemž byl sledován syndrom whiplash v jejích pěti různých nastaveních (Obr. 8): minimální odsazení i výška (AHR1), střední odsazení a maximální výška (AHR2), maximální odsazení i výška (AHR3), střední odsazení a minimální výška (AHR4) a nakonec střední odsazení i výška (AHR5). Horizontální odsazení se tedy pohybovalo konkrétně mezi 32 mm a 75 mm, zatímco výška mezi 12 mm pod a 85 mm nad těžištěm hlavy [21].

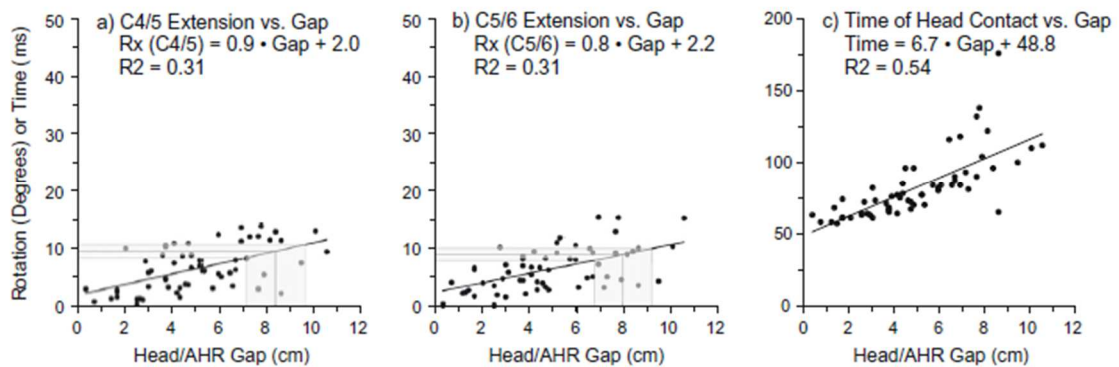


Obrázek 8 - 5 pozic výškového a horizontálního nastavení AHR [21]



Obrázek 9 - Usazená figurína s modelem krku HUMoN [21]

Výsledky experimentu ukázaly, že výškové nastavení opěrky nekoreluje s žádným z biomechanických kritérií. Naproti tomu byla pozorována výrazná korelace mezi horizontálním nastavením opěrky a vznikem extenze mezi obratli C4/C5 a C5/C6. Horizontální nastavení rovněž ovlivnilo délku kontaktu hlavy s hlavovou opěrkou. Vzniklé korelace můžeme vidět na obrázku č. 10, ze kterého vyplývá, že čím méně byla hlava figuríny v momentě nárazu vzdálená od opěrky, tím méně závažná byla extenze krku, respektive tím kratší byl kontakt mezi hlavou a opěrkou.



Obrázek 10 - Závislost extenze a) obratle C4/5, b) C5/6 a za c) doby kontaktu hlavy s opěrkou na vzdálenosti temene od opěrky [21]

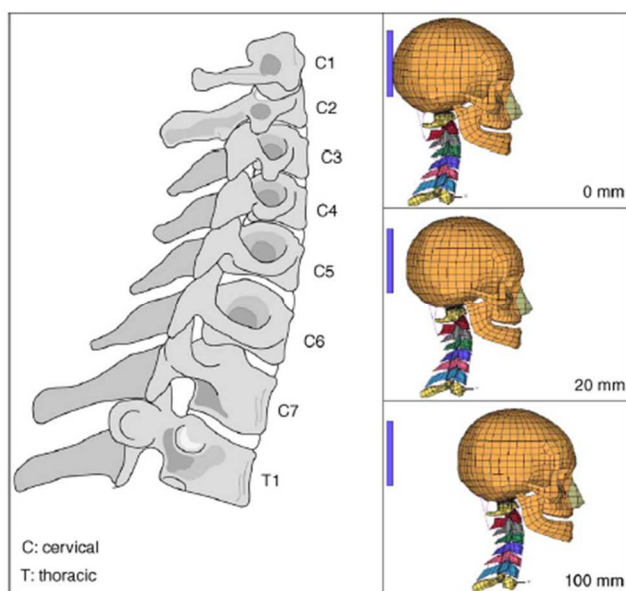
Nejnevhodnější se dle očekávání ukázala být pozice AHR3, která umožnila největší pohyb šíje a tudíž největší potenciální riziko extenze mezi obratli C4/C5 až C7/T1. Extenze mezi obratli C5/C6 a C6/C7 dosahovala při nastavení AHR3 dokonce stejných hodnot, jako bez přítomnosti opěrky. Všechny ostatní pozice výrazně snížili riziko vzniku poranění whiplash. Nejlépe testu vyhověli pozice AHR1 a AHR5, tedy pozice s nejmenším horizontálním odsazením.

Na základě normy FMVSS 202a by mezera mezi hlavou a hlavovou opěrkou u nově vyrobených automobilů neměla překročit 55 mm. Zranění v oblasti střední a spodní krční páteře vznikají, je-li mezera větší než 80 mm. Dalším faktorem ovlivňujícím ochrannou funkci opěrky je délka její aktivace, která trvá přibližně 65,3 ms [22]. V okamžiku maximálního zatížení páteře tedy nemusí být opěrka ještě plně aktivována.

6 PORANĚNÍ KRČNÍ PÁTEŘE

Poranění krční páteře vznikající během zadního nárazu při rychlostech nižších než 20 km/h je obvykle klasifikováno jako AIS 1 (viz tabulka č. 2 a 3), navzdory tomuto nízkému hodnocení však 10% těchto poranění má za následek trvalé postižení. Po představení hlavové opěrky se riziko vzniku poranění snížilo o celých 24% u pevných a 14% u polohovatelných opěrek, ačkoli ochranný efekt se výrazně liší dle konkrétních automobilových modelů. Důvodem horších výsledků u polohovatelných opěrek je, že v 70 - 90 % případů je opěrka špatně nastavená (nejčastěji ponechána v nejnižší poloze) [23].

Krční páteř sestává z celkem sedmi obratlů (C1 – C7), přičemž přenos mezi nimi zajišťují meziobratlové ploténky [24]. Na obrázku č. 11 vlevo vidíme schéma krční páteře, vpravo pak schéma hlavy s opěrkou ve třech různých polohách.



Obrázek 11 - Schéma všech obratlů krční páteře (vlevo) a znázornění různých vzdáleností hlavy od opěrky (vpravo) [23]

Poranění krční páteře rozlišujeme v závislosti na jeho vzniku takto [25]:

- Flexe - ohnutí
- Extenze - natažení
- Inklinace - úklon
- Rotace - otočení
- Axiální tenze – osově natažení
- Axiální komprese – osově stlačení
- Předozadní stříh

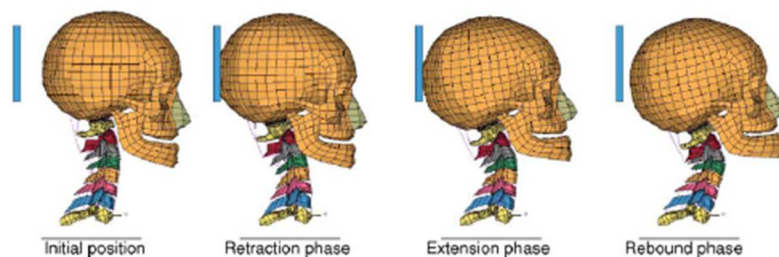
6.1 Příčiny vzniku poranění

Účastníci nehod, během kterých došlo k zadnímu nárazu při nízké rychlosti, si často ztěžují na symptomy, kterým se říká WAD (whiplash-associated disorders) [25]. Přesný mechanismus způsobující tyto následky nebyl doposud zjištěn, ačkoli byla zaznamenána řada faktorů ovlivňujících vznik a trvání WAD. Tyto faktory dělíme do tří kategorií:

- **Vliv sedadla**
 - Geometrie sedadla a hlavové opěrky
 - Tuhost sedadla a opěrky
 - Pevnost sedadla a opěrky
 - Náklon sedadla a opěrky
- **Vliv cestujícího**
 - Pohlaví
 - Antropometrie
 - Pozice před nárazem
 - Připravenost [25]
- **Vnější vlivy**
 - Hmotnost vozidla
 - Tuhost karoserie
 - Tvar nárazníku
 - Závažnost nehody

6.2 Syndrom Whiplash

Syndrom Whiplash, neboli „prásknutí bičem“ tvoří celé dvě třetiny všech zranění v silniční dopravě. Jedná se o lékařský termín popisující poranění páteře, při kterém dochází k její hyperextenzi a následné hyperflexi v oblasti krku (viz. Obrázek č. 12). Prudké a nečekané ohnutí hlavy vpřed či vzad, po němž bezprostředně následuje prudký pohyb opačným směrem (připomínající pohyb vlnícího se biče), je následkem značné odstředivé síly, působící na posádku během zadního nárazu. Termín Whiplash byl poprvé definován v roce 1919 a před nástupem generace motorových vozidel byl dáván do souvislosti s železniční dopravou. Hovoříme-li o automobilové nehodě, dochází během Whiplash Injury ke střetu hlavy s hlavovou opěrkou – odtud pochází název „opěrkový syndrom“ [26].



Obrázek 12 - Fáze kinematiky Whiplash Injury [23]

Během poranění Whiplash dochází k řadě různých strukturálních poruch a zhmoždění měkkých tkání v oblasti hlavy a šíje. Mezi tyto se řadí natržení meziobratlové ploténky, porušení nervových kořenů, natržení vazů, natržení trapézového svalu poškozování čelistního kloubu a hrtanových chrupavek. Nejběžnějšími projevy syndromu prásknutí bičem jsou bolesti krční páteře, bolesti ramen, brnění a mravenčení v horních a dolních končetinách, závrať či bolesti hlavy. Výjimkou ale nebývá ani celá řada dalších symptomů, včetně psychických problémů jako je deprese, nespavost, úzkost, stres a závislost na lécích [27].

Syndrom Whiplash je zákeřný zejména svou nenápadností. Rentgenové vyšetření bezprostředně po nehodě bývá často negativní a první příznaky se mohou projevit ihned po nárazu, nebo i s několikadenním zpožděním. Vzhledem k rozdílně vyvinutému svalstvu krční páteře bývají ženy, děti a senioři náchylnější ke vzniku Whiplash Injury, než muži.

Léčba syndromu Whiplash bývá dlouhodobá a zahrnuje mimo dočasné fixace krku rovněž klid, ledové obklady, rehabilitace, masáže či injekce. V ojedinělých případech je nezbytný chirurgický zákrok. Statistiky uvádějí, že u zhruba 10 až 15% postižených přetrvávají potíže celoživotně [25].

6.3 Biomechanická kritéria

Jedná se o limity pro poranění lidských orgánů a tkání, stanovené na základě experimentů se zvířaty a mrtvými těly. Mezní hodnoty kritérií pro čelní náraz, jak je určuje předpis EHK č. 94, jsou uvedeny v tabulce níže [28].

Tabulka 1 - Veličiny a biomechanické limity pro čelní náraz [28]

Část těla	Používané kritérium	Mezní přípustná hodnota
Hlava	HPC (head performance criterion) výsledné zrychlení hlavy a_r	HPC < 1000 a_r nesmí přesáhnout 80g po dobu delší než 3ms
Šije	NIC (neck injury criterion)	Ohybový moment šije okolo osy nesmí přesáhnout 57 Nm
Hrudník	ThCC biomechanické stlačení hrudníku VC (viscous criterion) kritérium měkké tkáně hrudníku	maximálně 50 mm maximálně 1,0 m/s
Stehna	TCFC biomechanické stlačení stehenní kosti	maximálně 8 kN

Kritérium poranění hlavy (Head Injury/Performance Criterion):

$$SI = \int_0^T a_r^{2,5}(t) dt \leq 1000,$$

Kde a_r je výsledné zpomalení a limitní hodnota 1000 byla stanovena na základě dlouhodobého výzkumu poranění hlavy působícím zrychlením.

Kritérium poranění krku (Neck Injury Criterion) lze vypočítat ze vzorce:

$$NIC = 0,2 * a_{rel} + v_{rel}^2,$$

Kde a_{rel} je relativní zrychlení mezi torzem těla hlavou a v_{rel} je relativní rychlost mezi torzem těla a hlavou [26].

Maximální ohybové momenty [26]:

- Čelní ohyb ... 50,2 Nm
- Záklon ... 20,3 Nm
- Boční ohyb ... 47,5 Nm

Existuje několik různých stupnic hodnotících stupeň poranění po autonehodě. Nejrozšířenější je stupnice AIS, kterou můžeme vidět v následujících tabulkách 2 a 3.

Tabulka 2 - Klasifikace poranění dle stupnice AIS (Hlava, hrud', břicho) [29]

Index	AIS	Hlava	Hrud'	Břicho
0	bez poranění			
1	malá zranění	bolest, bez ztráty vědomí	zlomená žebra	povrchová zranění
2	střední zranění	lin. zlomenina, bezvědomí do 1 h	2 - 3 zlomená žebra, zlomenina Sternu	kontuze jater, ledvin
3	závažné zranění	vpáčená zlomenina, bezvědomí 1 -6 h	> 4 zl. žebra, pneumotorax nebo hemotorax	rozsáhlá poranění sleziny a ledvin
4	velmi vážná zranění	otevřená zlomenina, bezvědomí 6 – 24 h	kolaps hrudníku	velká zranění orgánů
5	kritická zranění	bezvědomí přes 24 h	roztržené aorty	roztržení orgánů
6	nelze přežít			
9	neznámé			

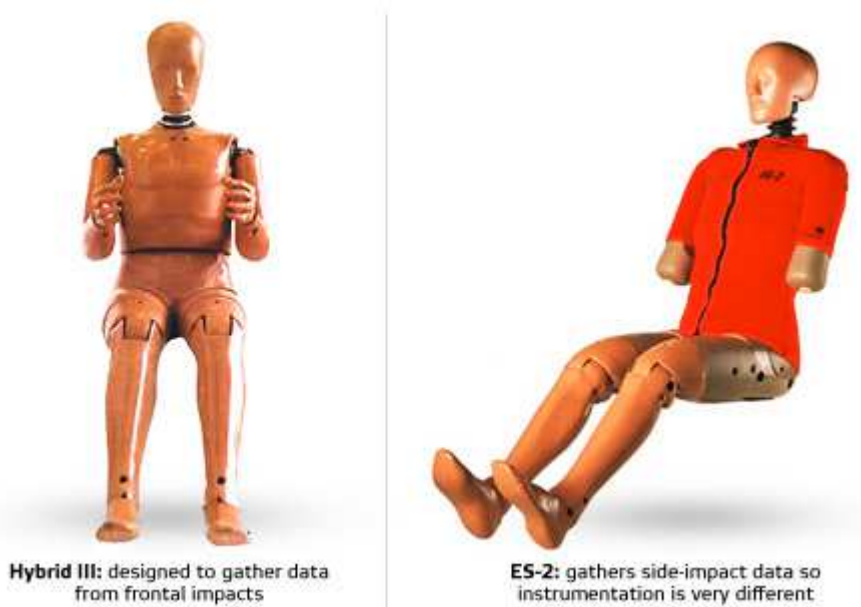
Tabulka 3 - Klasifikace poranění dle AIS (páteř, končetiny, ostatní) [29]

Index	AIS	Páteř	Končetiny	Ostatní
0	bez poranění			
1	malá zranění	natažení	zlomeniny prstů	odřeniny, otláčeníny, popáleniny 1st-70 %, 2st-10 %
2	střední zranění	zlomenina bez vlivu na kanál	jednotlivé zlomeniny, zlomenina pánve	velkoplošné odřeniny, porušení slabín, popáleniny 2st-až 20 %
3	závažné zranění	prasklý disk s poškozením nervu	vykloubení kolena, zlomenina stehenní kosti	otevřené rány, poškození nervů, cév, popáleniny 2st-30 %
4	velmi vážná zranění	částečné poškození míchy	amputace končetin, rozdrčení pánve	nebezpečné krvácení, poškození mozku, popáleniny 3st-10 %
5	kritická zranění	Quadruplegie	otevřené rozdrčení pánve	popáleniny 3st-50 %
6	nelze přežít			
9	neznámé			

7 NÁRAZOVÉ FIGURÍNY HYBRID III

Hybrid III je rodina figurín sloužících k testování čelního nárazu. Jejich prostřednictvím je možné zjistit síly působící na lidské orgány během nehody, a s nimi související biomechanická kritéria. Figuríny byly vyvinuty roku 1976 americkou společností General Motors a jejich úkolem je co nejděleji napodobit antropo-geometrické vlastnosti lidského těla [30].

Hlavním zástupcem rodiny figurín Hybrid III je padesáti procentní muž Hybrid III 50th (78 kg) - viz Obrázek č. 13 vlevo, který vzrůstem i hmotností odpovídá průměrnému americkému řidiči a jeho model byl využit v rámci této práce. Dále do rodiny patří Hybrid III 95th (101 kg), pro kterého platí, že pouze 5% populace je těžší a nakonec zastupitelka ženského pohlaví Hybrid III 5th (50 kg). Pro účely testování dětských autosedaček zahrnuje série Hybrid III i dětské figuríny ve věku 3, 6 a 10 let [30].



Obrázek 13 - Nárazová figurína Hybrid III 50th Percentile Dummy (vlevo) a EUROSID II (vpravo) [30]

Od roku 2002 vlastní švédská Volvo Cars Safety Centre i numerický model těhotné figuríny G Hybrid III 50% (Obr. č. 14), představující ženu v konečné fázi těhotenství. Simulace čelních nárazů s touto figurínou mají za úkol zjistit vliv airbagů a bezpečnostních pásů jak na těhotnou, tak i na plod a placentu a jejich vzájemnou interakci během nárazu.

V hlavě každé figuríny se nacházejí tři akcelerometry, jejichž senzory jsou schopny zaznamenat zrychlení až 750 g. Z těchto dat můžeme následně určit riziko vzniku fraktury lebky, či otřesu mozku. Co se týče krku, tvořeného ocelovým kabelem a hliníkovými disky s gumovými podložkami, ten je na obou koncích doplněn měřicími přístroji,

zaznamenávajícími boční a točivý moment. Komprese hrudníku je zjišťována pomocí dvanácti červených LED diod, kterými jsou osázena žebra figuríny a dvou senzorů (RibEye) zachycujících dopadající světlo [30]. Podrobnější technické parametry jsou vypsány v tabulce číslo 4.

Jednotlivé snímače jsou na těle figuríny Dummy doplněny ještě o samolepící značky, sloužící k monitorování trajektorie pohybu jednotlivých částí figuríny během nárazového testu.

ES-2 (Side Impact Dummy – obrázek č. 13 vpravo) je figurína sloužící ke sledování účinnosti prvků pasivní bezpečnosti během bočního nárazu. Model EUROSID II vznikl se záměrem vyladění nedostatků svého předchůdce ES-1. Jednalo se zejména o změnu materiálu pro klíční kosti, ploténky a stehna. ES-1 i ES-2 jsou produktem německé asociace FAT (German Association for Automotive Research) a vznikly ve spolupráci s Evropskou komisí [32].

Tabulka 4 - Technické parametry Hybrid III 50th Percentile Dummy [29]

Část těla	Technické parametry
Hlava	Uvnitř tři akcelerometry, které jsou umístěny v pravých úhlech. Každý z nich poskytuje údaje o síle a zrychlení, které by mohly při havárii působit na mozek.
Krk	Měřicí přístroje zjišťují síly při ohýbání, smýkání a napětí při syndromu Whiplash.
Ruce	Nejsou opatřeny měřicími přístroji. Při nárazu se nekontrolovatelně pohybují.
Hrudník	Ocelová žebra jsou vybavena zařízením, které snímá deformaci hrudního koše.
Horní část nohy	Tvoří ji pánev, stehenní kost a koleno. Z dat se vyvodí zranění všech částí včetně kyčelního kloubu. Snímač posunutí, umístěný v koleně, měří síly působící na koleno (pokud dojde ke kontaktu kolene s palubní deskou).
Dolní část nohy	Senzory snímají ohybové, smykové, tlakové a tahové síly působící na holenní a lýtkovou kost.
Chodidlo, kotník	Zhodnocení úrazu se posuzuje z měření posunutí a deformace oblasti pedálů.

Vysoká mechanická odolnost figurín umožňuje jejich opakované použití. Jedinou podmínkou jsou pravidelné certifikace po třech nárazových testech, nepřekročili-li žádné z biomechanických kritérií stanovené limity. Jsou-li biomechanická kritéria porušena, musí být daná část figuríny certifikována znovu. Stejně tak po uplynutí jednoho roku je nutná opětovná kalibrace všech měřících přístrojů, bez ohledu na to, kolik zkoušek během onoho roku proběhlo.

8 POUŽITÝ SOFTWARE

Cílem této diplomové práce je vytvořit numerický model sedadla s a bez opěrky hlavy, poté do něj usadit figurínu, doplnit o okrajové podmínky odpovídající čelnímu a zadnímu nárazu, a konečně provést sadu výpočtů pro různé výškové nastavení opěrky. K tomuto účelu byl využit numerický model sedadla, který byl získán modifikací originální geometrie automobilové sedačky od společnosti ŠKODA AUTO a.s.

Použitý numerický model sedadla byl vytvořen v aplikaci LS-PrePost. V tomtéž programu byla domodelována hlavová opěrka, podlážka a bezpečnostní pásy, jenž původní model nezahrnoval. Numerická analýza byla provedena v řešiči LS-DYNA, který je součástí komerčního programu ANSYS [33]. Následný výpis výsledků analýzy proběhl, stejně jako definování výpočtové sestavy, v aplikaci LS-PrePost.

Virtuální modelování nám umožňuje urychlit vývoj a inovaci pasivní bezpečnosti a zároveň do značné míry snižuje náklady na ně vynaložené. Dnes již existuje celá řada výpočetních softwarů sloužících k návrhu a posouzení bezpečnostních prvků. Fakulta dopravní ČVUT má k dispozici licence k programům Simpack, Madymo, Getram Aimsun, ANSYS a LS-DYNA od společnosti LSTC [34].

8.1 ANSYS

Program ANSYS Mechanical poskytuje strukturální a termodynamickou analýzu parametrizovaných výpočtových modelů, včetně výpočtů spolehlivosti, optimalizační analýzy a kontrolních výpočtů. Disponuje celou sadou lineárních a nelineárních simulací, za použití lineárních i nelineárních elementů, kontaktních algoritmů a materiálových modelů. V rámci této diplomové práce byla používána produktová verze 15.0.

8.2 LS-PrePost

LS-PrePost slouží jako pokročilý Pre a Post procesor pro přípravu vstupních dat a zpracování výsledků z LS-DYNA řešiče. Umožňuje import a práci s LS-DYNA soubory ve formátech typu STEP, IGES nebo STL. V rámci preprocessingu je možné v něm nadefinovat konečně-prvkovou síť, počáteční podmínky, materiálové vlastnosti, kontakty, atd., ale je vhodný i pro tvorbu samotného geometrického modelu. Výstupem pro LS-DYNA Solver jsou zdrojové kódy, tzv. K-file [35,36].

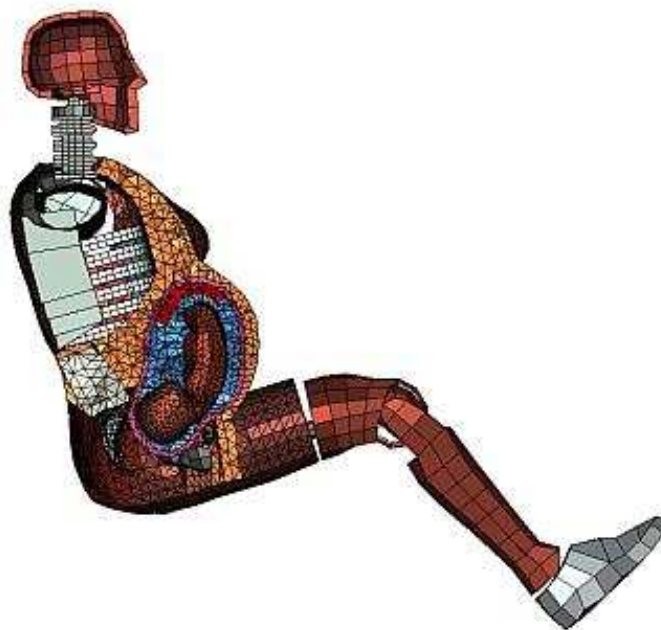
Postprocesor nabízí zobrazení výsledků ve formátu LS-DYNA Binary Plot. Jedná se o zobrazení průběhu deformací, zrychlení a posuvů za pomoci grafů a číselných dat. Program

umožňuje export průběhu výpočtu do formátu MPEG nebo AVI. Pro tuto práci jsem využila verzi LS-PrePost 4.3, která je volně stažitelná [36].

8.3 LS-DYNA Solver

Jedná se o sofistikovaný řešič, využívaný zejména v automobilovém průmyslu a to sice v oblasti výroby a analýzy crash testů. Principem Solveru je explicitní integrace pohybových rovnic, která umožňuje modelování a simulaci značných materiálových deformací, probíhajících ve velmi krátkém čase. S využitím metody konečných prvků (MKP) analyzuje LS-DYNA Solver průběh nelineárních fyzikálních dějů.

Principem konečně-prvkového modelování je rozložení komplexního tělesa na menší elementy, na kterých lze snáze definovat jejich chování. Každému elementu je během analýzy přiřazena rovnice a po jejich složení dají tyto rovnice za vznik konečné soustavy. Poté, co aplikujeme počáteční a okrajové podmínky, můžeme přikročit k vlastnímu řešení soustavy rovnic [37].



Obrázek 14 - Virtuální figurína GHIII 50% Dummy od švédského Volva [38]

9 TVORBA MODELU

Tato diplomová práce má za úkol, prostřednictvím numerické analýzy, prozkoumat vliv výškového nastavení hlavové opěrky během kolize osobního automobilu. Řešeny byly čtyři různé polohy hlavové opěrky a dále varianta bez opěrky. Pro všech pět verzí proběhla simulace jak čelního, tak i zadního nárazu. Bylo tedy zapotřebí vytvořit celkem deset numerických modelů, jejichž výsledky byly následně porovnávány z hlediska jednotlivých biomechanických kritérií.

Model figuríny Hybrid III Rigid 50th Percentile Dummy, který zde byl využit, je volně dostupný na webových stránkách společnosti LSTC [40]. Má již předdefinované materiálové vlastnosti i akcelerometry, lze na něm tedy snadno změřit potřebné působící síly, momenty, zrychlení či výchylky.

Při tvorbě modelu, simulaci a vyhodnocení jsem vycházela ze softwarových manuálů pro LS-DYNA a LS-PrePost [35,37].

9.1 Geometrický model

V rámci geometrie modelu zkoumá tato studie pět různých scénářů. Nejprve je figurína usazena do modelu sedadla, který nezahrnuje hlavovou opěrku, dále se pak jedná o totéž sedadlo doplněné o opěrku hlavy, která je postupně nastavena do čtyřech rozdílných výškových poloh (viz tabulka č. 5).

Tabulka 5 - Výšky hlavové opěrky v jednotlivých pozicích

	výška [mm]	posunutí ve směru	
		osy x	osy z
pozice 1	18	0	0
pozice 2	40	2,3	21,88
pozice 3	62	4,6	43,76
pozice 4	84	6,9	65,64

Jak již bylo zmíněno, geometrický model sedačky včetně hlavové opěrky byl získán od společnosti ŠKODA. Na základě této geometrie byl v rámci diplomové práce Lady Vodičkové [31] vypracován numerický model sedadla nezahrnující hlavovou opěrku, který jsem využila pro svou práci. Model uplatňuje tři typy elementů a to sice element SHELL, pro plastové a ocelové skořepiny. Zadruhé objemové prvky SOLID pro výplně sedáku a opěradla. Na závěr pak elementy BEAM, z nichž jsou vytvořené dráty a pásy zajišťující spojení mezi kostrou opěradla a žebrovou konstrukcí.

Spojení jednotlivých částí sedačky bylo zajištěno čepy, prostřednictvím funkce Nodal Rigid Body. Jedná se tedy rigidní propojení, které je pouze omezující, nikoliv však definující kontakt. K tomuto účelu byla později provedena penetrace ploch funkcí Automatic Surface to Surface, která zamezuje vzájemnému pronikání jednotlivých částí.

Výše popsaný model bylo nutné doplnit o řadu elementů, především však o již zmíněnou hlavovou opěrku, jejímž modelem se budu zabývat dále. Nejprve jsem vytvořila tři terčíky, představující body, ve kterých je bezpečnostní pás připevněn k vozidlu. Nejvýše posazený terčík představuje horní kotvící bod (horní kladka), který bývá výškově nastavitelný, terčík po řidičově pravici představuje sponu se zámkem (kladka s přezkou) a třetím upevňovacím bodem je pevný spoj po řidičově levé ruce. Terčíky mají poloměr 50 mm a jsou z rigidního materiálu.

Dále bylo zapotřebí domodelovat tříbodový bezpečnostní pás. K tomuto účelu jsem využila funkci BeltFit, která prostřednictvím zadání tří bodů (dvou terčíků a jednoho nodu na těle Dummy) natáhne pás kolem segmentu figuríny. Funkce BeltFit umožňuje tvorbu 1D a 2D bezpečnostních pásů. Pro klínový segment byl zvolen jednodimensionální pás, zatímco pro segment hrudníku dvoudimensionální [41].

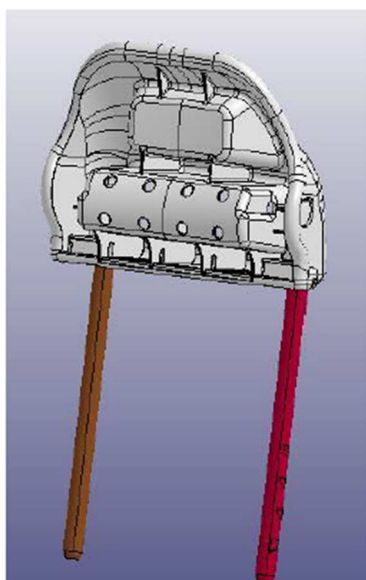
Zalomená podlážka, včetně jejích vlastností, byla importována z již existující bakalářské práce [26]. Usazení figuríny proběhlo natočením a posunutím jednotlivých končetin tak, jak to popisuje tabulka č. 6.

Tabulka 6 - Úhly natočení částí těla figuríny [26]

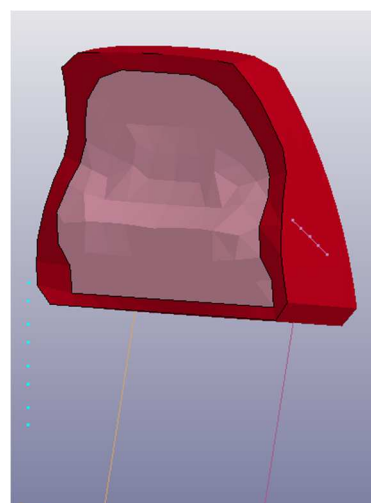
Část modelu	Osa x [°]	Osa y [°]	Osa z [°]
P a L holeň	Výchozí nastavení	-20	Výchozí nastavení
P a L stehno	Výchozí nastavení	10	Výchozí nastavení
P a L rameno	-20	Výchozí nastavení	Výchozí nastavení
P a L loket	Výchozí nastavení	Výchozí nastavení	-50

9.2 Hlavová opěrka

Nejzásadnější z hlediska výsledků analýzy byla tvorba zjednodušeného modelu hlavové opěrky. Vzhledem ke komplexnosti původního modelu, tedy zejména jeho nosné konstrukce, která by pro budoucí výpočty byla velmi náročná, bylo nezbytné jeho nahrazení ekonomičtější variantou. Původní kostra opěrky, kterou můžeme vidět na obrázku č. 16, zahrnovala velké množství ploch a hran. Z její členitosti a podrobnosti však tato studie



Obrázek 16 - Původní kostra opěrky hlavy [31]



Obrázek 15 - Zjednodušená kostra opěrky

nebyla schopna nikterak profitovat. Nově vytvořený model tedy vychází z původního konceptu s tím, že ponechává originální rám a respektuje tvar dvou hlavních kontaktních ploch nosné kostry opěrky s hlavou figuríny. Výsledkem je rigidní jednolitá zakřivená plocha (obr. č. 15), propojující kontaktní body a rám opěrky, na níž je navlečen pěnový polštář.

Vnější povrch polštáře opěrky zůstává tvarově totožný s původním modelem. Materiálem pro kostru opěrky je klasická ocel a stejně tak je tomu i u elasticko-plastických tyčí, které jsou s kostrou propojeny dokonale tuhou vazbou. Polštář vyplňuje již zmiňovaná polyuretanová pěna. Co se týče upevnění opěrky k zádům sedadla, je zde opět využito funkce Nodal Rigid Body.

9.3 Numerický model

Jak již bylo řečeno, numerický model zahrnuje celkem deset výpočtů, neboť pro každou ze čtyř poloh hlavové opěrky byla provedena simulace předního i zadního nárazu. Stejně tak pro variantu bez opěrky byl propočítán čelní i zadní náraz. Sestava pro jednotlivé modely zůstává zachována v následující podobě: figurína Dummy, automobilové sedadlo, podlážka a bezpečnostní pásy.

9.4 Materiálové vlastnosti

V rámci sedačky samotné byly definovány čtyři druhy materiálů a to sice ocel, která tvoří kovový rám, dráty pro upevnění bederní podpěry, ližiny a pojezd. Společně s ocelí spadá mezi elastické materiály rovněž ABS plast, který byl zvolen pro žebrovou konstrukci. Zbývajících dvěma materiály jsou PU pěny spadající do kategorie Low Density Foam, které vyplňují sedák a opěradlo sedačky. Hustota PU pěny používané pro sedáky se pohybuje mezi 25 až 50 kg/m³, pro opěradla se volí pěny o hustotách 23-25 kg/m³. Podlážce a terčíkům byl přidělen rigidní materiál rovněž s vlastnostmi oceli. Co se týče bezpečnostních pásů, definuje je materiál typu Seatbelt.

Následující tabulka č. 7 zobrazuje charakteristiky jednotlivých materiálů, které bylo zapotřebí v rámci modelu definovat.

Tabulka 7 - Přehled použitých materiálů [31]

Materiál	Hustota [kgmm ⁻³]	Youngův modul pružnosti [GPa]	Poissonovo číslo [-]	Mez porušení [GPa]
Ocel	7,83 x 10 ⁻⁶	207	0,3	-
Plast	1,04 x 10 ⁻⁶	3	0,4	
PU pěna (sedák)	3,8 x 10 ⁻⁸	0,005	-	10
PU pěna (opěradlo)	2,4 x 10 ⁻⁸	0,005	-	10

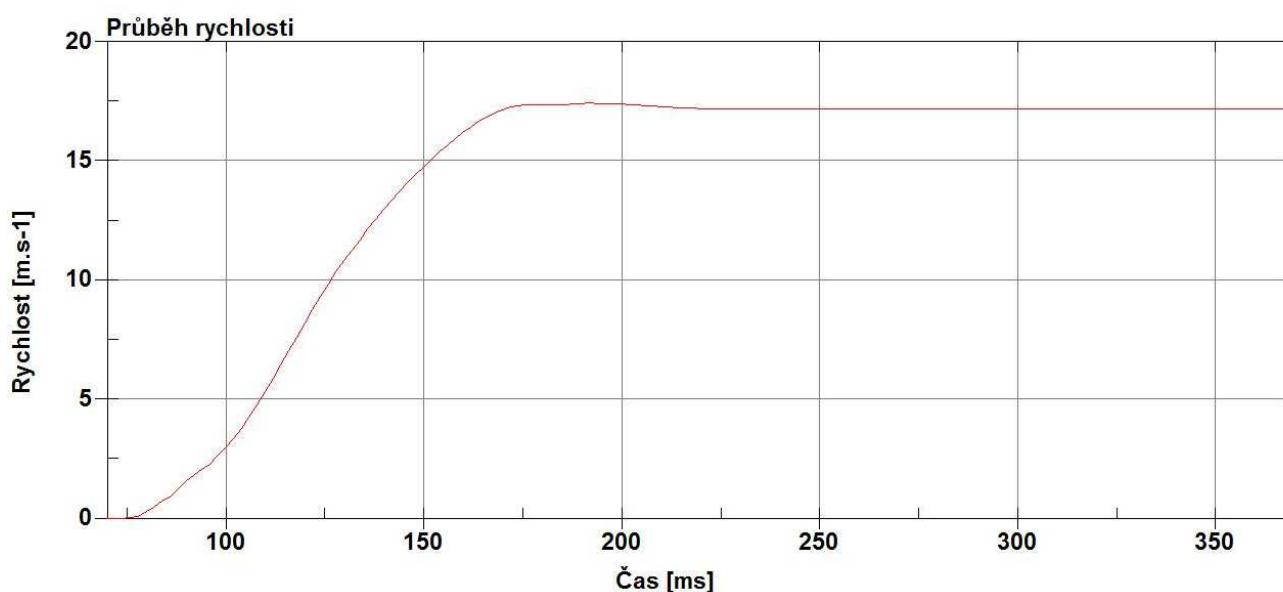
9.5 Definice kontaktů

Vzájemné kontakty mezi jednotlivými částmi sedadla, stejně tak jako vnitřní kontakty v rámci modelu figuríny byly již předdefinovány. Zbývalo tedy dodefinovat zejména kontakty mezi figurínou Dummy a sedadlem a vnější kontakty na figuríně samotné – kontakty mezi horními a dolními končetinami.

Pro čelní náraz jsem nastavila kontakt mezi zády figuríny a opěradlem, mezi sedací částí figuríny a sedákem, mezi chodidly a podlážkou a samozřejmě mezi hlavou figuríny a hlavovou opěrkou, popřípadě horní částí opěradla. Simulaci zadního nárazu bylo nezbytné doplnit o kontakt opěradla s horními končetinami a rovněž kontakt lýtek figuríny se sedákem – zde se jednalo o typ Automatic Nodes to Surface. Všechny ostatní výše zmíněné kontakty byly realizovány pomocí funkce Automatic Surface to Surface.

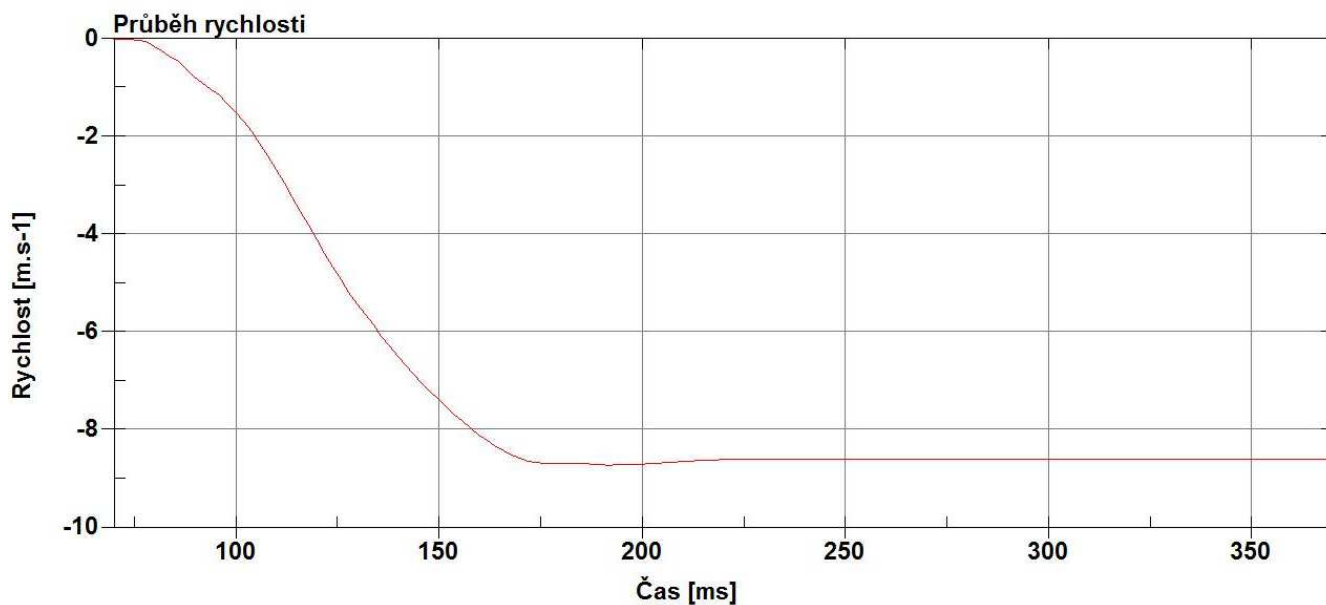
9.6 Funkce rychlosti

Mezi hlavní okrajové podmínky simulace obou nárazů patří stanovení funkce rychlosti, která je pro čelní a zadní náraz odlišná. V případě čelního nárazu je celá soustava roztažena z klidu v záporném směru osy x , jak můžeme vidět z průběhu závislosti rychlosti na čase na obrázku č. 17. Počáteční rychlost je tedy nulová a rychlost těsně před nárazem je rovna 17,5 m/s, přičemž udělení rychlosti je odloženo o 70 milisekund, kdy je figuríně ponechán čas na “dosednutí” do sedačky.



Obrázek 17 - Průběh rychlosti během čelního nárazu

Průběh rychlosti zadního nárazu pak vypadá obdobně (Obr. č. 18), pouze se jedná a zrychlení v kladném směru osy x . Z nuly se tentokrát zrychluje na záporných -8,75 m/s, tedy na poloviční rychlost než během čelního nárazu. Maximální dosažená rychlost pochází v tomto případě z odhadovaného množství kinetické energie, kterou předá jedoucí (narážející) vozidlo vozidlu stojícímu. Vycházíme tedy ze stejné nárazové rychlosti 17,5 m/s jako v předchozím případě, ale vzhledem k tomu, že se jedná o rychlost narážejícího vozidla, odražené vozidlo už se dostane pouze na její polovinu. I zde je ponecháno prvních 70 milisekund klidu na dosednutí.



Obrázek 18 - Průběh rychlosti při zadním nárazu

9.7 Nastavení času

Velikost integračního kroku během výpočtu si volí software sám na základě nejmenšího použitého elementu. Z protokolu o průběhu výpočtu byl zjištěn časový krok o hodnotě 3×10^{-3} ms.

Frekvence zaznamenávání grafických výstupů byla nastavena na 1 ms, což nám během celkové délky analýzy stanovené na 300 ms poskytne 302 snímků pro animaci. Jak již bylo zmíněno, ve všech numerických modelech je počátečních 70 milisekund klidu, kdy má figurína prostor vlivem gravitace “dosednout” do sedadla, teprve po uběhnutí tohoto časového intervalu je soustavě udělena počáteční rychlost.

10 VÝSLEDKY SIMULACÍ

Na základě numerické analýzy provedené v aplikaci LS-DYNA Solver bylo zjištěno chování připoutaného modelu figuríny Dummy během čelního a zadního nárazu osobního automobilu. Tato kapitola se nadále zabývá podrobným popisem a výkladem hodnot nejdůležitějších biomechanických kritérií zjištěných pro jednotlivé numerické modely. Hlavním cílem je porovnání ochranného vlivu výškového nastavení hlavové opěrky prostřednictvím těchto kritérií.

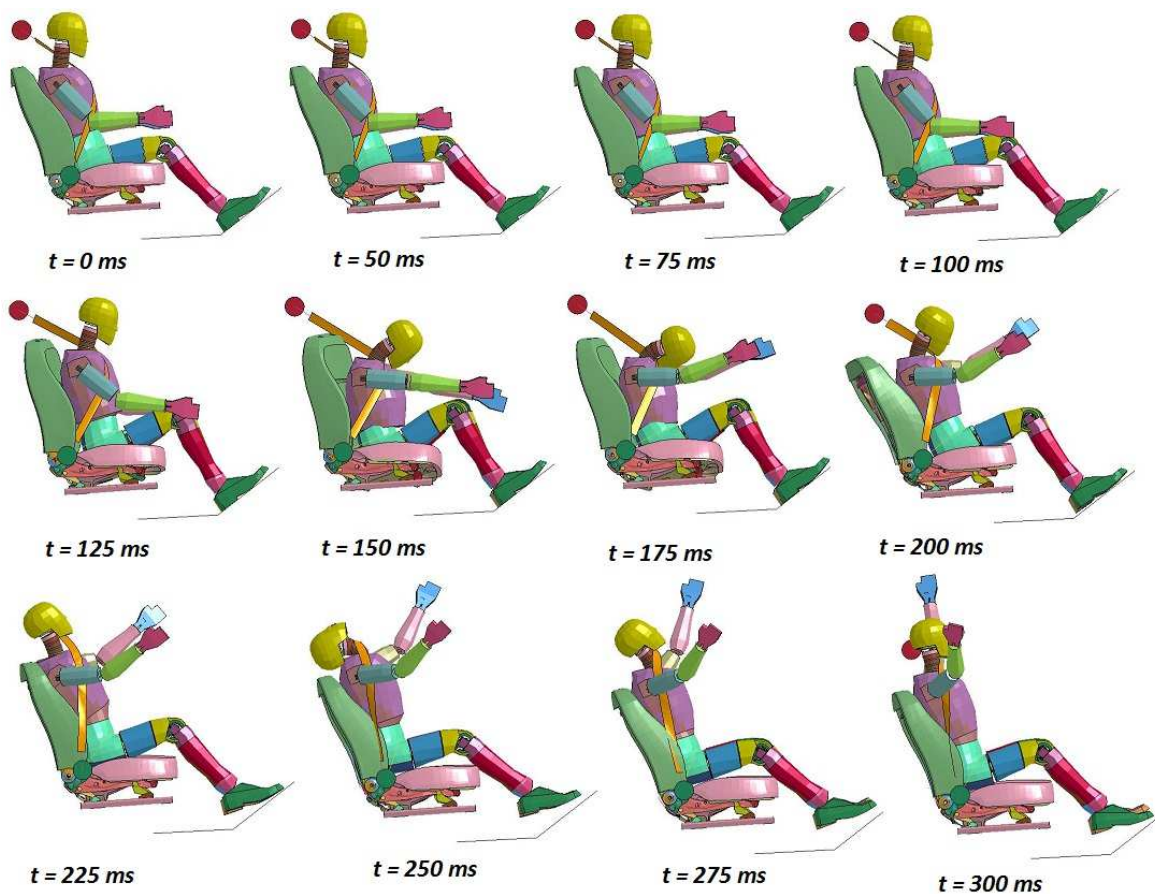
10.1 Čelní náraz

Průběh čelního nárazu ve variantě bez opěrky můžeme vidět na obrázku číslo 19. Pro všech pět variant simulace čelního nárazu platí, že během prvních sedmdesáti milisekund dochází k dosednutí figuríny do sedačky. Následně je celá soustava urychlena v záporném směru osy x, což způsobí vyvrstvení figuríny směrem vpřed, kde je v čase 170 milisekund zachycena bezpečnostním pásem a tím vržena zpět do sedadla. Pohyb trupu je následován pohybem krku a hlavy, respektive prudkým záklonem hlavy v čase okolo 250 milisekund.

10.1.1 Varianta 1: Bez opěrky

Pro demonstraci fatálních následků byla do této studie zahrnuta i varianta, která opěrku vůbec nezahrnuje. Ačkoli hlavová opěrka je dnes již povinnou součástí základní výbavy všech v současnosti vyráběných automobilů.

Maximální zrychlení zachycené akcelerometrem v hlavě Dummy během čelního nárazu je rovno 509 g a došlo k němu v čase 247 ms, tedy v momentě prudkého záklonu hlavy. Biomechanické kritérium poranění hlavy HIC vypočtené na základě tohoto zrychlení pomocí vzorce z kapitoly 6.3. dosáhlo hodnoty 5012 – což je více než pětinašobek hodnoty povolené pro přežití (1000). Hodnota HIC závisí kromě samotného zrychlení rovněž na šířce časového intervalu po který toto zrychlení působí. Na obrázku č.20 tento interval ohraničuje oranžová křivka.



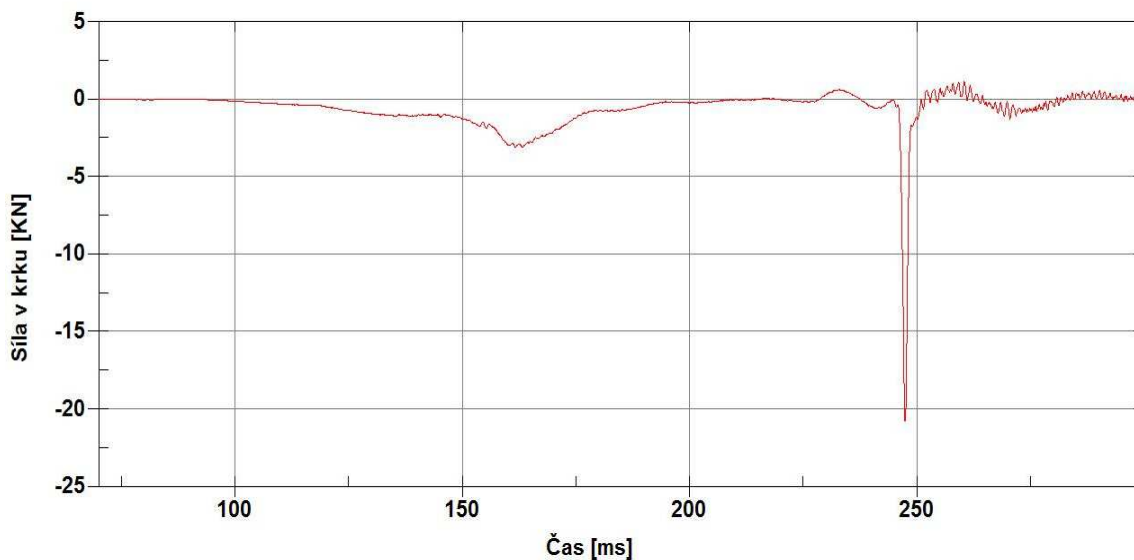
Obrázek 19 - Průběh simulace čelního nárazu bez opěrky hlavy



Obrázek 20 - Průběh zrychlení hlavy během čelního nárazu bez opěrky

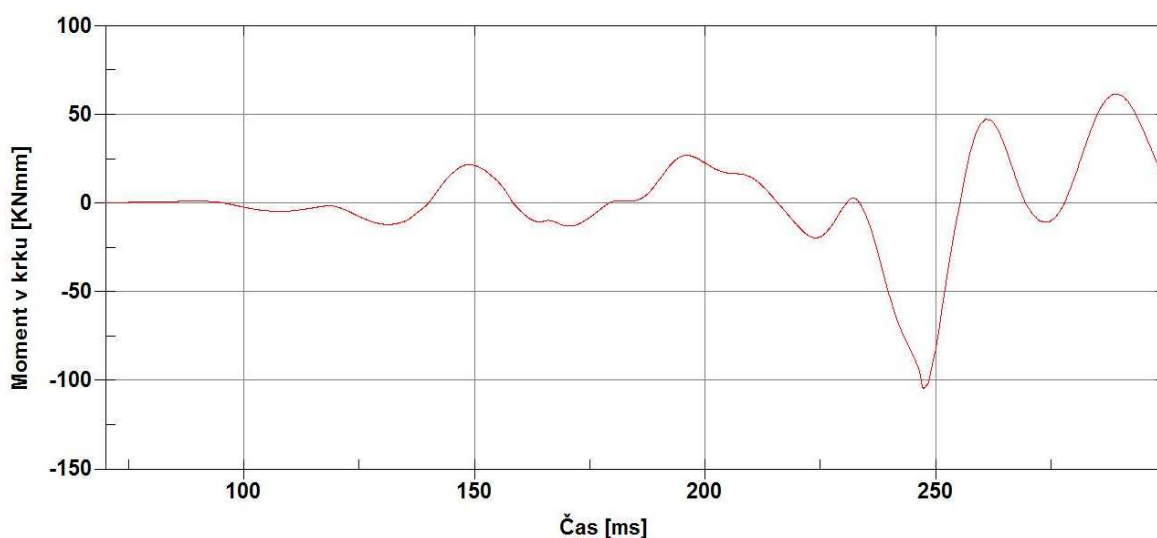
Graf číslo 21 zobrazuje průběh tahové síly působící na krční páteř. K překročení limitní hodnoty 4 kN zde dochází v čase 247 ms, kdy síla dosáhne záporných 22 kN. I zde tedy dochází k překročení kritéria pro poranění mnohonásobkem povolené hodnoty.

Méně výraznou špičku můžeme pozorovat i v čase kolem 170 ms, tedy když je hlava v předklonu – zde ale k překročení kritéria pro poranění nedochází.



Obrázek 21 - Průběh sil působících na krční páteř během čelního nárazu bez opěrky

Velikost ohybového momentu lze vypočítat ze změny polohy týlní kondyly v rovině xz. Z obrázku číslo 22 je patrné, že maximum povolené pro čelní ohyb (50,2 Nm), ke kterému dochází v čase 170 ms, překročeno nebylo. Ovšem v čase 247 ms, kdy je hlava prudce

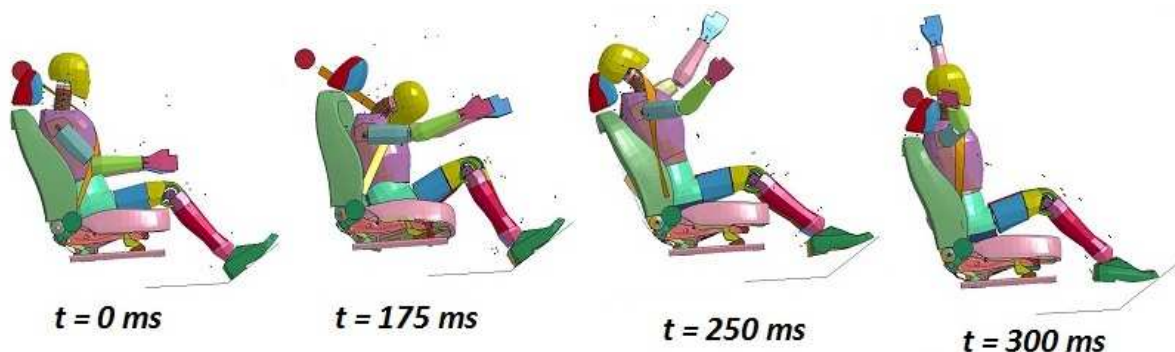


Obrázek 22 - Průběh ohybového momentu působícího na krční páteř během čelního nárazu bez opěrky

zakloněna, dosáhne ohybový moment maxima 104,1 Nm. Kritérium pro zaklonění 20,3 Nm je tedy významně překročeno.

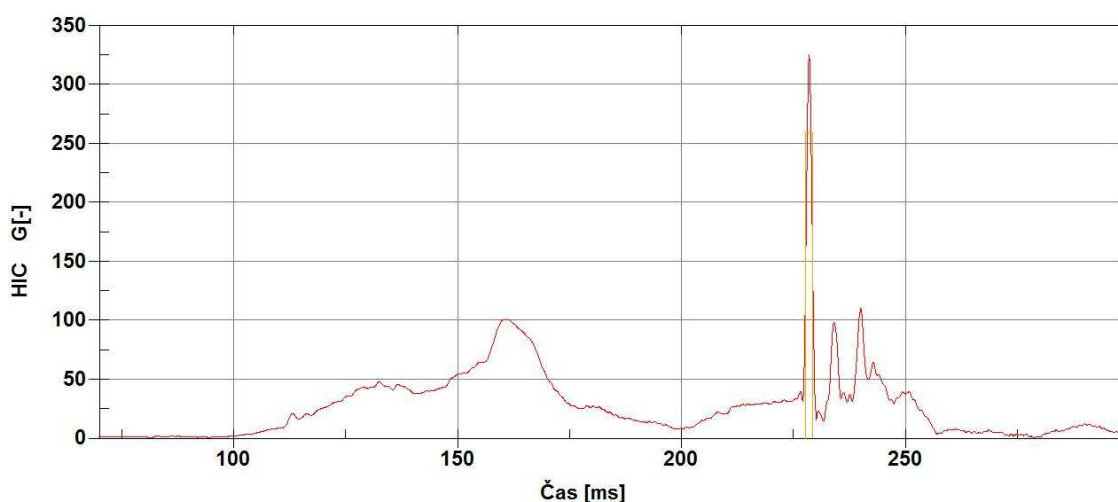
10.1.2 Varianta 2: 18 mm

Nejnižší možná poloha hlavové opěrky je v pozici 18 milimetrů nad opěradlem. Toto její nastavení společně s průběhem nárazu je znázorněno na obrázku č. 23. Vzhledem k tomu, že průběh čelního nárazu se z hlediska kinematiky figuríny liší v jednotlivých variantách jen zcela nepatrně, jsou zde vyobrazeny jen klíčové pozice.



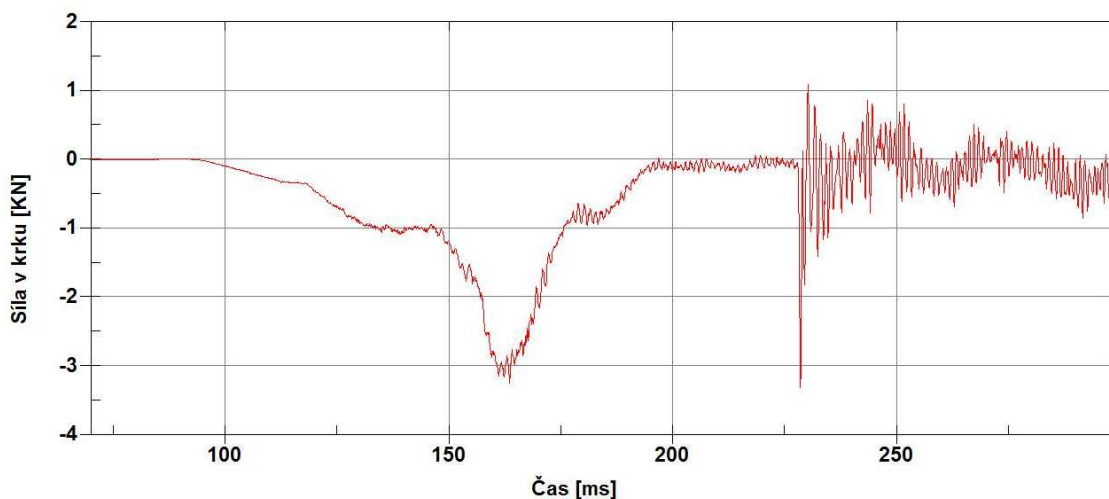
Obrázek 23 - Průběh simulace čelního nárazu s opěrkou ve výšce 18 mm

Zrychlení zaznamenané v následujícím grafu číslo 24 má průběh velice podobný předchozí bezopěrkové variantě nárazu, ovšem s tím rozdílem, že nedosahuje zdaleka takových hodnot. Globální maximum naměřené na intervalu od 227 do 229 ms je rovno 326 g a hodnota HIC z něho vypočtená má velikost 1406. I v tomto případě by tedy během zaklonění došlo ke vzniku poranění. Opěrka je nastavena vzhledem k výšce figuríny příliš nízko.



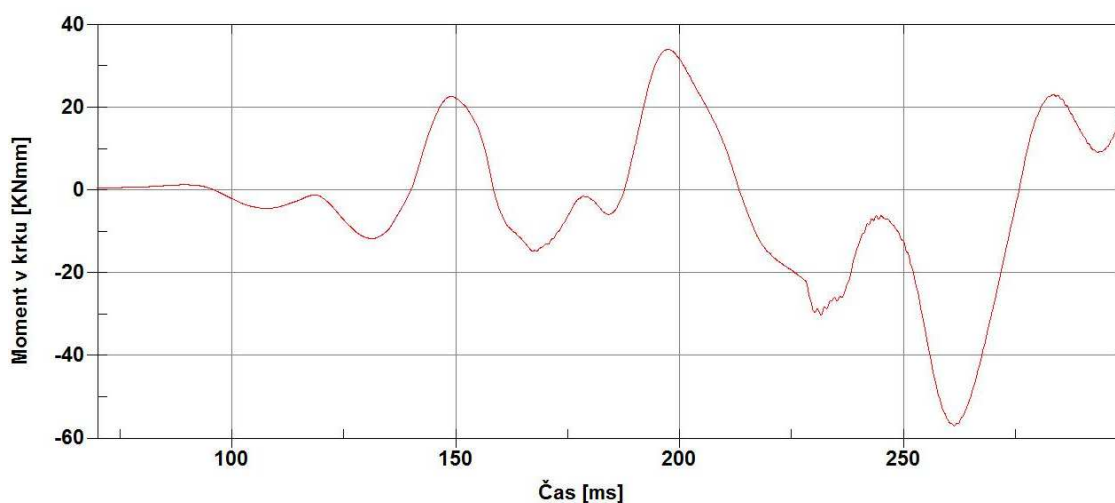
Obrázek 24 - Zrychlení hlavy během čelního nárazu pro výšku opěrky 18 mm

Síla působící na krční páteř je vykreslena na obrázku č. 25. Ohrožující maximum je tentokrát, na rozdíl od předchozího případu, naměřeno v čase 170 ms, tj. během první fáze nárazu. Síla naměřená během extrémního předklonu hlavy je rovna -3,3 kN, nachází se tedy ještě v kritériem povoleném rozmezí 4 kN. Co se týče druhé fáze nárazu, vidíme zde sice další výrazný vrchol, ten ale z hlediska délky jeho trvání nemá pro nás zásadní význam.



Obrázek 25 - Síla působící na krční páteř během čelního nárazu 18 mm

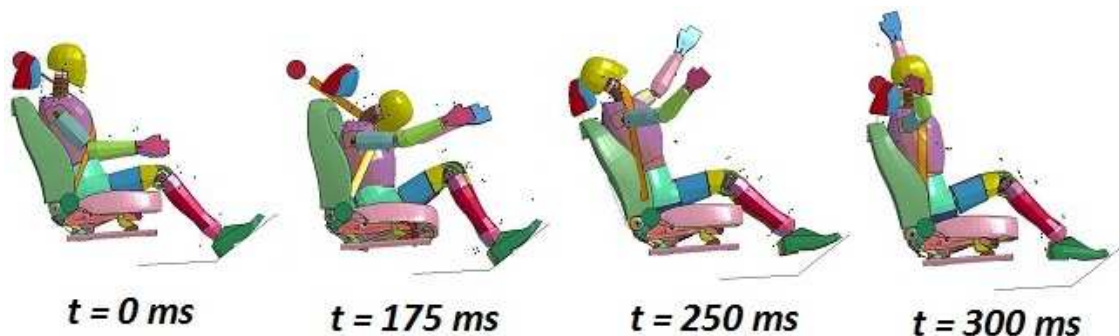
Kritérium poranění krku NIC je dle následujícího grafu číslo 26 překročeno v čase 260 ms hodnotou -57 Nm. Jedná se o záklon krátce po kontaktu hlavy s opěrkou. Maximum pro čelní ohyb během první fáze nárazu překročeno nebylo.



Obrázek 26 - Ohybový moment působící na krční páteř během čelního nárazu 18 mm

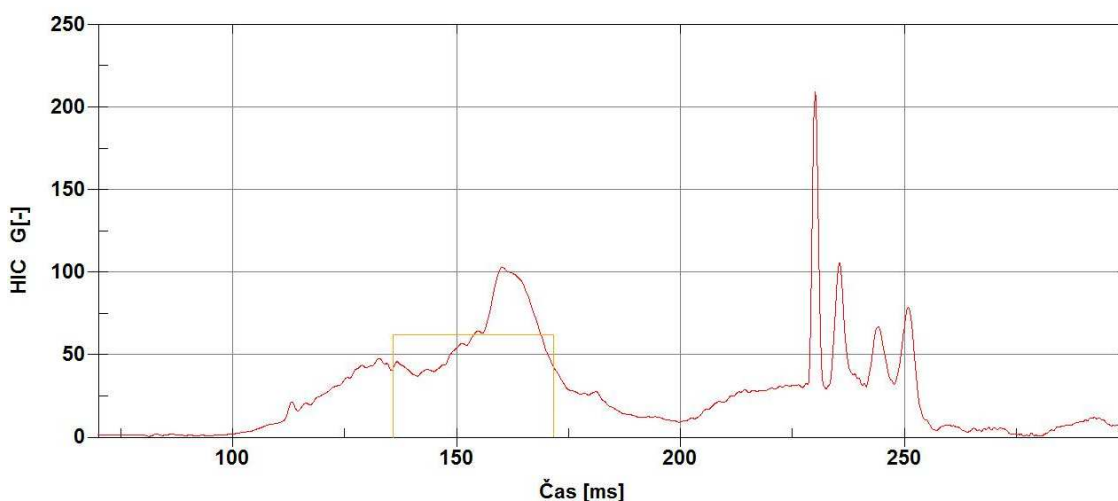
10.1.3 Varianta 3: 40 mm

Nastavení opěrky do polohy 40 mm nad opěradlem nám ukazuje první ze čtyř záběrů na obrázku č. 27. Následuje maximální předklonění v čase 175 ms, maximální záklon v 250 ms a koncová poloha v čase 300 ms.



Obrázek 27 - Průběh simulace čelního nárazu s opěrkou ve výšce 40 mm

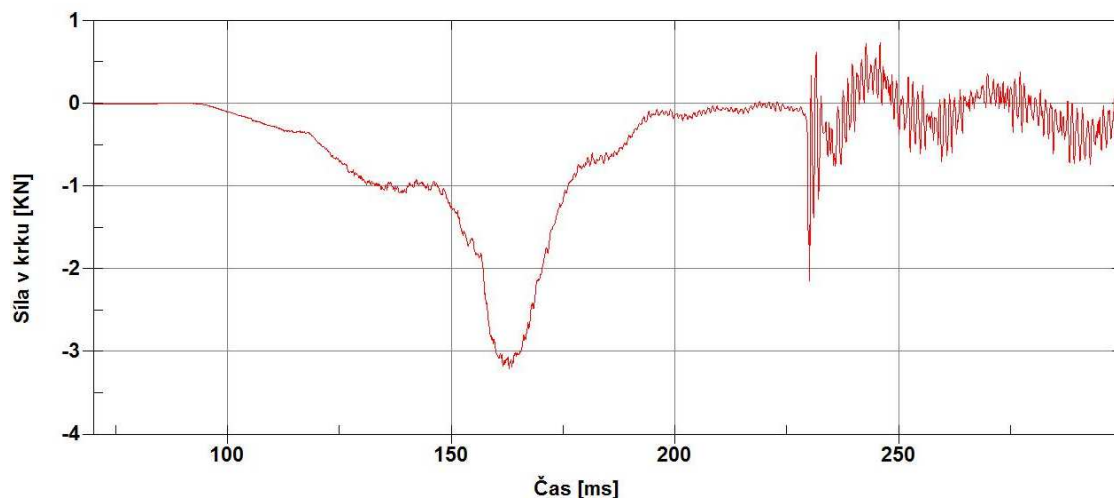
V této variantě je jako v jediné HIC faktor počítán z maximálního zrychlení během úvodní fáze nárazu na intervalu od 136 do 172 ms (viz oranžový rámeček na obr. č. 28). Jinými slovy, v tomto výškovém nastavení plní opěrka svou funkci dostatečně nato, aby z hlediska potenciálního vzniku poranění měl fatálnější následky počáteční předklon hlavy. Hodnota HIC na uvedeném intervalu je rovna 1005, což sice nepatrně překračuje povolené maximum, musíme ale zohlednit fakt, že náš model nezahrnuje přední airbag, který by tento problém řešil.



Obrázek 28 - Zrychlení hlavy během čelního nárazu pro výšku opěrky 40 mm

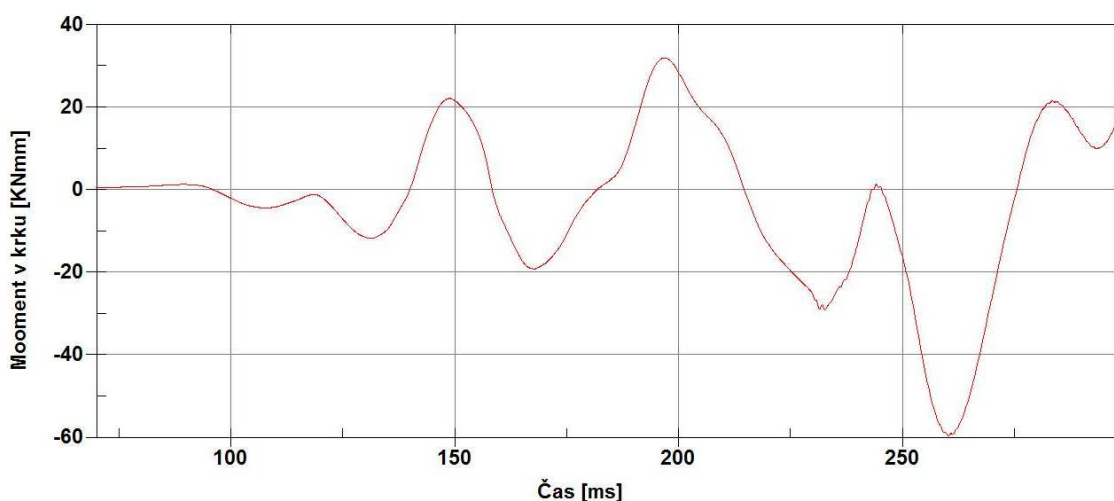
Co se týče síly působící na krk, i zde je patrné, že ohrožujících hodnot dosahuje během předklonu hlavy v čase okolo 170 ms. Nejnižší hodnota, kterou lze vyčíst z následujícího

grafu č. 29 je -3,2 kN, což nepřekračuje povolené maximum. Navíc se opět můžeme odvolat na záchytnou funkci airbagu.



Obrázek 29 - Síla působící na krční páteř během čelního nárazu 40 mm

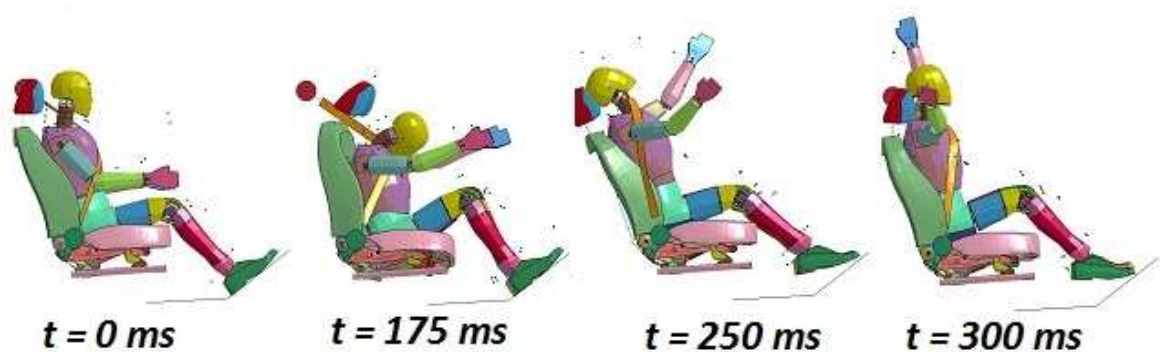
Problém nastává až u velikosti ohybového momentu, kde kolem 260 ms dochází k překročení kritériem povolené hodnoty 57 Nm hodnotou -59 Nm. Toto nepatrné, přesto však zásadní překročení vzniklo zřejmě důsledkem odrazu hlavy od opěrky. Průběh ohybového momentu můžeme sledovat na obrázku č. 30.



Obrázek 30 - Ohybový moment působící na krční páteř během čelního nárazu 40 mm

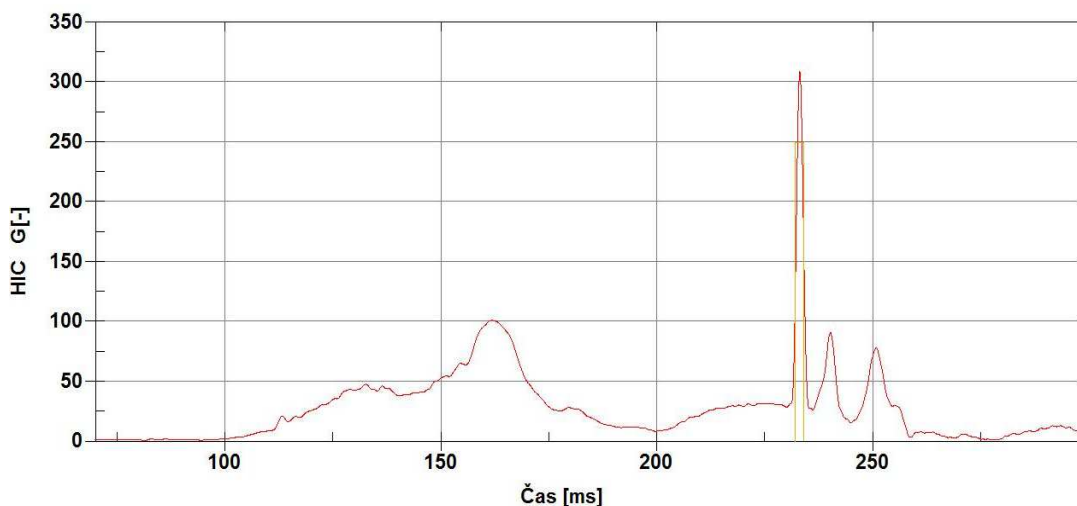
10.1.4 Varianta 4: 62 mm

I tentokrát jsou na obrázku číslo 31 zachyceny jen ty nejzásadnější polohy, do kterých se figurína během nárazu dostane. První snímek je počáteční pozice figuríny, která nám dává představu o výšce hlavové opěrky ve vztahu k hlavě Dummy. Druhý snímek zaznamenává maximální flexi krku a třetí kontakt hlavy figuríny s opěrkou.



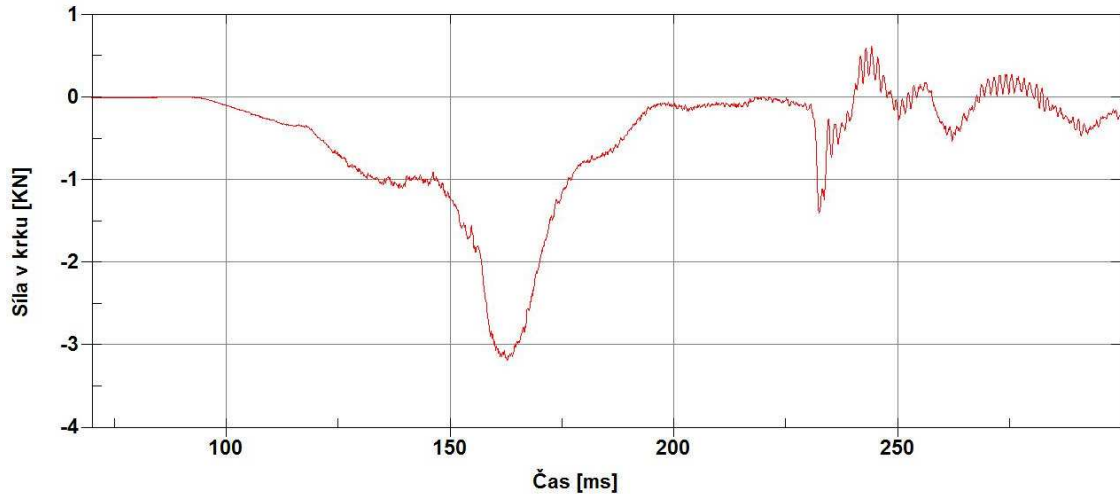
Obrázek 31 - Průběh simulace čelního nárazu s opěrkou ve výšce 62 mm

Ve variantě 4 se již kritická oblast označená v grafu č. 32 oranžovým obdélníkem přesouvá opět zpátky do druhé fáze nárazu. Z maximálního zrychlení 309 g v čase 233 ms byla zjištěna hodnota HIC 1586, povolené kritérium je překročeno o více než polovinu.



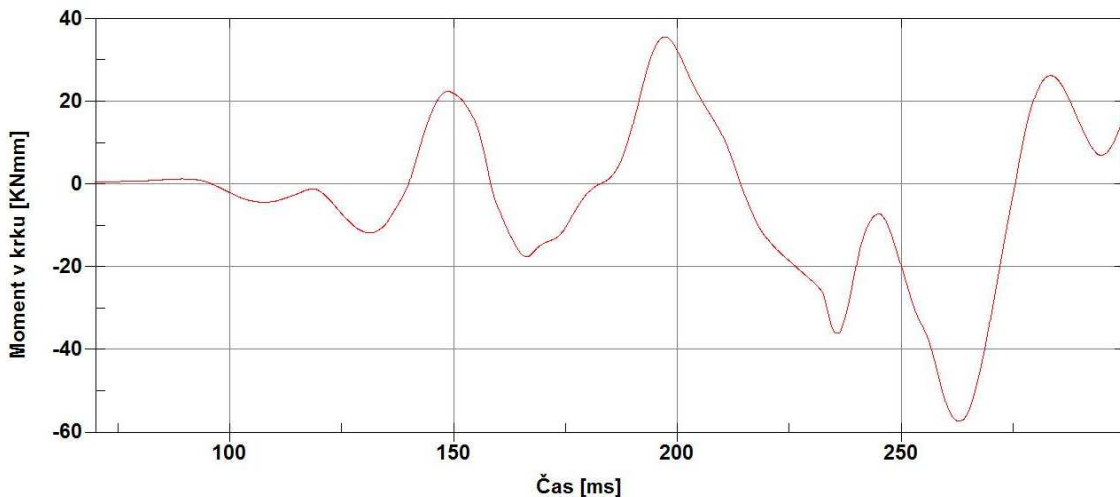
Obrázek 32 - Zrychlení hlavy během čelního nárazu pro výšku opěrky 62 mm

Následuje křivka průběhu tahové síly v krční páteři, která nepřesahuje v celé své délce povolenou hodnotu. Vrchol, který vidíme na obrázku číslo 33 v čase 160 ms, sahá do záporných 3,2 kN.



Obrázek 33 - Síla působící na krční páteř během čelního nárazu 62 mm

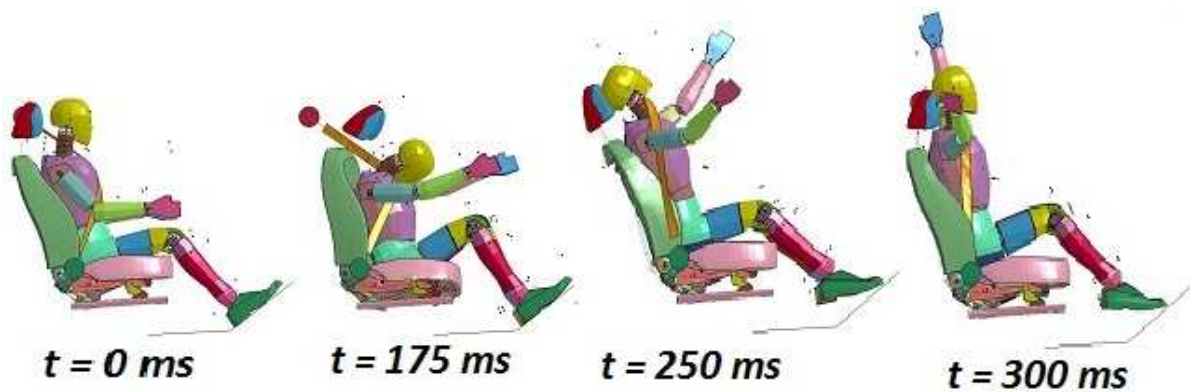
Moment v týlní kondyle se ve druhé fázi nárazu pohybuje těsně na hranici přípustných 57 Nm. Špička byla zaznamenána v čase 260 ms, jak můžeme vidět v grafu číslo 34 níže.



Obrázek 34 - Ohybový moment působící na krční páteř během čelního nárazu 62 mm

10.1.5 Varianta 5: 84 mm

Průběh nárazu s opěrkou v nejvyšší volitelné poloze (tj. 84 mm nad opěradlem) vidíme na obrázku číslo 35. Zatímco první, druhý a čtvrtý snímek se, až na pozici opěrky, prakticky neliší od předchozích tří variant, snímek číslo tři nám umožňuje pozorovat úhel, ve kterém hlava naráží do opěrky a rovněž v jaká část týlu je vystavena kontaktu s opěrkou.

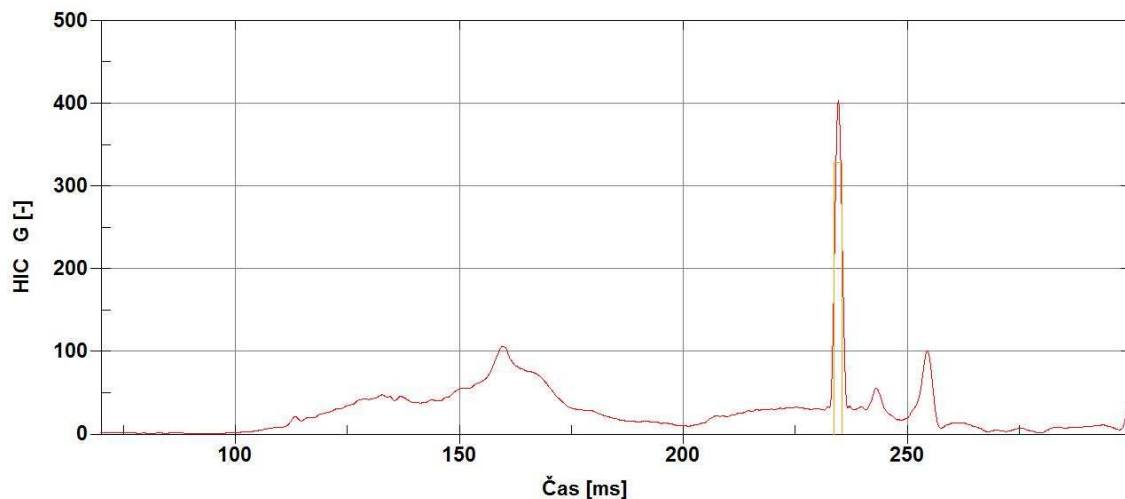


Obrázek 35 - Průběh simulace čelního nárazu s opěrkou ve výšce 84 mm

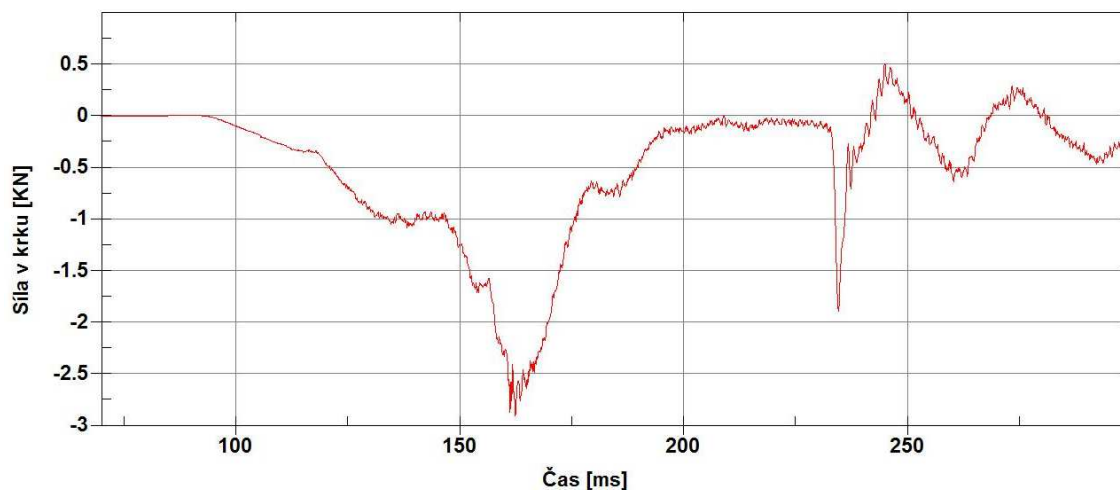
Poslední výšková varianta se z hlediska kritéria poranění hlavy ukazuje být rovněž velmi nevhodná. HIC faktor vypočtený z maximálního zrychlení 404 g v čase 234 ms dosahuje extrémních 2983. O průběhu zrychlení referuje obrázek číslo 36.

Naproti tomu síla působící na krční páteř se nadále snižuje. Její průběh vidíme na obrázku číslo 37. Záporné maximum naměřené v čase 160 ms má hodnotu 2,9 kN a vyhovuje tak stanovenému limitu.

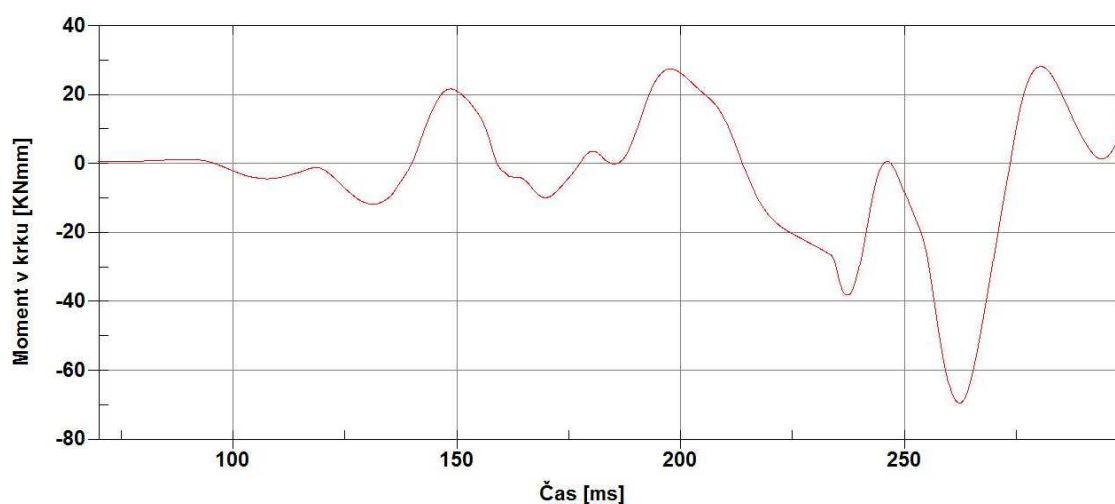
Třetí hodnocené kritérium, tedy kritérium poranění krku, bylo překročeno v čase 260 ms, jak nám ukazuje křivka grafu číslo 38. Pro záporné maximum můžeme na ose y odečíst hodnotu -69 Nm.



Obrázek 36 - Zrychlení hlavy během čelního nárazu pro výšku opěrky 84 mm



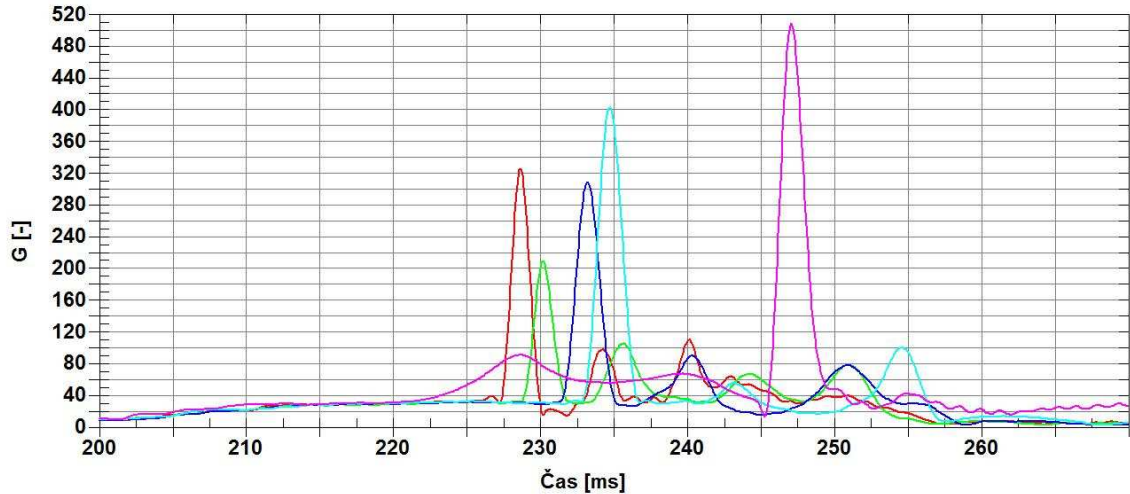
Obrázek 37 - Síla působící na krční páteř během čelního nárazu 84 mm



Obrázek 38 - Ohybový moment působící na krční páteř během čelního nárazu 84 mm

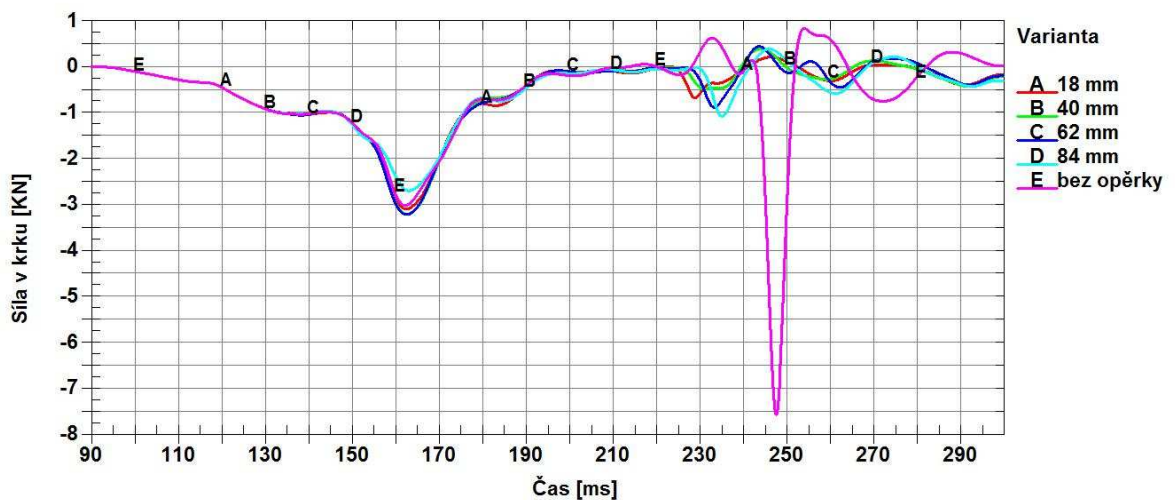
10.1.6 Srovnání čelní náraz

Obrázek číslo 39 nám poskytuje porovnání křivek zrychlení pro všech pět simulací čelního nárazu. Červená křivka popisuje variantu 2 (18 mm), zelená variantu 3 (40 mm), tmavě modrá variantu 4 (62 mm), světle modrá variantu 5 (84 mm) a růžová variantu bez opěrky. Jedná se o výřez časového úseku od 200 do 270 ms, během kterého byla zaznamenána maximální zrychlení. Z grafu je patrné, že nejlépe se opěrka zachovala ve variantě číslo 3, tedy ve výšce 40 mm nad opěradlem. Varianta 2 a 4 mají velmi podobná maxima, rozdíl je pouze v čase jejich dosažení. Nejhůře tedy z testu vychází varianta 5, tedy opěrka v nejvyšší poloze, ovšem kromě bezopěrkové varianty, jejíž maximum vysoce převyšuje všechny ostatní.

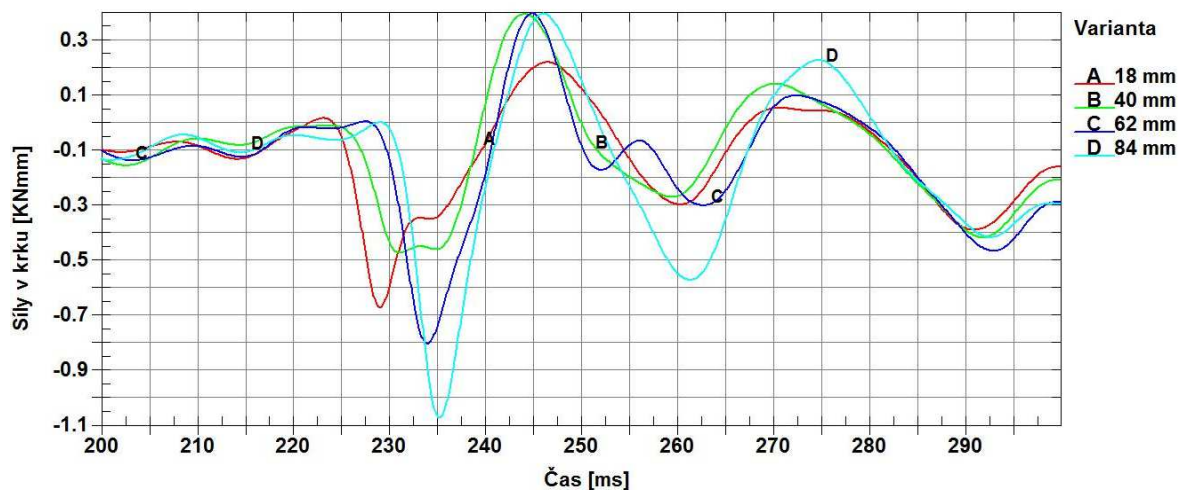


Obrázek 39 - Zrychlení hlavy během čelních nárazů - porovnání variant

Další obrázek číslo 40 ukazuje srovnání sil působících na krční páteř během čelního nárazu. Zde varianta bez opěrky tak dalece převyšuje maxima všech ostatních variant, že je prakticky není možné v grafu od sebe rozlišit. Pro detailnější porovnání zbývajících variant slouží obrázek číslo 41. Na obrázku 41 je opět časový výřez od 200 do 300 ms, tedy druhá fáze nárazu, během které dochází ke kontaktu hlavy s opěrkou. Nejšetrnější z hlediska působící síly se opět ukazuje být varianta číslo 3 (40 mm) a největších maxim znovu dosahuje varianta číslo 5 (84 mm).

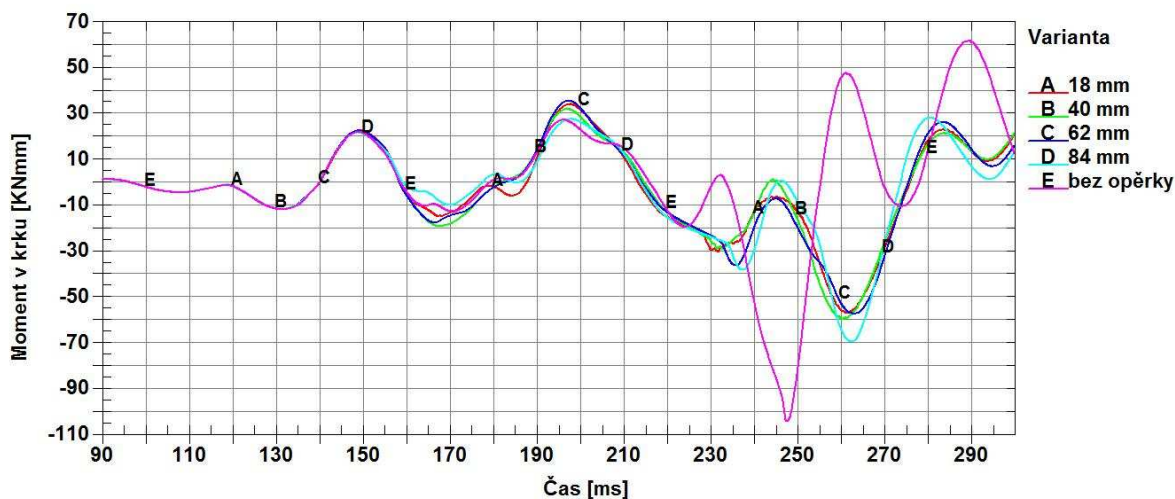


Obrázek 40 - Síly v krku během čelních nárazů – srovnání

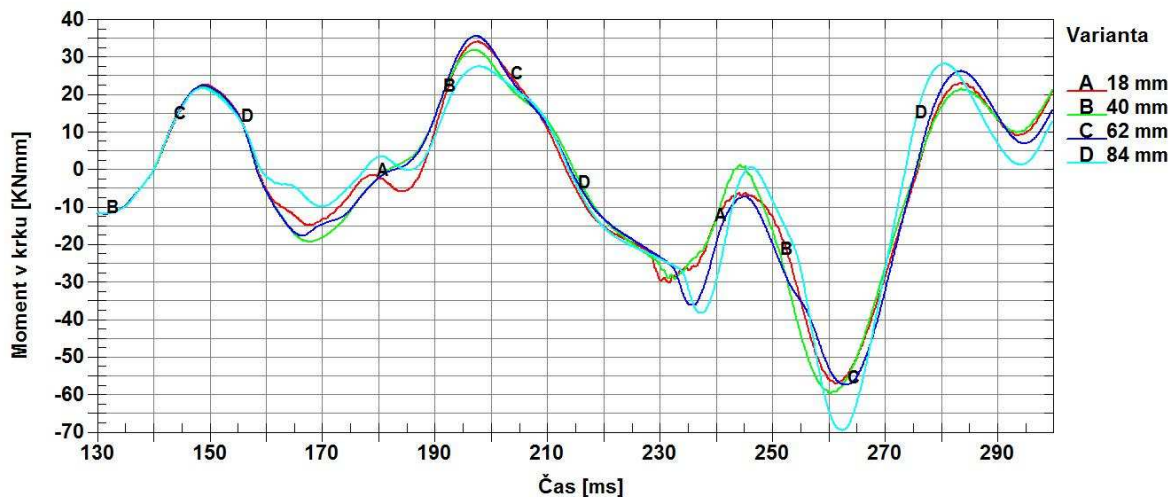


Obrázek 41 - Síly v krku během čelního nárazu - srovnání, výřez

Porovnání průběhu ohybových momentů vidíme na obrázcích 42 a 43. První obrázek vykresluje všech pět variant, přičemž z něho jasně vystupuje křivka E varianty bez opěrky, průběh ostatních momentů se zdá být velice podobný. Obrázek 43 nám proto přibližuje časový úsek od 130 do 300 ms a srovnává již jen varianty zahrnující opěrku hlavy. Ve druhé fázi nárazu dosahuje nejvýraznějších špiček křivka D, zastupující variantu 84 mm. Naopak nejméně strmá se jeví varianta 2 a 4, tedy křivka A a C.



Obrázek 42 - Momenty v krku během čelního nárazu - srovnání



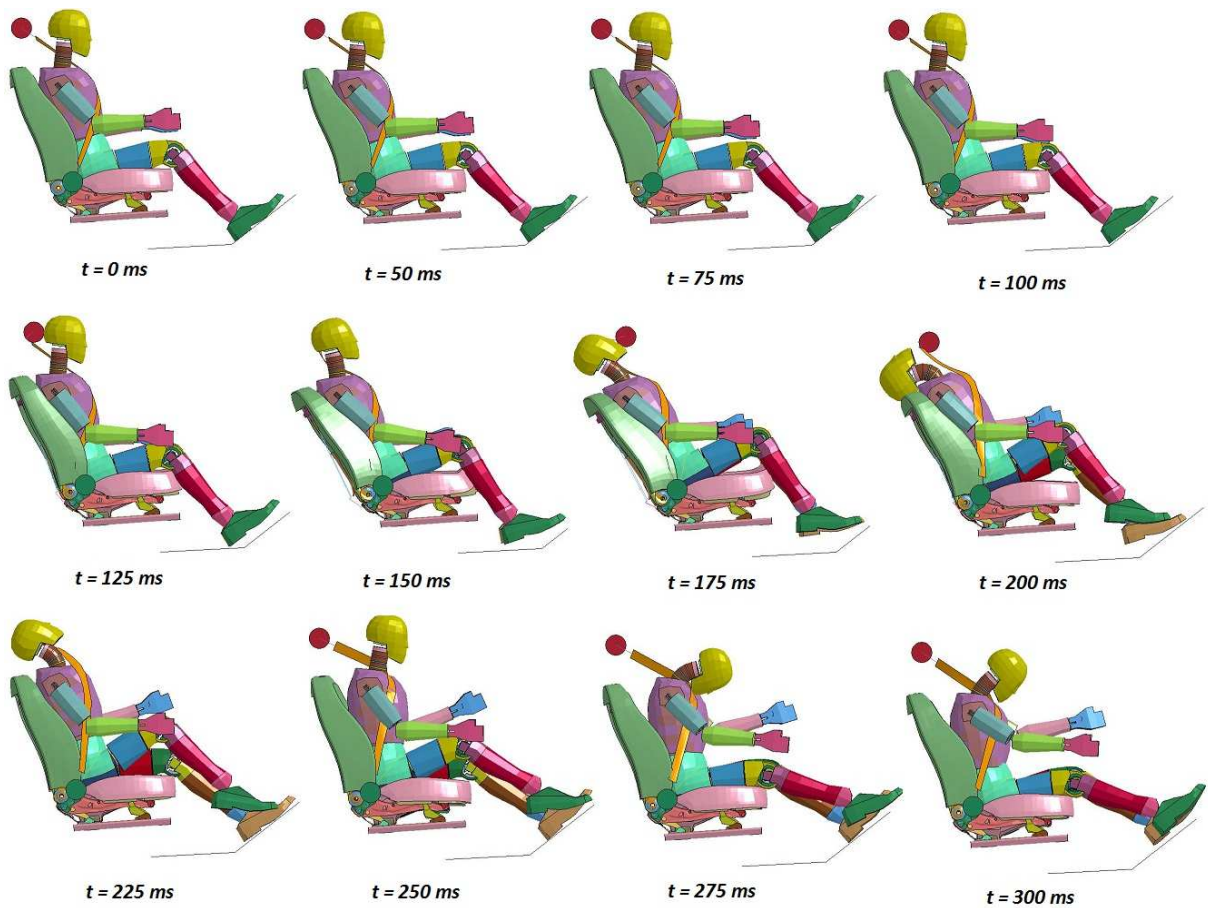
Obrázek 43 - Momenty v krku během čelního nárazu - srovnání, výřez

10.2 Zadní náraz

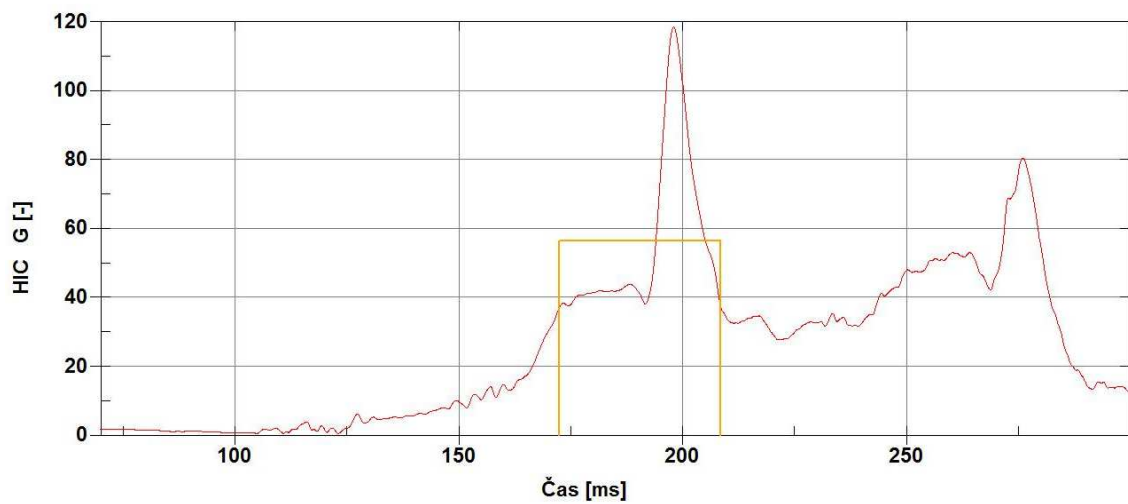
Během zadního nárazu je soustava urychlena v kladném směru osy x a to až na nárazovou rychlost 8,75 m/s. Tělo figuríny je nejprve vtlačeno do opěradla sedadla, čímž dochází v čase 200 milisekund k silnému záklonu hlavy a jejímu odrazu od opěradla či hlavové opěrky. Pohyb vpřed, který následuje, je zastaven bezpečnostním pásem v čase 280 milisekund, kdy se rovněž hlava předkloněné figuríny zastaví o hrudník. První tři polohy na obrázku 44 jsou téměř totožné, neboť prvních 70 milisekund je opět věnováno dosednutí figuríny.

10.2.1 Varianta 1: Bez opěrky

Průběh zrychlení působícího na hlavu figuríny zobrazuje graf číslo 45. Z grafu je patrné, že maximálního zrychlení 118,71 g bylo dosaženo necelých 200 milisekund po začátku simulace, tedy během pohybu figuríny vzad. Hodnota HIC zjištěna v tomto intervalu je rovna 819, biomechanické kritérium poranění hlavy tedy tentokrát překročeno nebylo.

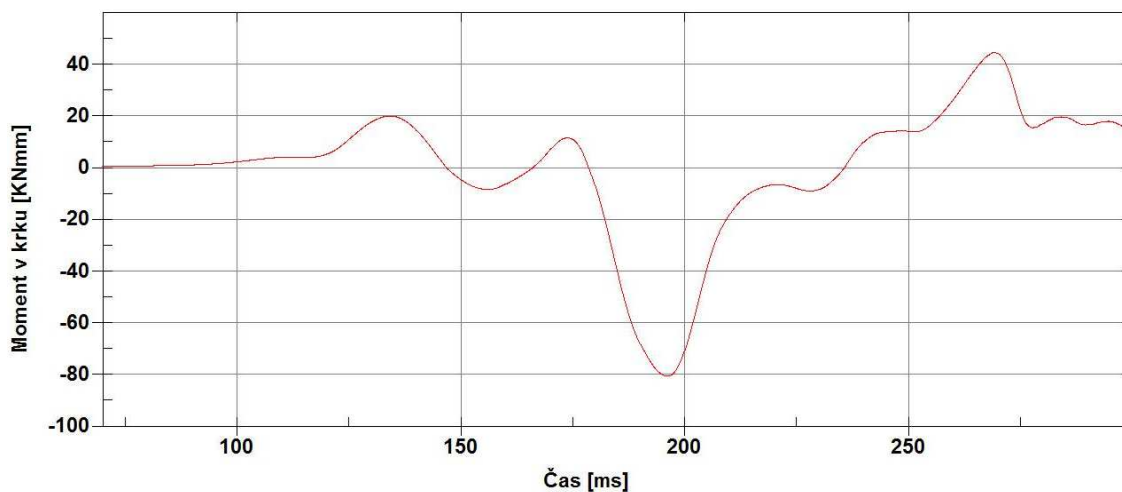


Obrázek 44 - Průběh simulace zadního nárazu bez opěrky hlavy



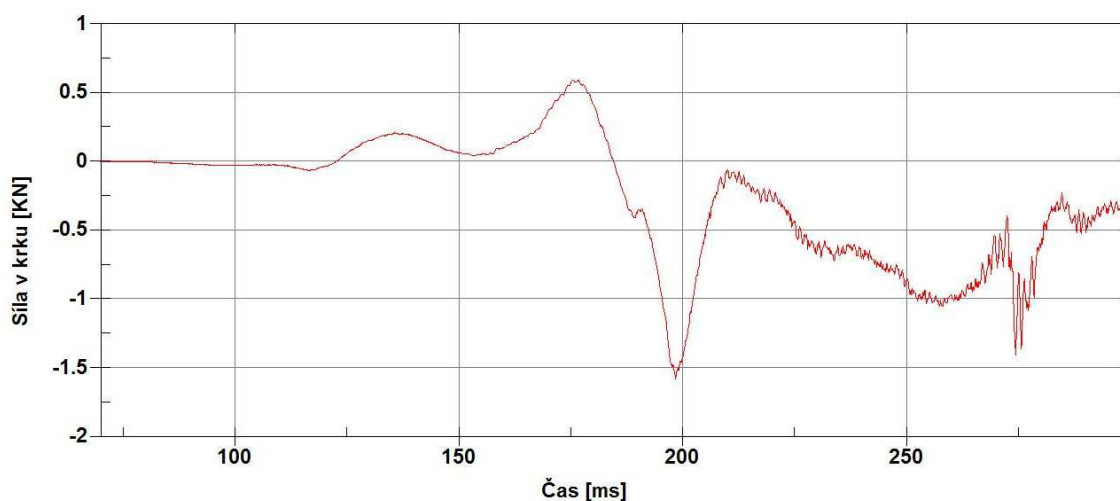
Obrázek 45 - Průběh zrychlení hlavy během zadního nárazu bez opěrky hlavy

Ohybový moment krku dosahuje dle grafu číslo 46 výrazné špičky v čase 195 ms, kdy se jeho hodnota vyšplhala až na 80,54 Nm a tím překročila limitní hodnotu pro záklon 20,3 Nm. Maximální čelní ohyb naměřený v čase 200 milisekund hodnotu povolenou pro přežití nepřekračuje.



Obrázek 46 - Průběh ohybového momentu působícího na krční páteř během zadního nárazu

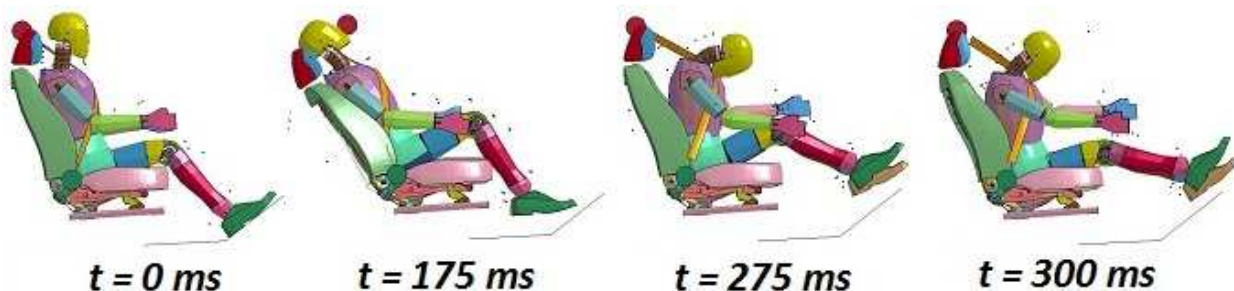
Sílu působící na horní část krční páteře vykresluje graf číslo 47. Dvou výrazných špiček křivka dosahuje v čase 195 ms a 275 ms, ani v jednom případě se však nejedná o nebezpečně vysoké hodnoty. Globálního maxima je dosaženo během záklonu hlavy, kdy bylo naměřeno záporných 1,58 kN, kritérium 4 kN je tedy splněno.



Obrázek 47 - Síla působící na krční páteř během zadního nárazu bez opěrky

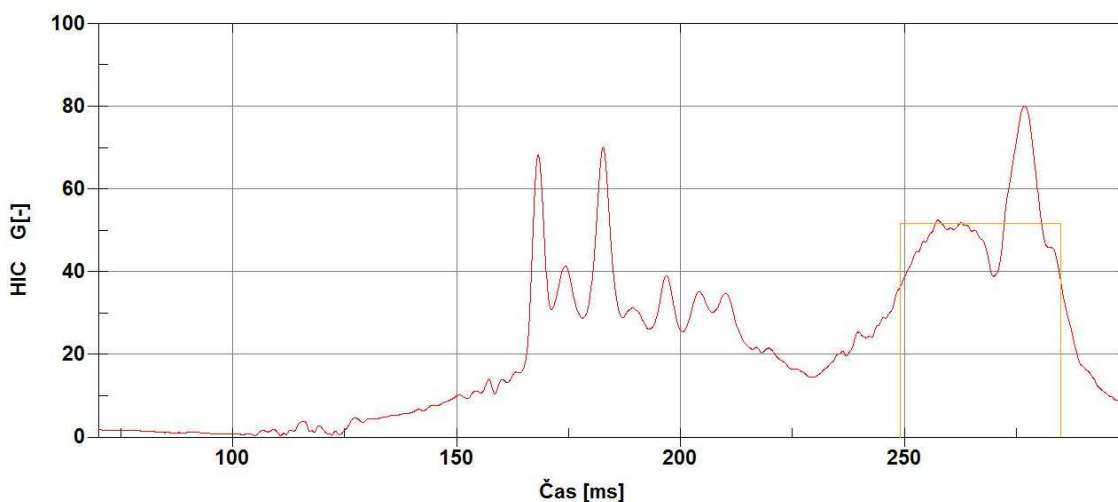
10.2.2 Varianta 2: 18 mm

Zjednodušený průběh simulace zadního nárazu s opěrkou nastavenou 18 mm nad opěradlo vidíme na obrázku číslo 48. Zaznamenány byly: počáteční poloha, moment kontaktu hlavy s opěrkou, okamžik zastavení dopředného pohybu bezpečnostním pásem, a koncová poloha.



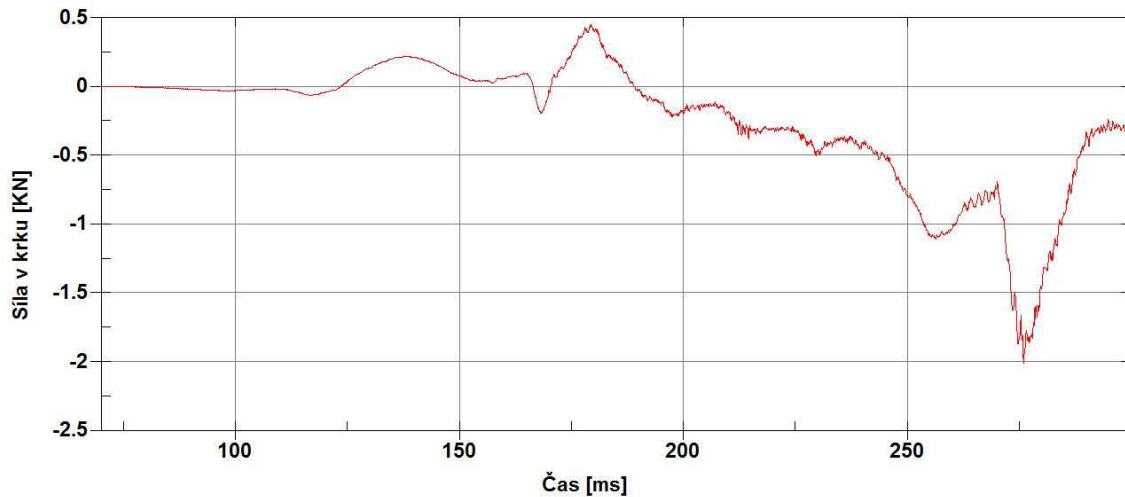
Obrázek 48 - Průběh simulace zadního nárazu s opěrkou ve výšce 18 mm

V grafu, vykreslujícím průběh zrychlení, (obrázek č. 49) vidíme, že oblast, ve které byl zaznamenán kritický HIC faktor, se přesunula z první fáze nárazu do druhé. Opěrce se tedy podařilo eliminovat zrychlení vznikající v hlavě důsledkem „švihnutí“ šije vzad v první fázi nárazu. Hodnota HIC na intervalu od 249 do 285 ms je rovna 690, tedy ani během druhé fáze není limit překročen.



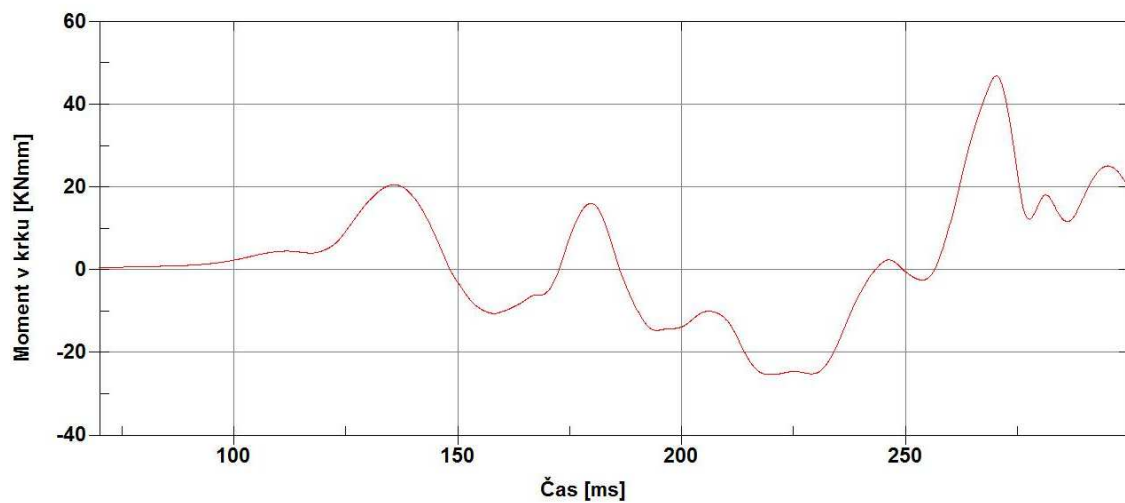
Obrázek 49 - Zrychlení hlavy během zadního nárazu pro výšku opěrky 18 mm

Maximální síla působí za krční páteř během předklonu hlavy v čase 275 ms. Kritérium však není hodnotou -2 kN překročeno. Po zbytek průběhu simulace nedochází k dalším výraznějším výkyvům, jak dokládá obrázek číslo 50.



Obrázek 50 - Síla působící na krční páteř během zadního nárazu 18 mm

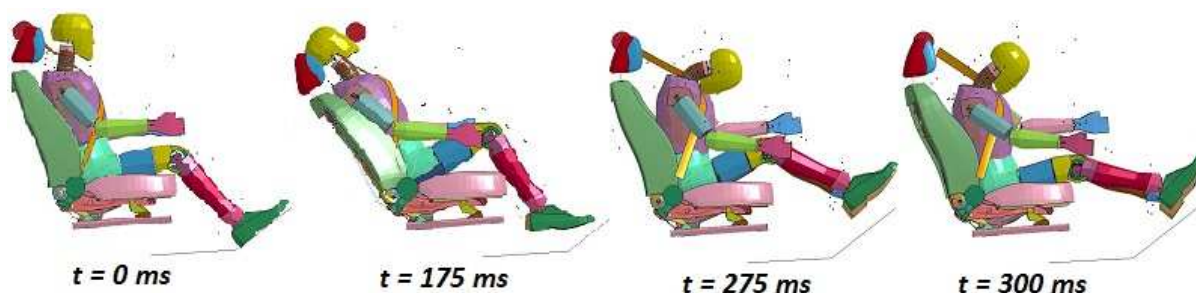
Ačkoli z grafu číslo 51 je jasně patrná špička, které ohybový moment dosáhne okolo 270 ms, není hodnota 47 Nm ohrožující vzhledem k tomu, že se jedná a čelní ohyb. Naopak zdánlivě bezvýznamné minimum -25 Nm, kterého křivka nabývá v čase 225 ms, překračuje limit pro zaklonění o 5 Nm.



Obrázek 51 - Ohybový moment působící na krční páteř během zadního nárazu 18 mm

10.2.3 Varianta 3: 40 mm

Sled poloh na obrázku č. 52 popisuje průběh simulace zadního nárazu pro variantu 3. Jsou zde opět zachyceny pouze okamžiky důležité z hlediska vyhodnocení biomechanických kritérií.

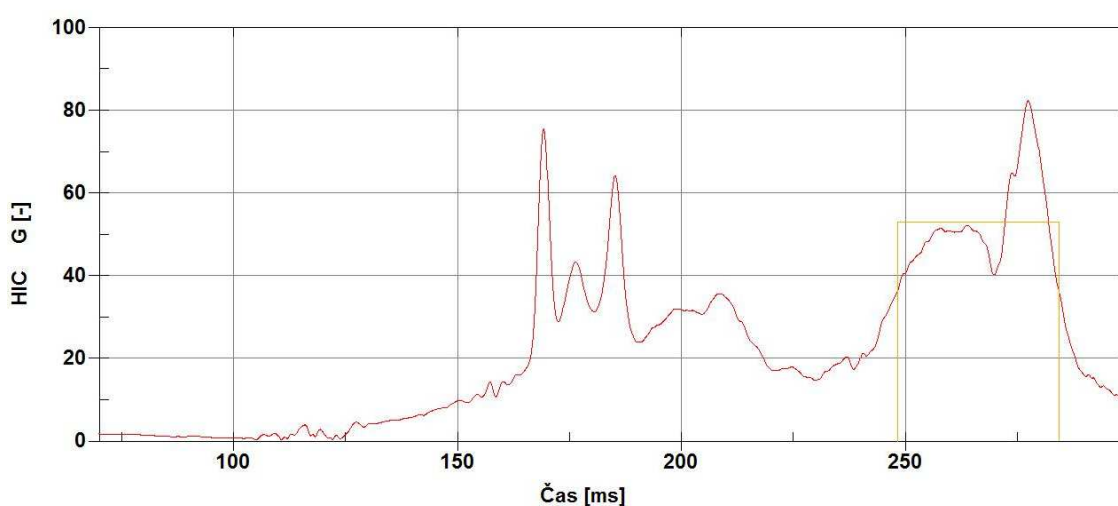


Obrázek 52 - Průběh simulace zadního nárazu s opěrkou ve výšce 40 mm

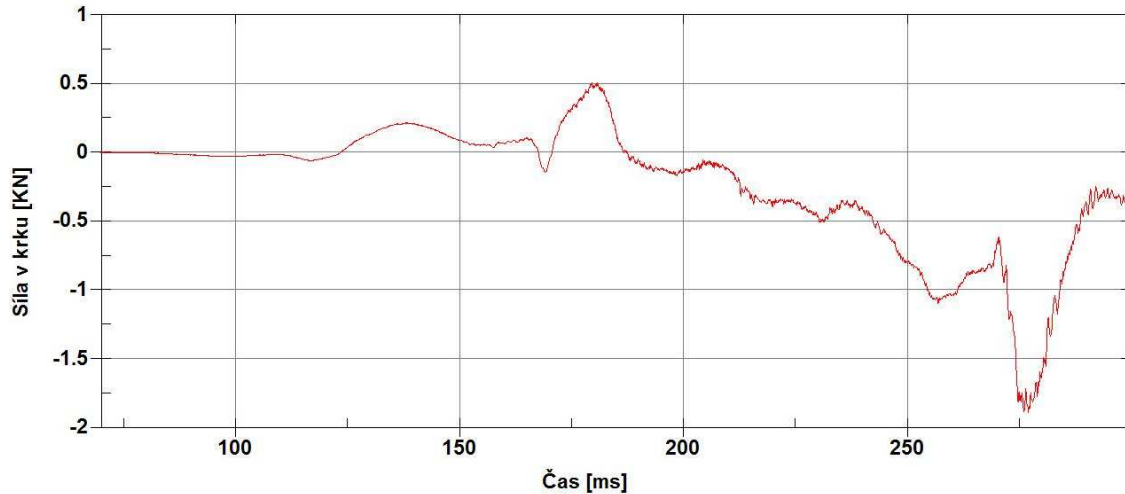
Zvýšení opěrky do polohy 40 mm nad opěradlem má z hlediska zrychlení naměřeného v hlavě figuríny navzdory očekávání negativní vliv. Kritická hodnota HIC se opět nachází v časovém rozmezí 248 až 284 ms a má velikost 726, což je více než v předchozí variantě, ale kritérium poranění hlavy překročeno nebylo. Graf průběhu zrychlení je znázorněn na obrázku č. 53.

Síla působící na krční páteř dosáhne svého maxima, stejně jako v předchozích případech, v čase 275 ms. Toto maximum má hodnotu -1,7 kN a nepřesahuje povolenou hodnotu (viz obrázek č. 54).

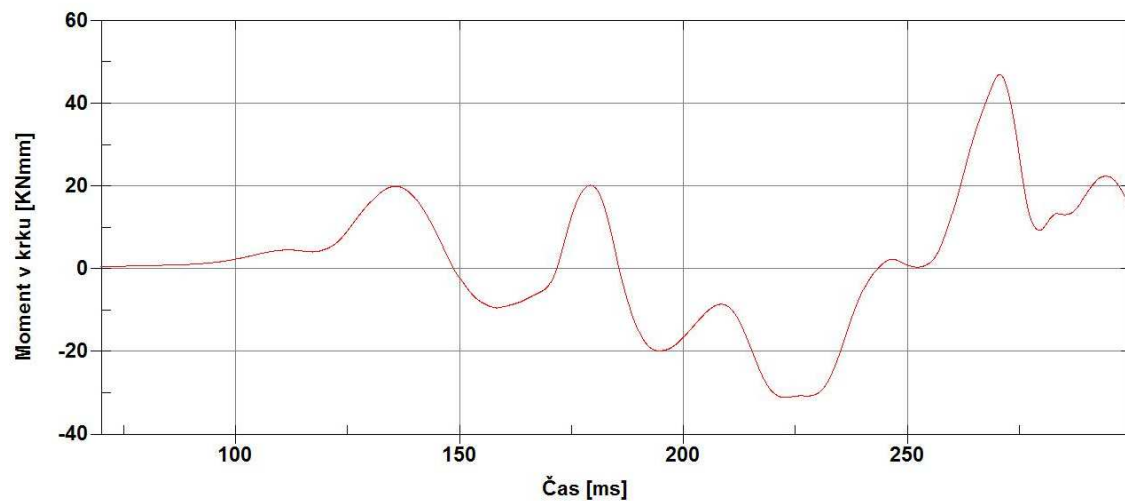
Průběh ohybového momentu na obrázku č. 55 je velice podobný předcházející osmnácti milimetrové variantě. Maximum pro čelní ohyb v čase 270 ms zůstává 47 Nm, ovšem maximum pro zaklonění v čase 225 ms propadlo až na -31 Nm. Limit pro záklon je tedy překročen.



Obrázek 53 - Zrychlení hlavy během zadního nárazu pro výšku opěrky 40 mm



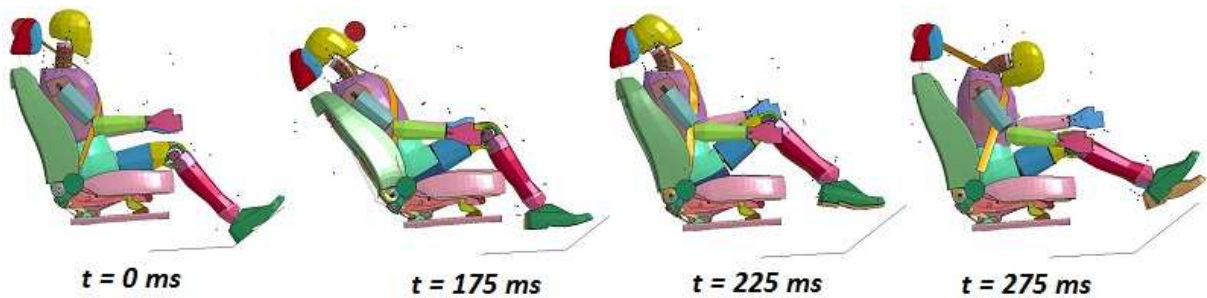
Obrázek 54 - Síla působící na krční páteř během zadního nárazu 40 mm



Obrázek 55 - Ohybový moment působící na krční páteř během zadního nárazu 40 mm

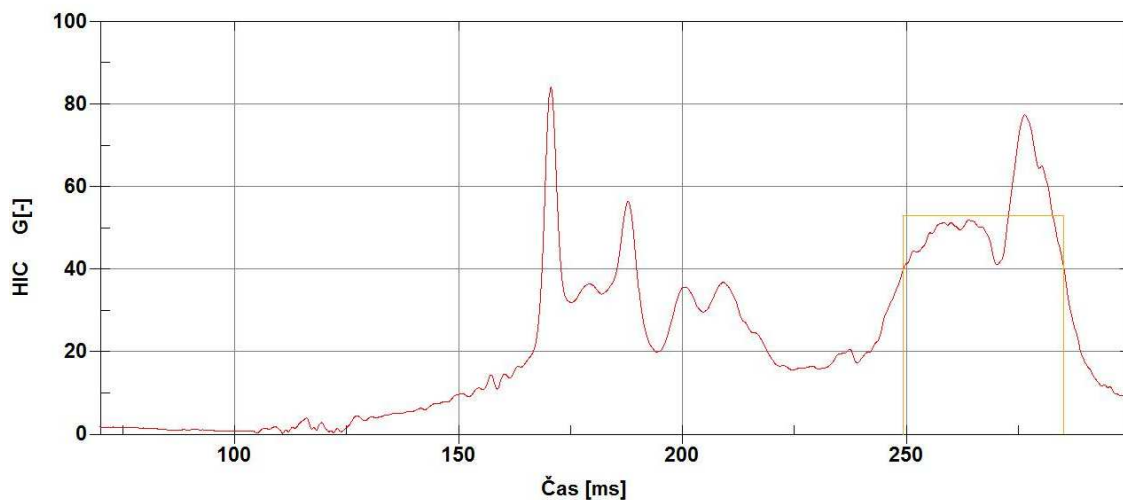
10.2.4 Varianta 4: 62 mm

Snímky na obrázku číslo 56 zachycují průběh nárazu s opěrkou ve výšce 62 milimetrů. Jejich skladba se ovšem liší od předchozích dvou variant. Místo záběru konečné polohy byl zařazen snímek pořízený v čase 225 ms, který je zásadní z hlediska průběhu ohybového momentu, jak bude rozvedeno dále.



Obrázek 56 - Průběh simulace zadního nárazu s opěrkou ve výšce 62 mm

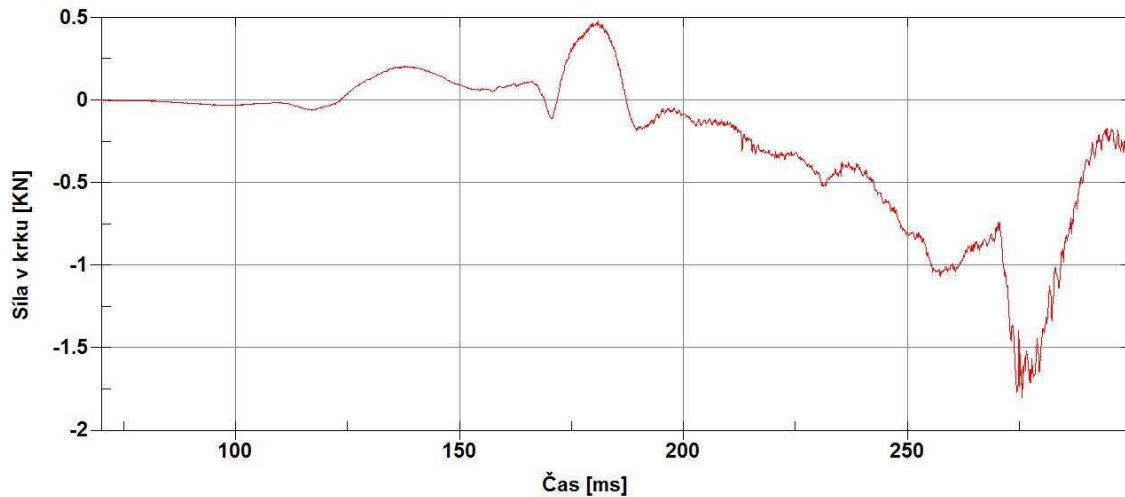
Kritérium poranění hlavy je v této variantě vypočteno v intervalu od 249 ms do 285 ms, jak je patrné z obrázku číslo 57, jedná se tedy od druhou fázi nárazu, během které je figurína mrštěna vpřed. Hodnota HIC 723 nepřekračuje povolený limit 1000.



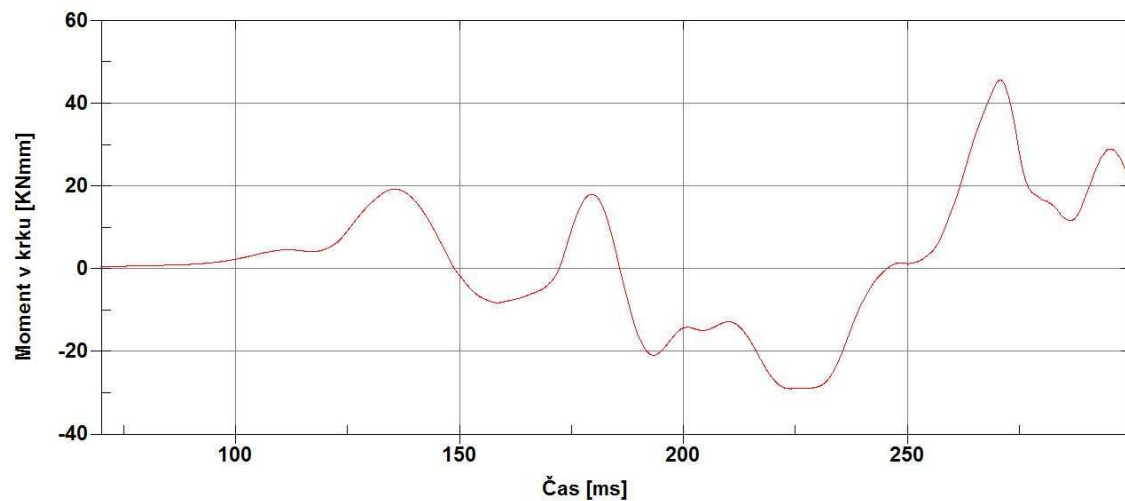
Obrázek 57 - Zrychlení hlavy během zadního nárazu pro výšku opěrky 62 mm

Co se týče síly působící na krční páteř, ta se i tentokrát pohybuje v bezpečném rozmezí od 0,5 kN do -1,7 kN. Záporného maxima je dosaženo během čelního ohybu, lze tedy předpokládat, že zahrnutí airbagu do sestavy by výslednou hodnotu ještě zmenšilo. Průběh síly v čase můžeme sledovat na obrázku číslo 58.

Křivka průběhu ohybového momentu na obrázku č. 59 nám říká, že k překročení limitu pro záklon dochází znovu v čase 225 ms a to tentokrát hodnotou -29 Nm. Následující špička v čase 260 ms, vzniklá během čelního ohybu, zaznamenala rovněž drobný pokles a to na 46 Nm.



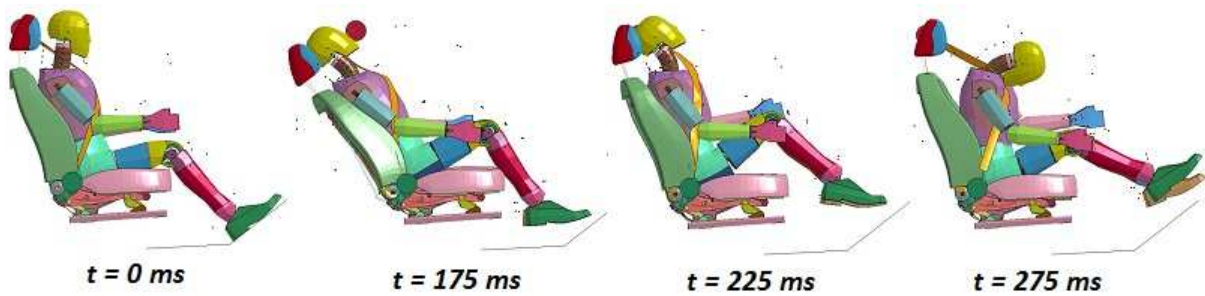
Obrázek 58 - Síla působící na krční páteř během zadního nárazu 62 mm



Obrázek 59 - Ohybový moment působící na krční páteř během zadního nárazu 62 mm

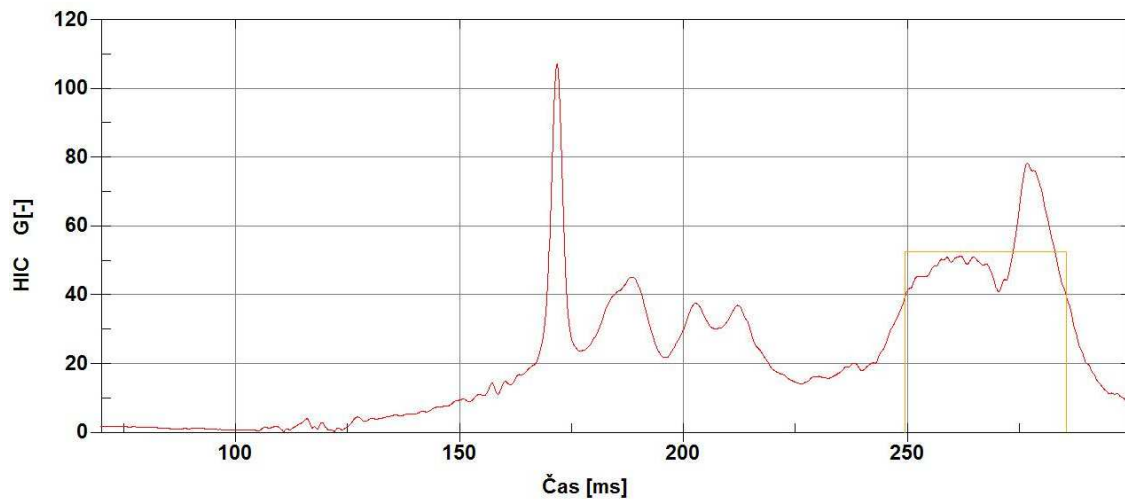
10.2.5 Varianta 5: 84 mm

Obrázek číslo 60 demonstruje průběh zadního nárazu s nejnvýše posazenou opěrkou. Ze čtyř vyobrazených poloh první zachycuje klidový stav sestavy, druhá okamžik dopadu hlavy figuríny na opěrku, třetí moment překročení limitního ohybového momentu v krku, a čtvrtá okamžik, ve kterém je zaznamenán HIC faktor.



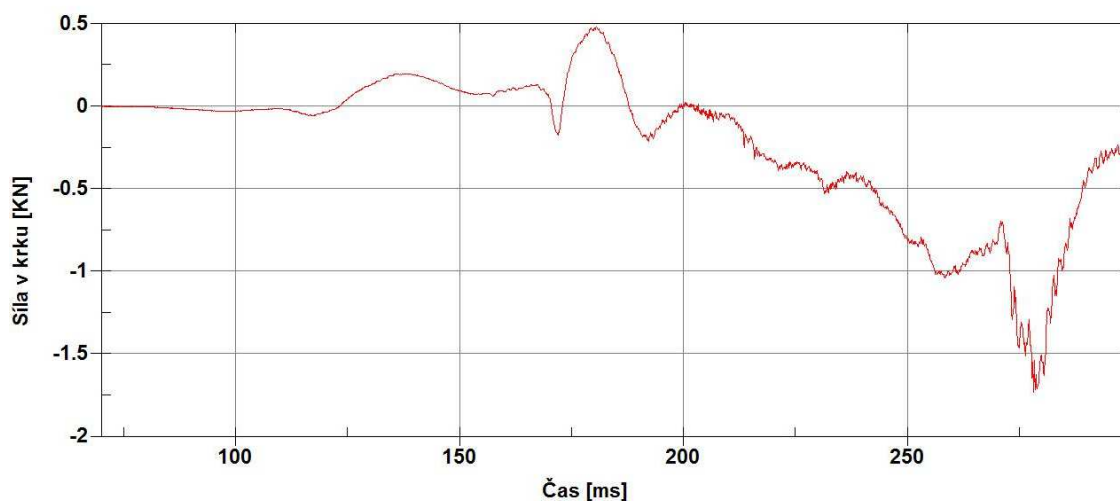
Obrázek 60 - Průběh simulace zadního nárazu s opěrkou ve výšce 84 mm

Následující obrázek číslo 61 vykresluje průběh zrychlení hlavy během zadního nárazu. Dochází zde ke dvěma výrazným špičkám a to sice v čase 175 ms a 275 ms. Faktor HIC byl počítán na intervalu 249 ms až 285 ms ve druhé fázi nárazu a má hodnotu 712.



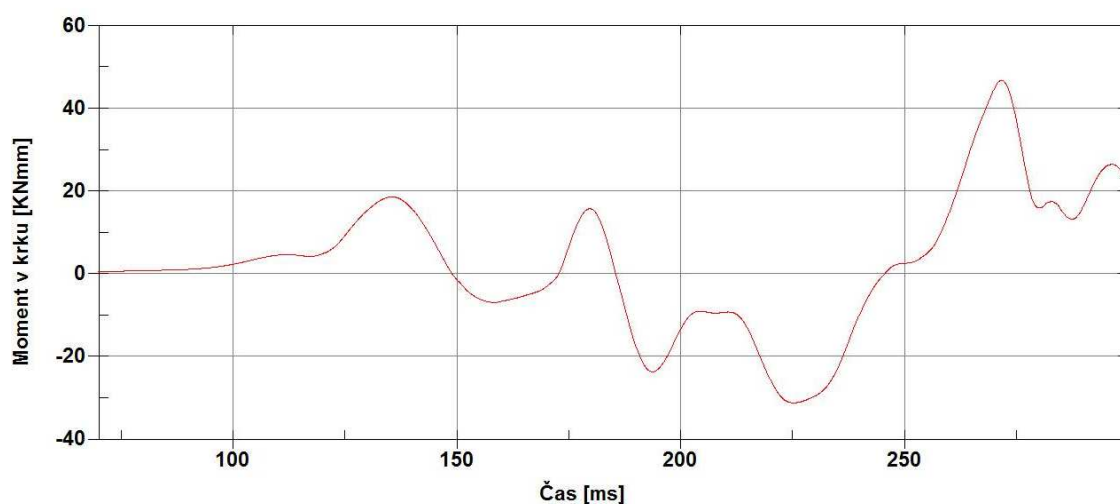
Obrázek 61 - Zrychlení hlavy během zadního nárazu pro výšku opěrky 84 mm

Maximální síla působící na krk během první fáze nárazu byla naměřena v čase 175 ms. Zde se jedná o záklon a má hodnotu 0,48 kN. Absolutního maxima je pak dosaženo během druhé fáze nárazu, tedy v předklonění, v čase 275 ms (viz obr. č. 62). Toto maximum má hodnotu -1,7 kN a nepřekračuje tedy stanovený limit.



Obrázek 62 - Síla působící na krční páteř během zadního nárazu 84 mm

Poslední hodnocené kritérium, kritérium poranění krku, je porušeno i v této variantě. Stejně jako ve všech předchozích případech, i zde se jedná o překročení povolené hodnoty pro záklon v čase 225 ms. Naměřeno bylo -31 Nm. Průběh ohybového momentu nám ukazuje obrázek č. 63.

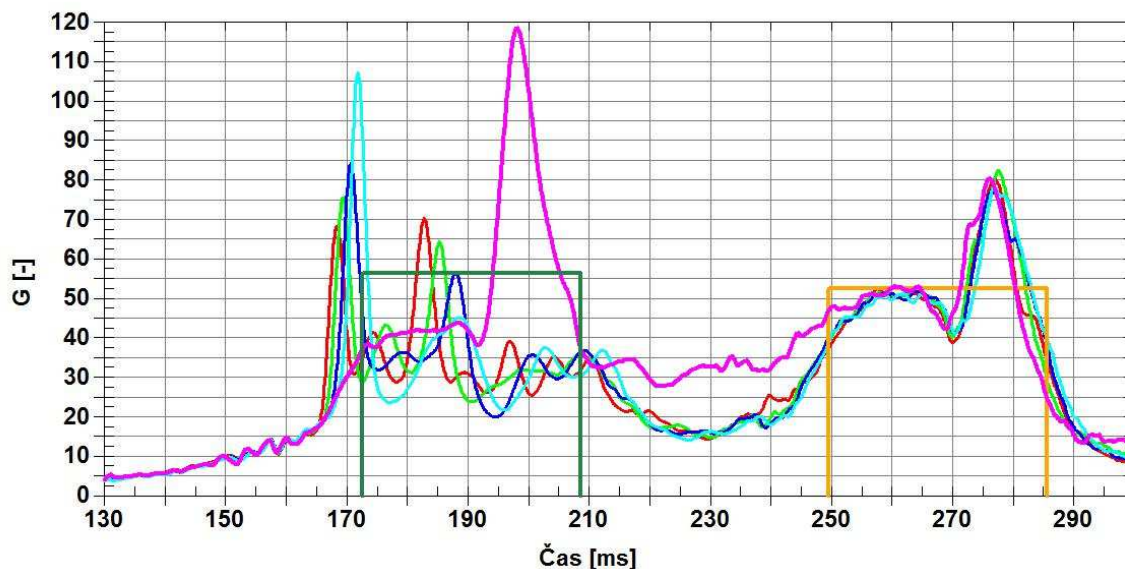


Obrázek 63 - Ohybový moment působící na krční páteř během zadního nárazu 84 mm

10.2.6 Srovnání zadní náraz

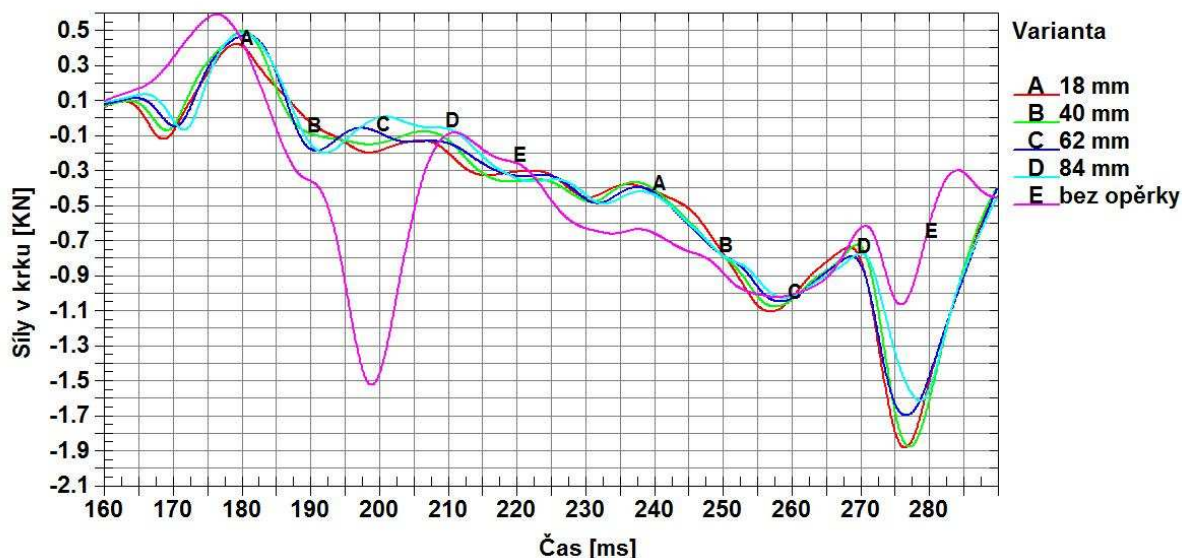
Obrázek číslo 64 zachycuje průběhy zrychlení hlavy během všech pěti analýz zadního nárazu. Růžová křivka odpovídá variantě 1 - bez opěrky, červená křivka variantě 2 (18 mm), světle zelená variantě 3 (40 mm), tmavě modrá variantě 4 (62 mm) a světle modrá variantě 5 (84 mm). Nejoptimálnější se tentokrát zdá červená křivka, tedy varianta 2 s opěrkou ve výšce 18 mm. Tato varianta má totiž v první fázi nárazu, během zaklonění v čase 170 ms, nejmenší maximum. Nejhuře je na tom opět nejvyšší poloha, kterou představuje světle modrá křivka

s opěrkou ve výšce 84 mm. Levý obdélník představuje interval od 172 ms do 208 ms, na kterém byl zaznamenán HIC faktor během simulace nárazu bez opěrky. Všechny ostatní nárazy mají HIC faktor zachycený ve druhé fázi nárazu, na intervalu ohraničeném pravým obdélníkem v čase od 249 ms do 286 ms.



Obrázek 64 - Zrychlení hlavy během zadních nárazů - porovnání variant

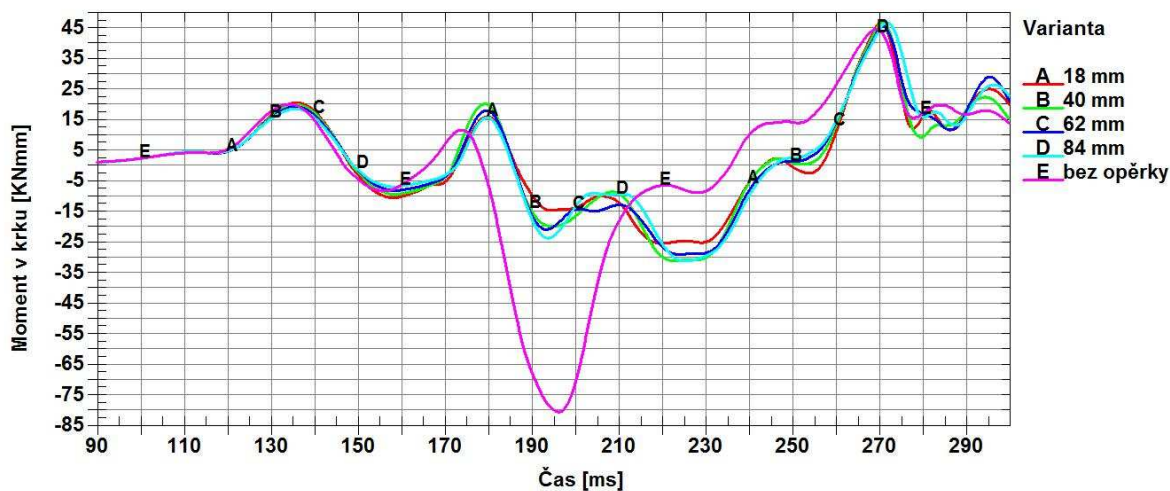
Srovnání průběhů síly působící na krční páteř vidíme na obrázku 65. Zatímco všechny 4 varianty s opěrkou mají v první fázi nárazu relativně hladký průběh a výrazné špičky se objevují až ve druhé fázi, varianta bez opěrky dosahuje svého maxima již v první fázi, v momentě záklonu hlavy. Ze čtyř různých výškových poloh se z hlediska působící síly zdá být nejmírnější varianta 5 (84 mm).



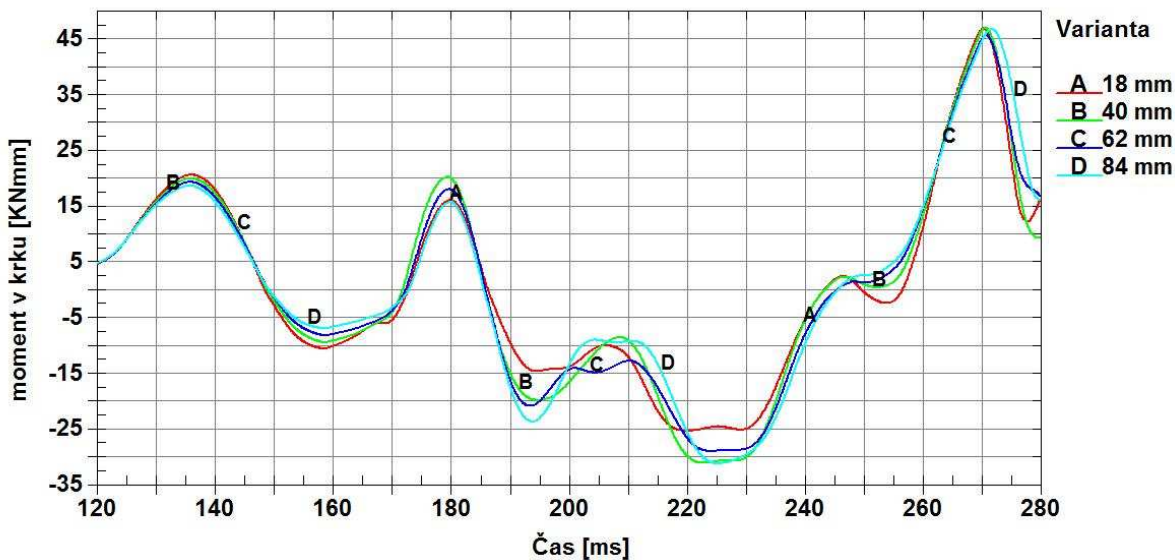
Obrázek 65 - Síly v krku během zadních nárazů – srovnání

Na obrázcích 66 a 67 můžeme sledovat porovnání průběhů ohybových momentů s tím rozdílem, že na obrázku 66 je zahrnuta varianta 1 (bez opěrky), kdežto na obrázku 67 je zaostřený náhled pouze na varianty s opěrkou. Mohutný výkyv křivky E na obrázku 66 indikuje moment nárazu hlavy do opěradla, žádné takové maximum se v grafech s opěrkou nenachází.

Obrázek 67 nám říká, že s vzhledem k ohybovému momentu v krku se nejlépe chová křivka A (18 mm), reprezentující variantu 2.



Obrázek 66 - Moment v krku během zadních nárazů – srovnání



Obrázek 67 - Momenty v krku během zadních nárazů - srovnání, výřez

11 ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce bylo vytvořit numerický model sedadla s opěrkou a bez opěrky hlavy tak, aby model umožňoval její výškové nastavení. Dalším úkolem bylo usadit do sedadla model figuríny Hybrid III 50th Percentile Dummy, doplnit o okrajové podmínky pro čelní a zadní náraz do osobního automobilu a následně všechny varianty podrobit numerické analýze prostřednictvím řešiče LS-DYNA. Nakonec bylo zapotřebí jednotlivé výpočty vyhodnotit, na základě několika biomechanických kritérií určit účinky nárazu na figurínu a tyto pak mezi sebou navzájem porovnat.

Při vypracování byl využit numerický model sedadla bez opěrky hlavy, který byl vytvořen v rámci diplomové práce Lady Vodičkové. Geometrický model sloužící jako podklad pro vznik tohoto modelu je produktem programu CATIA a byl získán od společnosti ŠKODA AUTO a.s. Další úpravy včetně tvorby konečně-prvkové sítě opěrky, celkového nastavení vlastností a kontaktů, a následného vyhodnocení průběhu simulací probíhaly v aplikaci LS-Prepost.

Teoretická část práce je věnována úvodu do problematiky konstrukce automobilových sedadel. Jsou zde popsány jednotlivé bezpečnostní prvky, jejich ochranné účinky během nárazu a rovněž způsoby testování automobilových sedadel. Dále se zde pojednává o jednotlivých typech poranění krční páteře, zejména pak o tzv. syndromu „prásknutí bičem“ neboli Whiplash. Řeším zde jednak příčiny jeho vzniku, ale také závažnost a trvalé následky. Zvláštní kapitola je rovněž věnována nárazovým figurínám Dummy.

V rámci praktické části je popsána samotná tvorba numerického modelu. Ta spočívala zaprvé v řešení geometrie, tedy doplnění chybějících prvků sestavy, jako jsou terčiky pro uchycení pásů, bezpečnostní pásy, podlážka a hlavová opěrka. Bylo nezbytné nastavit hlavovou opěrku do jednotlivých poloh a natočit údy figuríny do usazené pozice. Dále jsem definovala všechny kontakty mezi končetinami figuríny a sedadlem, opěrkou či podlážkou. V neposlední řadě bylo zapotřebí nastavit parametry pro běh samotné simulace. Jednalo se o určení časového kroku pro zaznamenávání výsledků a definování funkcí rychlosti pro oba nárazy.

Vyhodnocení simulací bylo provedeno na základě tří biomechanických kritérií, těmi jsou: faktor HIC (Head Injury Criterion) neboli kritérium poranění hlavy, maximální síla působící na krční páteř a kritérium poranění krku NIC (Neck Injury Criterion). Z těchto tří je největší důraz kladen na první kritérium.

Z výsledků všech deseti simulací je jasně patrný fakt, že přítomnost hlavové opěrky během nárazu má rozhodující vliv na vznik poranění krční páteře a hlavy. Co se týče srovnání jednotlivých výškových poloh opěrky, jsou výsledky následující:

Během čelního nárazu se z hlediska všech tří hodnocených kritérií ukázala jako neoptimálnější varianta s opěrkou ve výšce 40 mm nad opěradlem, zároveň je jedinou variantou, která splňuje kritérium pro poranění hlavy HIC. Kritérium maximální síly nebylo překročeno ani v jedné výškové poloze opěrky, naopak maximum pro ohybový moment krční páteře bylo alespoň lehce překročeno ve všech čtyřech výškových pozicích.

Výsledky zadních nárazů už nevypovídají tak jednoznačně o nejideálnější variantě. Ačkoli ve dvou ze tří hodnocených kritérií se nejlépe zachovala opěrka ve výšce 18 mm nad opěradlem a to sice co se týče faktoru HIC a kritéria NIC. Kritérium HIC bylo tentokrát splněno ve všech čtyřech výškových polohách, stejně tak kritérium maximální síly působící na páteř. Problém nastává opět u ohybového momentu určujícího splnění NIC. Ten byl sice jen v nepatrné míře, nicméně překročen ve všech čtyřech řešených polohách.

Jednou z příčin nežádoucích výsledků ohybových momentů může být nedostatečná tuhost sedačky. Jak můžeme pozorovat na snímcích z průběhu simulace, sedačka se jeví jako extrémně poddajná a důsledkem toho dochází k hlubokému záklonu figuríny i se sedačkou. Děje se tak zřejmě kvůli modifikacím, které byly provedeny na původním modelu sedačky ve smyslu zjednodušení a zbavení jejích podrobnějších součástí.

Z hlediska dalších studií a výpočtů by bylo vhodné model sedačky přepracovat, což v rámci této práce, vzhledem k časové náročnosti, již nebylo uskutečnitelné. Účinnost opěrky hlavy během zadního nárazu při nízké rychlosti byla prokázána prostřednictvím uspokojivých hodnot HIC faktoru ve všech zkoumaných výškových polohách. Zároveň byla nalezena poloha opěrky vyhovující tomuto nejdůležitějšímu kritériu pro čelní náraz. Tato poloha je ovšem vztažena k výšce nárazové figuríny Hybrid III 50th Percentile Dummy a nelze ji obecně považovat za ideální.

Seznam obrázků

Obrázek 1 - Konstrukční prvky sedadla [2].....	10
Obrázek 2 - Geometrický model hlavové opěrky.....	12
Obrázek 3 - Výsledná poloha H-bodu vůči R-bodu sedačky [9].....	14
Obrázek 4 - Rozklad sil působících na opěradlo a hlavovou opěrku [10]	16
Obrázek 5 - Pyrotechnický předepínač bezpečnostního pásu [14].....	18
Obrázek 6 - Princip funkce RHR (vlevo) a PAHR (vpravo) [15].....	19
Obrázek 7 - Test posunutí hlavové opěrky dle ECE R17 [19].....	21
Obrázek 8 - 5 pozic výškového a horizontálního nastavení AHR [21]	24
Obrázek 9 - Usazená figurína s modelem krku HUMoN [21].....	24
Obrázek 10 - Závislost extenze na vzdálenosti temene od opěrky [21]	25
Obrázek 11 - Schéma obratlů krční páteře a znázornění vzdáleností hlavy od opěrky [23]..	26
Obrázek 12 - Fáze kinematiky Whiplash Injury [23]	28
Obrázek 13 - Hybrid III 50th Percentile Dummy (vlevo) a EUROSID II (vpravo) [30].....	31
Obrázek 14 - Virtuální figurína GHIII 50% Dummy od švédského Volva [38]	34
Obrázek 15 - Zjednodušená kostra opěrky	37
Obrázek 16 - Původní kostra opěrky hlavy [31].....	37
Obrázek 17 - Průběh rychlosti během čelního nárazu.....	39
Obrázek 18 - Průběh rychlosti při zadním nárazu	40
Obrázek 19 - Průběh simulace čelního nárazu bez opěrky hlavy	42
Obrázek 20 - Průběh zrychlení hlavy během čelního nárazu bez opěrky	42
Obrázek 21 - Průběh sil působících na krční páteř během čelního nárazu bez opěrky.....	43
Obrázek 22 - Průběh ohybového momentu působícího během čelního nárazu bez opěrky .	43
Obrázek 23 - Průběh simulace čelního nárazu s opěrkou ve výšce 18 mm.....	44
Obrázek 24 - Zrychlení hlavy během čelního nárazu pro výšku opěrky 18 mm.....	44
Obrázek 25 - Síla působící na krční páteř během čelního nárazu 18 mm	45
Obrázek 26 - Ohybový moment působící na krční páteř během čelního nárazu 18 mm.....	45
Obrázek 27 - Průběh simulace čelního nárazu s opěrkou ve výšce 40 mm.....	46
Obrázek 28 - Zrychlení hlavy během čelního nárazu pro výšku opěrky 40 mm.....	46
Obrázek 29 - Síla působící na krční páteř během čelního nárazu 40 mm	47
Obrázek 30 - Ohybový moment působící na krční páteř během čelního nárazu 40 mm.....	47
Obrázek 31 - Průběh simulace čelního nárazu s opěrkou ve výšce 62 mm.....	48
Obrázek 32 - Zrychlení hlavy během čelního nárazu pro výšku opěrky 62 mm.....	48
Obrázek 33 - Síla působící na krční páteř během čelního nárazu 62 mm	49
Obrázek 34 - Ohybový moment působící na krční páteř během čelního nárazu 62 mm.....	49
Obrázek 35 - Průběh simulace čelního nárazu s opěrkou ve výšce 84 mm.....	50

Obrázek 36 - Zrychlení hlavy během čelního nárazu pro výšku opěrky 84 mm.....	50
Obrázek 37 - Síla působící na krční páteř během čelního nárazu 84 mm	51
Obrázek 38 - Ohybový moment působící na krční páteř během čelního nárazu 84 mm.....	51
Obrázek 39 - Zrychlení hlavy během čelních nárazů - porovnání variant	52
Obrázek 40 - Síly v krku během čelních nárazů – srovnání	52
Obrázek 41 - Síly v krku během čelního nárazu - srovnání, výřez.....	53
Obrázek 42 - Momenty v krku během čelního nárazu - srovnání	53
Obrázek 43 - Momenty v krku během čelního nárazu - srovnání, výřez	54
Obrázek 44 - Průběh simulace zadního nárazu bez opěrky hlavy.....	55
Obrázek 45 - Průběh zrychlení hlavy během zadního nárazu bez opěrky hlavy.....	55
Obrázek 46 - Průběh ohybového momentu během zadního nárazu.....	56
Obrázek 47 - Síla působící na krční páteř během zadního nárazu bez opěrky.....	56
Obrázek 48 - Průběh simulace zadního nárazu s opěrkou ve výšce 18 mm	57
Obrázek 49 - Zrychlení hlavy během zadního nárazu pro výšku opěrky 18 mm.....	57
Obrázek 50 - Síla působící na krční páteř během zadního nárazu 18 mm	58
Obrázek 51 - Ohybový moment působící na krční páteř během zadního nárazu 18 mm.....	58
Obrázek 52 - Průběh simulace zadního nárazu s opěrkou ve výšce 40 mm	59
Obrázek 53 - Zrychlení hlavy během zadního nárazu pro výšku opěrky 40 mm.....	59
Obrázek 54 - Síla působící na krční páteř během zadního nárazu 40 mm	60
Obrázek 55 - Ohybový moment působící na krční páteř během zadního nárazu 40 mm.....	60
Obrázek 56 - Průběh simulace zadního nárazu s opěrkou ve výšce 62 mm	61
Obrázek 57 - Zrychlení hlavy během zadního nárazu pro výšku opěrky 62 mm.....	61
Obrázek 58 - Síla působící na krční páteř během zadního nárazu 62 mm	62
Obrázek 59 - Ohybový moment působící na krční páteř během zadního nárazu 62 mm.....	62
Obrázek 60 - Průběh simulace zadního nárazu s opěrkou ve výšce 84 mm	63
Obrázek 61 - Zrychlení hlavy během zadního nárazu pro výšku opěrky 84 mm.....	63
Obrázek 62 - Síla působící na krční páteř během zadního nárazu 84 mm	64
Obrázek 63 - Ohybový moment působící na krční páteř během zadního nárazu 84 mm.....	64
Obrázek 64 - Zrychlení hlavy během zadních nárazů - porovnání variant	65
Obrázek 65 - Síly v krku během zadních nárazů – srovnání”	65
Obrázek 66 - Moment v krku během zadních nárazů – srovnání.....	66
Obrázek 67 - Momenty v krku během zadních nárazů - srovnání, výřez	66

Seznam tabulek

Tabulka 1 - Veličiny a biomechanické limity pro čelní náraz [28].....	29
Tabulka 2 - Klasifikace poranění dle stupnice AIS (Hlava, hrud', břicho) [29]	30
Tabulka 3 - Klasifikace poranění dle AIS (páteř, končetiny, ostatní) [29].....	30
Tabulka 4 - Technické parametry Hybrid III 50th Percentile Dummy [29]	32
Tabulka 5 - Výšky hlavové opěrky v jednotlivých pozicích	35
Tabulka 6 - Úhly natočení částí těla figuríny [26].....	36
Tabulka 7 - Přehled použitých materiálů [31]	38

Použitá literatura

1. VINCENC, JOSEF. *Návrh zařízení pro testování a měření ovládacích sil automobilových sedadel*. Brno: Vysoké učení technické v Brně. [Online] 2013. [Citace: 8.2.2015] https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=67201.
2. VINCENC, JAN. *Montážní přípravek pro opěradlo předního sedadla*. Brno: Vysoké učení technické v Brně. [Online] 2014. [Citace: 15.2.2015] https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=86040.
3. Kovové konstrukce a mechanismy: Úplné portfolio vhodné pro všechny segmenty. *Johnson Controls*. [Online] 2013. [Citace: 2.3.2015] <http://www.johnsoncontrols.cz/content/cz/cs/products/automotive-experience/Seating/Metal-Structures-and-Mechanisms.html>.
4. ŠMELHAUS, J. *Fyziologický komfort automobilových sedaček*. Liberec: Technická univerzita v Liberci. [Online] 2011. [Citace: 16.2.2015] <http://www.kht.tul.cz/items/A-BP/bp2011/Jan%20%C5%A0melhaus%20%20-%20Fyziologick%C3%BD%20komfort%20automobilov%C3%BDch%20sedada%C4%8Dek.pdf>.
5. VLK, FRANTIŠEK. *Stavba motorových vozidel*. Brno: Nakladatelství a vydavatelství Vlk, 2003. ISBN 80-238-757-2.
6. KAMP, IRENE. The influence of car-seat design on its character experience. *Applied Ergonomics*. [Online] 2012. [Citace: 5.3.2015] http://ac.els-cdn.com/S0003687011000810/1-s2.0-S0003687011000810-main.pdf?_tid=99571be0-70de-11e5-99c6-00000aab0f27&acdnat=1444653886_64f678e0e38563508b0325135e6c7984.
7. DORSEY, GINGER E. *Driving Ergonomics*. [Online] 2012. [Citace: 10.3.2015].
8. ISO 6549: 1999. *Road vehicles: Procedure for H- and R-point determination*.
9. PETŘÍK, JAN. *Interakce automobilové sedačky a zátěže*. Technická univerzita v Liberci, Fakulta mechatroniky, 2008. ISBN 978-80-7372-426-9.
10. LAWRENCE, JONATHAN a SIEGMUND, GUNTER. Seat back and head restraint response during low-speed rear-end automobile collisions. *Accident Analysis & Prevention*. [Online] 2000. [Citace: 12.3.2015] http://ac.els-cdn.com/S0001457599001086/1-s2.0-S0001457599001086-main.pdf?_tid=4a1c2a16-70de-11e5-8b66-00000aacb35d&acdnat=1444653753_d21322d9b1050c0497a47ef39cd0fa91.
11. SIEGMUND, GUNTER P.; HEINRICHS, BRADLEY E. a WHEELER, JEFFREY B. The influence of head restraint and occupant factors on peak head/neck kinematics in low-speed rear-end

- collisions. *Accident Analysis & Prevention*. [Online] 1999. [Citace: 12.3.2015] <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0001457598000773>.
12. Euro NCAP Online Documentation. [Online] 2012. [Citace: 1.4.2015] <http://www.euroncap.com>.
13. VLK, FRANTIŠEK. *Karoserie motorových vozidel: ergonomika, biomechanika, struktura, pasivní bezpečnost, kolize, materiály*. Brno: Nakladatelství a vydavatelství Vlk, 2000. IBSN 80-238-5277-9.
14. STANFILL, CRAIG. *Seatbelt Pretensing Systems*. [Online] 2011. [Citace: 1.4.2015] http://www.cvel.clemson.edu/auto/AuE835_Projects_2011/Stanfill_project.html.
15. Insurance institute of highway safety. [Online] 2012. [Citace: 3.4.2015] <http://www.iihs.org/iihs/topics/t/neck-injury/topicoverview>.
16. Crash-active car headrest. *Reinforced Plastics*. [Online] 2005. [Citace: 4.4.2015] http://ac.els-cdn.com/S0034361705707426/1-s2.0-S0034361705707426-main.pdf?_tid=943ffc6e-70e1-11e5-9371-00000aabb0f26&acdnat=1444655166_6265b38394c8810116e49da1b128f7b3.
17. Systém pasivní bezpečnosti – FIAT ČR spol. s.r.o., 2009.
18. ECE R 17.04. *Uniform provisions concerning the approval of vehicles with regard to the seats, their anchorages and any head restraints*. Switzerland: UN Economic Commission for Europe, 2002. <http://www.unece.org/fileadmin/DAM/trans/main/wp29/wp29regs/r017r4e.pdf>.
19. WELCHER, JUDSON B. a SZABO, THOMAS. Relationships between seat properties and human subject kinematics in rear impact tests. *Accident Analysis & Prevention*. [Online] 2001. [Citace: 13.5.2015] http://ac.els-cdn.com/S0001457500000439/1-s2.0-S0001457500000439-main.pdf?_tid=835bb02a-7125-11e5-822c-00000aacb35d&acdnat=1444684343_26c24ca39aaab1d420c869dd49cf7b52.
20. WILLINGER, R.; BOURDET, N.; FISCHER, R. a LE GALL, F. Modal analysis of the human neck in vivo as a criterion for crash test dummy evaluation. *Journal of Sound and Vibration*. [Online] 2005. [Citace: 17.5.2015] <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022460X04009058>.
21. IVANCIC, PAUL C.; SHA, DAOHANG a PANJABI, MANOHAR M. Whiplash injury prevention with active head restraint. *Clinical Biomechanics*. [Online] 2009. [Citace: 17.5.2015]. http://ac.els-cdn.com/S0268003309001600/1-s2.0-S0268003309001600-main.pdf?_tid=805ebde4-7126-11e5-baee-00000aacb361&acdnat=1444684768_859ee64f3206932feff3492891f2a3ba.

22. STEMPER, BRIAN D.; ZOGANANDAN, N. a PINTAR, FRANK A. Effect of head restraint backset on head–neck kinematics in whiplash. *Accident Analysis & Prevention*. [Online] 2006. [Citace: 18.5.2015] <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0001457505001739>.
23. SVENSSON, MATS Y.; LOVSUND, PER; HALAND, YNGVE a LARSSON, STEFAN. The influence of seat-back and head-restraint properties on the head-neck motion during rear-impact. *Accident Analysis & Prevention*. [Online] 1996. [Citace: 20.5.2015]. http://ac.els-cdn.com/0001457596000644/1-s2.0-0001457596000644-main.pdf?_tid=6212f9c6-7127-11e5-b7a1-00000aacb35e&acdnat=1444685146_4be390be8a8be806c8f669ee70ba9f1b.
24. FARMER, CHARLES M.; WELLS, JOANN K. a WERNER, JOHN V. Relationship of head restraint positioning to driver neck injury in rear-end crashes. *Accident Analysis & Prevention*. [Online] 1999. [Citace: 20.5.2015] <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0001457599000354>.
25. CASEY, PETRINA P.; FEYER, ANNE M. a CAMERON, IAN D. Associations with duration of compensation following whiplash sustained in a motor vehicle crash. *Injury*. [Online] 2015. [Citace: 29.5.2015] <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0020138315003460>.
26. RUFFEROVÁ, TEREZA. *Numerická studie ochranného vlivu opěrky hlavy při nárazu osobního automobilu*. Praha: ČVUT v Praze, Fakulta dopravní. 2013.
27. BOURDET, NICOLAS a WILLINGER, RÉMY. Coupled head–neck–torso and seat model for car seat optimization under rear-end impact. *Journal of Sound and Vibration*. [Online] 2008. [Citace: 30.5.2015] <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022460X07009595>.
28. KRKOŠKA, K. *Počítačové simulace v oblasti bezpečnosti vozidel*. Brno: VUT v Brně, Fakulta strojního inženýrství. [Online] 2008. [Citace: 31.5.2015] https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=4792.
29. VODIČKOVÁ, LADA. *Numerická simulace rázu figuríny v programu LS-DYNA*. Praha: ČVUT v Praze, Fakulta dopravní. 2012.
30. Anthropomorphic Dummies for Crash and Escape System Testing. *AGARD AR-330*. Quebec: Canada Communication Group 7, 1996. ISBN 92-836-1039-3.
31. VODIČKOVÁ, LADA. *Tvorba numerického modelu automobilové sedačky*. Praha: ČVUT v Praze, Fakulta dopravní. 2014.
32. Observations During Validation Of Side Impact Dummy Models – Consequences For The Development Of The Fat ES-2 Model. [Online] 2002. [Citace: 7.6.2015] <http://www.dynalook.com/Personally/gothenburg2002.pdf>.

33. Dyna Support. *LS-DYNA Keyword User's Manual*. [Online] 2012. [Citace: 7.6.2015] <http://www.dynasupport.com/manuals/ls-dyna-manuals/ls-dyna-971-manualvol-i-keyword>.
34. HALLQUIST, JOHN O. *LS-DYNA Theory Manual 2006*. *LS-DYNA Support*. [Online] 2006. [Citace: 11.6.2015] <http://www.dynasupport.com/manuals/additional/ls-dyna-theory/manual-2005-beta/view>.
35. LS-PREPOST. *DYNAMore*. [Online] DYNAMore GmbH, DYNAMore Swiss GmbH, 2014. [Citace: 14.6.2015] <http://www.dynamore.de/en/products/prepost>.
36. KREBS, JACOB; HO, PHILIP. *Introduction to LS-PrePost 3.2*. *LSTC*. [Online] 2012.
37. Livermore Software Technology Corporation. *LS-DYNA Support*. [Online] LSTC, 2011. [Citace: 21.7.2015] <http://www.lstc.com/products/ls-dyna>.
38. Těhotné ženy v autě. *Auto Idnes*. [Online] 2004. [Citace: 21.7.2015] <http://auto.idnes.cz/tehotne-zeny-v-aute-0oy-/automoto.aspx?c=2004M251Y02C>.
39. VLK, FRANTIŠEK. *Automobilová elektronika 2 – Systémy řízení podvozku a komfortní systémy*. Brno: Nakladatelství a vydavatelství Vlk, 2006. ISBN 80-239-7062-3.
40. Tutorial 6. *LS-PrePost*. [Online] Livermore Software Technology Corporation, 2007. [Citace: 22.7.2015] <http://www.lstc.com/lspc/content/tutorials/6/t6p1.shtml>.
41. Tutorial 8. *LS-PrePost*. [Online] Livermore Software Technology Corporation, 2007. [Citace: 22.7.2015] <http://www.lstc.com/lspc/content/tutorials/8/t8p1.shtml>.

