

## Homologatieproeven van helmen

**Citation for published version (APA):**

Roelofs, F. (1995). *Homologatieproeven van helmen: een verkenning*. (DCT rapporten; Vol. 1995.081). Technische Universiteit Eindhoven.

**Document status and date:**

Gepubliceerd: 01/01/1995

**Document Version:**

Uitgevers PDF, ook bekend als Version of Record

**Please check the document version of this publication:**

- A submitted manuscript is the version of the article upon submission and before peer-review. There can be important differences between the submitted version and the official published version of record. People interested in the research are advised to contact the author for the final version of the publication, or visit the DOI to the publisher's website.
- The final author version and the galley proof are versions of the publication after peer review.
- The final published version features the final layout of the paper including the volume, issue and page numbers.

[Link to publication](#)

**General rights**

Copyright and moral rights for the publications made accessible in the public portal are retained by the authors and/or other copyright owners and it is a condition of accessing publications that users recognise and abide by the legal requirements associated with these rights.

- Users may download and print one copy of any publication from the public portal for the purpose of private study or research.
- You may not further distribute the material or use it for any profit-making activity or commercial gain
- You may freely distribute the URL identifying the publication in the public portal.

If the publication is distributed under the terms of Article 25fa of the Dutch Copyright Act, indicated by the "Taverne" license above, please follow below link for the End User Agreement:

[www.tue.nl/taverne](http://www.tue.nl/taverne)

**Take down policy**

If you believe that this document breaches copyright please contact us at:

[openaccess@tue.nl](mailto:openaccess@tue.nl)

providing details and we will investigate your claim.

# **Homologatieproeven van helmen:**

## **een verkenning**

stageverslag, rapport WFW nr.95.081

F. Roelofs

Eindhoven, augustus 1995

Technische Universiteit Eindhoven

Faculteit Werktuigbouwkunde

Begeleiding: A.A.H.J. Sauren & J. Thunnissen

## Summary

The head of a human is one of the most critical body parts injured in crash situations. Helmets are designed to protect the head but it is not known how or why a helmet protects. Research on helmets can lead to better testmethods and better helmets.

To investigate how a helmet protects knowledge is needed about head injuries and head injury criteria. Head injuries can be divided in different ways, they can be divided according to damage, according to the type of load and according to injury scales. Head injury criteria are developed and used but there are many questions about the usefulness of them.

A helmet has general features. Every protective helmet exists of a shell, a protective padding (or an impact liner), a comfort padding and a retention system. Most of the helmets also have a visor. All of the above mentioned parts of a helmet have their own functions. Research is needed about how a particular function of a particular part of a helmet is achieved and whether that particular part of the helmet maybe has other functions.

Nowadays helmets all over the world are tested according to several regulations. In Europe helmets are tested according to the ECE 22 (Economic Commission for Europe) regulations. Investigation of the standard testmethods and the measurement of some additional quantities within the standard conditions of the testmethods can lead to more insight in the way a helmet protects.

## Inhoudsopgave

Summary	2
1 Inleiding	4
2 Typen hoofdletsel	6
2.1 Letsels onderverdeeld naar schade aan weefsels	6
2.2 Letsels onderverdeeld naar type belasting	7
2.3 Letsels onderverdeeld aan de hand van letselschalen	8
2.4 Discussie	9
3 Letselcriteria	11
3.1 Piekversnelling	11
3.2 WST-Curve	11
3.3 SI (Severity Index)	12
3.4 HIC (Head Injury Criterion)	13
3.5 GAMBIT	14
4 Algemene opbouw van een helm	16
4.1 Buitenschaal	18
4.2 Binnenschaal	18
4.3 Voering	18
4.4 Sluiting	19
4.5 Vizier	20
4.6 Accessoires	20
5 Inventarisatie van TNO homologatieproeven	21
5.1 Impact absorptie test	21
5.2 Stijfheidstest	24
5.3 Dynamische test van het retentiesysteem	26
5.4 Roll-off test	28
5.5 Vizier penetratie test	29
6 Inventarisatie van elders uitgevoerde proeven	30
6.1 Het gedrag in tweede impact	30
6.2 Oblique (schuine) impact tests	31
7 Modificatie/uitbreiding van ECE 22-04 proeven	34
7.1 Herhalingsmeting	34
7.2 Rekken	34
7.3 Dynamische stijfheidstest	35
7.4 Modale analyse	35
8 Conclusies en aanbevelingen	36
9 Referenties	37
Bijlage 1: Anatomie van het hoofd	39
Bijlage 2: De hoofdvorm	44
Bijlage 3: Verklarende woordenlijst	46
Bijlage 4: Impact-absorptie test metingen	47
Bijlage 5: Speling tussen hoofd en helm	49

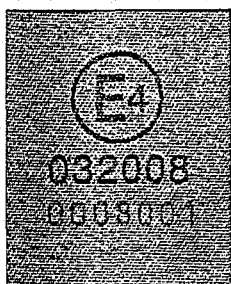
## 1 Inleiding

Het hoofd is één van de meest vitale en belangrijkste onderdelen van ons lichaam. Letsels aan andere lichaamsdelen kunnen min of meer worden hersteld of vervangen en niet alleen lichaamsdelen kunnen worden vervangen maar ook organen als nieren, longen en het hart. Het hoofd daarentegen vormt een groot probleem. De buitenkant kan nog hersteld worden, maar beschadigingen aan de binnenkant van het hoofd genezen bijna niet en laten vaak voor de rest van het leven sporen achter. Voor motorrijders is bescherming van het hoofd door middel van een helm dan ook van levensbelang.

Dat een helm een beschermende werking heeft is al bekend maar het precieze hoe en waarom is vooralsnog een vraagteken. Onderzoek naar het gedrag van helmen leidt tot helmen die een betere bescherming bieden en tevens tot testmethodes die beter inspelen op de werking van een helm.

Een helm mag in Nederland pas op de markt gebracht worden als deze voldoet aan de keuringsnorm ECE 22. ECE staat voor Economic Commission for Europe. Bijna alle Europese landen hebben deze norm geaccepteerd en een helm die goedgekeurd is in Nederland is dus automatisch ook goedgekeurd voor alle andere landen die het verdrag hebben ondertekend. De ECE 22-04 norm is in 1994 van kracht geworden en volgde daarmee de ECE 22-03 norm, die uit 1988 dateerde, op. Overigens bestaan er nog meer normen zoals bijvoorbeeld de Snell-M90, de DOT FMVSS 218 (Amerikaanse normen. DOT (Department Of Transportation) is de officiële norm. De Snell norm is vrijwillig maar strenger dan de DOT norm en heeft meer prestige), de JIS t8133 (Japans) en de AS-1698 (Australisch).

Tests, zoals beschreven in de ECE 22 norm, worden ook wel homologatieproeven genoemd en worden uitgevoerd door officiële testhuizen zoals bijvoorbeeld TRL (Transport Research Laboratory) in Engeland en TNO (Nederlandse Organisatie voor Toegepast Natuurwetenschappelijk Onderzoek) in Nederland. Op grond van het beproevingsrapport van zo'n testhuis kan een fabrikant een certificaat krijgen. De fabrikant mag dan een label in de helm naaien waarop een omcirkelde 'E' staat met daarachter een cijfer dat staat voor het land waar de helm gekeurd is. Voor Nederland is dat een 4.



*Figuur 1: label ECE*

### Doelstelling

Het doel van het in dit rapport beschreven werk is een antwoord vinden op een aantal vragen, namelijk:

- Volgens welke normen en richtlijnen worden de homologatieproeven uitgevoerd?

- Welke grootheden worden tijdens de homologatieproeven gemeten?
- Zijn er buiten de standaard homologatieproeven nog andere experimenten uitgevoerd?

Tevens wordt er gekeken naar mogelijkheden om binnen de standaardcondities van de homologatieproeven additionele grootheden te meten die kunnen bijdragen tot vergroting van het inzicht in het gedrag van een helm tijdens de standaardproeven, inzicht in het gedrag van een helm zelf en inzicht in de interactie tussen de helm en het hoofd.

In het tweede en derde hoofdstuk wordt een korte verhandeling gegeven over hoofdletsels respectievelijk hoofdletselcriteria. Voor een korte beschrijving van de anatomie van het hoofd wordt verwezen naar bijlage 1. Het vierde hoofdstuk is gewijd aan de algemene opbouw van een helm, waarbij voor een model van speling tussen het hoofd en de helm verwezen wordt naar bijlage 5. In het vijfde hoofdstuk worden de homologatieproeven zoals die uitgevoerd worden bij TNO behandeld. Voor de hoofdvorm en de plaatsing van een helm daarop wordt verwezen naar bijlage 2. Het zesde hoofdstuk behandelt enkele proeven die elders uitgevoerd zijn. In het zevende hoofdstuk worden enkele voorstellen uitgewerkt ter verwerving en verdieping van het inzicht in het gedrag van helmen. Bijlage 3 tenslotte bevat een verklarende woordenlijst.

## 2 Typen hoofdletsel

Hoofdletsels kunnen op verschillende manieren onderverdeeld worden. In dit hoofdstuk worden 3 veel gebruikte onderverdelingen behandeld, namelijk letsels onderverdeeld naar schade aan weefsels, letsels onderverdeeld naar type belasting en letsels onderverdeeld aan de hand van letselschalen. Een beschrijving van de anatomie van het hoofd wordt gegeven in bijlage 1.

### 2.1 Letsels onderverdeeld naar schade aan weefsels

Bij deze onderverdeling onderscheidt men schade aan de weefsels van de schedel en schade aan hersenweefsel.

#### \* schedelbreuk

Letsel in de eerste categorie is schedelbreuk. Schedelbreuk kan optreden zowel met als zonder beschadiging van de hersenen. De hersenen kunnen op drie manieren beschadigd worden, door compressie van de hersenen die op kan treden bij vervorming van de schedel, door stootbelasting en de schokgolf die de stootbelasting als gevolg heeft en door penetratie van objecten in de hersenen. Deze objecten kunnen botsplinters van de schedel zijn maar ook uit de omgeving afkomstige voorwerpen.

#### \* hersenletsel

Onder hersenletsel vallen letsels aan bloedvaten, zenuwen of hersenvliezen die neurologisch functieverlies kunnen veroorzaken. Deze letsels kunnen zowel lokaal als diffuus zijn.

##### - lokaal

Lokaal hersenletsel is het gevolg van geconcentreerde schade in de hersenen. Vaak is die schade met het blote oog zichtbaar. De lokale hersenletsels worden weer onderverdeeld in hematomas (bloeduitstortingen) en hersenkneuzingen (zwellingen door opeenhoping van zowel bloed als weefselvocht)

##### - diffuus

Diffuus hersenletsel is het gevolg van over de hersenen verspreide schade. Deze schade kan functioneel zijn zoals bij een hersenschudding (onmiddellijke maar tijdelijke verslechtering van neurologische functies) of structureel zoals bij DAI (Diffuus Axonaal Letsel). DAI ontstaat door het te ver uitrekken van axonen (axonen zijn uitlopers van hersencellen) of door afschuiving in axonen. Die axonen gaan dan slechter functioneren. DAI gaat gepaard met onmiddellijk verlies van het bewustzijn en leidt vaak tot geheugenverlies en ernstige schade aan motorische functies.

## 2.2 Letsels onderverdeeld naar type belasting

Hoofdletsels kunnen ook ingedeeld worden naar hun mechanische oorzaken. Hierbij onderscheidt men contactletsel en versnellingsletsel.

### \* contactletsel

Contactletsel is enkel en alleen het gevolg van contactverschijnselen en is onafhankelijk van de beweging of versnelling van het hoofd. Contactbelasting kan enkel lokale hersenletsels (zie paragraaf 2.1) veroorzaken, geen diffuse. Er zijn twee verschillende soorten contactletsel, lokaal en distaal.

#### - lokaal

Letsels die alleen optreden in de buurt van het hoofdcontact door vervorming van de schedel.

#### - distaal

Letsels die ver van het hoofdcontact kunnen optreden door vervorming van de schedel, door schokgolven of door de traagheid van de bewegende massa's.

### \* versnellingsletsel

Hoofdversnellingen resulteren in druk, trek en afschuiving welke twee verschillende soorten schade kunnen veroorzaken.

#### - bloedvaten

Het snelheidsverschil dat ten gevolge van de versnellingen ontstaat tussen de schedel en de hersenen leidt tot rekken in de bloedvaten die de ruimte tussen het buitenste hersenvlies en de schedel overbruggen.

#### - hersenen

Rekken die ten gevolge van de versnellingen in de hersenen optreden leiden tot diffuus hersenletsel.



Het type versnellingsletsel dat optreedt is afhankelijk van het type versnelling (translatie, rotatie of een combinatie daarvan), de grootte, de richting, de duur en de afgeleide van de versnelling ofwel de ruk.

Over de invloed van het type versnelling is in de literatuur meer bekend. Inventarisatie hiervan valt echter buiten deze opdracht. Een combinatie van translatie- en rotatieversnellingen komt het meest voor.

De rek en de reksnelheid zijn van invloed op het type versnellingsletsel dat optreedt. De rek kan gerelateerd worden aan de grootte van de optredende versnelling. De reksnelheid kan gerelateerd worden aan de afgeleide van de versnelling (de ruk). [Gennarelli, 1987]

"Binnen de duur van de versnelling kunnen drie gebieden onderscheiden worden. Bij kortdurende versnellingen worden versnellingseffecten uitgedempt door de traagheid van het weefsel. Er zijn grote versnellingen nodig om letsel te veroorzaken. Als de versnellingsduur iets wordt verhoogd begint het tweede gebied. Door de langere duur van de versnelling worden de versnellingseffecten minder gedempt dan bij de kortdurende versnellingen. Kleinere versnellingen zullen dus al tot letsel veroorzakende rekken leiden. Rekken treden echter alleen op aan het hersenoppervlak en leiden tot letsels die aan het hersenoppervlak optreden, voornamelijk subdurale hematoma's. Als de versnellingsduur nog verder toeneemt wordt het derde gebied bereikt. Rekken treden dan ook dieper in de hersenen op. Hierdoor kan DAI optreden." [Gennarelli, 1987]

### 2.3 Letsels onderverdeeld aan de hand van letselschalen

Het type en de ernst van letsels kunnen (numeriek) geclassificeerd worden aan de hand van letselschalen. Verschillende schalen zijn in de loop van de tijd ontwikkeld en deze kunnen in drie hoofdgroepen worden onderverdeeld.

#### \* anatomische schalen

Anatomische schalen beschrijven letsel in termen van anatomische locatie van het letsel, het soort letsel en de relatieve ernst van het letsel. Alleen het letsel wordt hiermee dus bepaald en er wordt geen aandacht geschonken aan de gevolgen. De meest gebruikte anatomische schaal is de AIS (Abbreviated Injury Scale) die het levensbedreigende karakter van het letsel aangeeft. Het is een ordinale schaal wat wil zeggen dat de numerieke waarden alleen zorgen voor een ordening van de niveaus. De AIS is goed bruikbaar om op de plaats van het ongeluk de ernst van het letsel te classificeren.

Tabel 1: AIS [Wismans, 1994]

---

AIS	ernst	hoofd
0	geen letsel	
1	licht	hoofdpijn of duizeligheid
2	matig	bewusteloosheid langer dan 1 uur
3	ernstig	bewusteloosheid 1-6 uur
4	zwaar	bewusteloosheid 6-24 uur
5	kritiek	bewusteloosheid langer dan 24 uur
6	fataal	feitelijk niet te overleven
9	onbekend	

---

\* fysiologische schalen

Fysiologische schalen beschrijven de fysiologische toestand van de patiënt en zijn gebaseerd op veranderingen van functies ten gevolge van het letsel. Tijdens de behandeling van de patiënt kan de numerieke waarde dus veranderen. Voor hoofdletsel is de GCS (Glasgow Coma Scale) ontwikkeld welke een snelle manier geeft om de aard en ernst van hersenletsel te bepalen aan de hand van een drietal indicatoren (oogopening, verbale respons en motorieke respons). Fysiologische schalen worden vooral in een klinische omgeving toegepast.

\* verzwakking, handicap en maatschappelijk verlies schalen

Bij deze schalen wordt alleen gekeken naar de lange termijn gevolgen en de economische schade van de verschillende letsels. Voorbeelden zijn de ICS (Injury Cost Scale), de IPR (Injury Priority Rating) en het HARM concept. Persoonlijk leed en het verlies aan kwaliteit van het leven wordt niet meegerekend. Deze schalen draaien simpel gezegd alleen om geld en vinden hun toepassing vooral in het verzekeringswezen en in de rechtszaal.

## 2.4 Discussie

De onderverdeling naar schade aan de weefsels is vanuit biomechanisch oogpunt gezien de meest nuttige. Deze onderverdeling zou echter nog wel verder uitgewerkt kunnen worden. Denk hierbij aan een integratie van deze onderverdeling met de andere twee (onderverdeling naar schade aan weefsels en onderverdeling naar type belasting). Gekeken zou moeten worden naar de gevoeligheid van diverse weefsels voor bepaalde typen belasting, de belastbaarheid van weefsels en de relatie tussen mechanische en functionele schade.

Tot slot een overzichtsdigram waarin de verschillende hersenletsels naar schade aan weefsels en naar type belasting zijn onderverdeeld. De verschillende soorten schedelbreuk, hematoma's en kneuzingen zijn beschreven in het werk van v. Hoof [v. Hoof, 1992].

letsels onderverdeeld naar type belasting

letsels onderverdeeld naar schade aan weefsel

	lokaal contactletsel	distaal contactletsel	versnellingsletsel
schedelbreuk	lineaire schedelbreuk depressed schedelbreuk	basilaire schedelbreuk	
locaal hersenletsel	coup kneuzing epidurale hematoma	contracoup kneuzing intracerebrale hematoma   subdurale hematoma	
diffuus hersenletsel			hersenschudding DAI

*Figuur 2: overzichtsdigram hersenletsels*

### 3 Letselcriteria

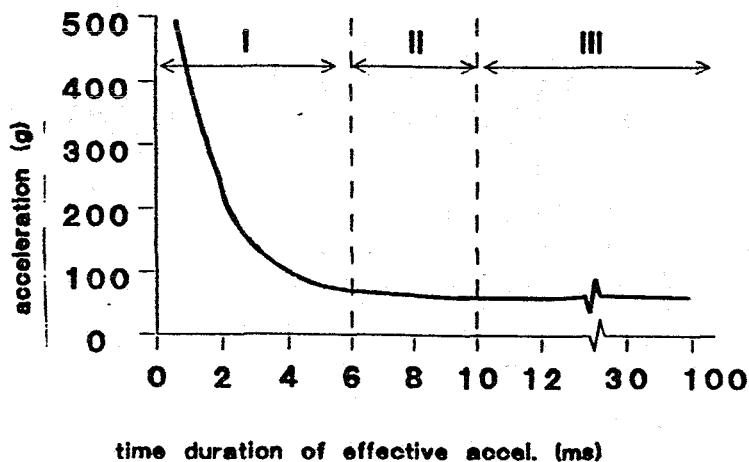
Een letselcriterium is gedefinieerd als een fysische parameter of een functie van verschillende fysische parameters die goed te correleren zijn met de ernst van mogelijk letsel.

#### 3.1 Piekversnelling

Het meest voor de hand liggende letselcriterium is de piekversnelling. De piekversnelling is de maximale waarde van de versnelling. Deze waarde moet onder een bepaalde grens blijven. In de ECE 22 impact test norm wordt 275 g ( $1 \text{ g} = 9,81 \text{ m/s}^2$ ) als grens genomen (zie paragraaf 5.1).

#### 3.2 WST-Curve

De WST-Curve (Wayne State University Concussion Tolerance Curve) kan beschouwd worden als basis voor het onderzoek naar hoofdletselcriteria. De curve geeft de gemiddelde toelaatbare (translatie-) versnelling van de schedel in voor-achterwaartse richting (A-P = Anterior-Posterior) bij een bepaalde pulsduur.



De figuur is onderverdeeld in 3 delen:

- I: korte pulsduurgebied, verkregen uit kadaver-experimenten
  - II: tussenliggende pulsduurgebied, verkregen uit kadaver- en dierexperimenten
  - III: lange pulsduurgebied, verkregen uit experimenten met vrijwilligers
- versnelling in aantal malen gravitatieversnelling [g]  
bij gegeven pulsduur geven versnellingen boven de curve wel letsel, terwijl versnellingen onder de curve geen letsel geven  
(Beusenberg, 1991)

*Figuur 3: WST-curve [v. Hoof, 1992]*

De WST-Curve bestaat uit drie verschillende gebieden welke corresponderen met de manier waarop de meetpunten verkregen zijn. Metingen zijn namelijk verricht aan kadavers, aan dieren en aan levende mensen (vrijwilligers) waarbij men ervan uit is gegaan dat schedelbreuk (gemeten bij kadavers) en hersenschudding (gemeten bij dieren) correleren. Uit hoofdstuk 2 blijkt echter dat deze twee typen hoofdletsel verschillend zijn zodat er hierbij grote vraagtekens gezet moeten worden. Bovendien bestaan er grote vraagtekens over de gebruikte schalingsmethoden en over de aanname dat dieren en kadavers hetzelfde op botsproeven reageren als mensen.

De WST-Curve is slechts gebaseerd op enkele meetpunten. De benadering van de meetpunten door de curve is dus onnauwkeurig.

### 3.3 SI (Severity Index)

Voor versnellingen in verschillende richtingen en bewegingen die niet uitgevoerd worden in of parallel met een anatomisch vlak (zie bijlage 2) is de SI ontwikkeld. De WST-Curve werd uitgezet op een logaritmische schaal en vervolgens benaderd door een rechte lijn.

$$a^{2.5}t=1000$$

waarin:            a        = resulterende versnelling in G's  
                       2.5       = weegfactor  
                       t        = tijd in seconden

Hieruit is de SI afgeleid:

$$SI = \int_0^T a^{2.5} dt < 1000$$

Dit is de SI zoals Gadd [Gadd, 1966] die voorstelde. Versace [Versace, 1971] stelde echter voor om uit te gaan van:

$$SI = \left( \frac{\int_0^T a dt}{T} \right)^{2.5} * T$$

omdat de WST-Curve op gemiddelde versnellingen was gebaseerd en de SI dus eigenlijk ook een gemiddelde zou moeten zijn.

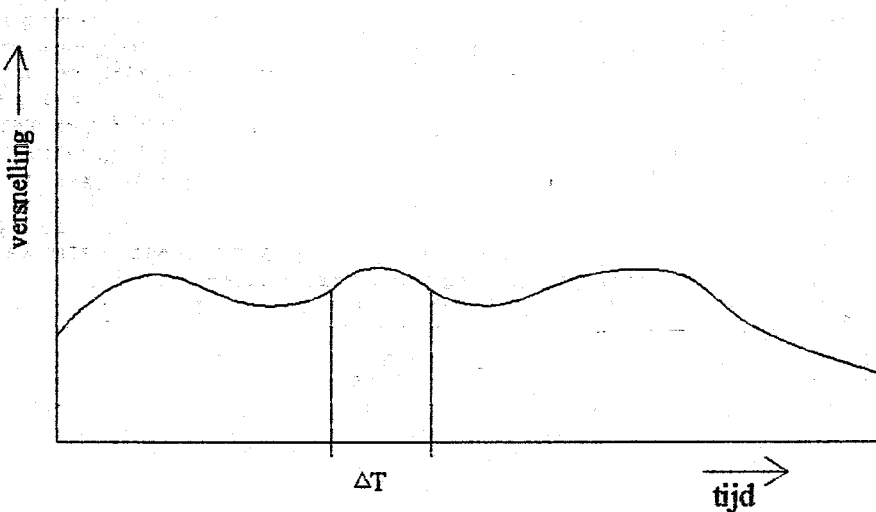
Het resultaat van deze laatste berekening blijkt sterk afhankelijk te zijn van de keuze van het begin- en eindpunt van het integratie-interval en, bij numerieke integratie, van de samplefrequentie.

### 3.4 HIC (Head Injury Criterion)

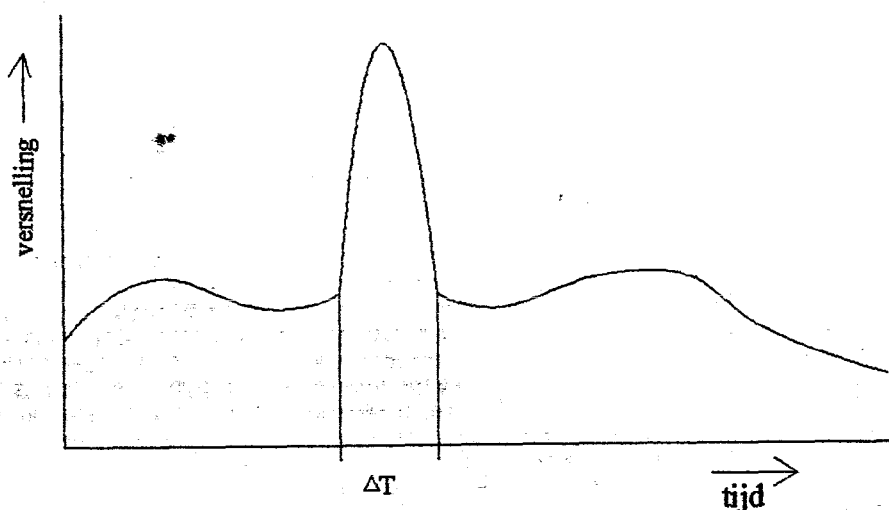
Uitgaande van de SI is het HIC gedefinieerd als:

$$HIC = \left[ \left( \frac{\int_{t_1}^{t_1 + \Delta t} a \, dt}{\Delta t} \right)^{2.5} \Delta t \right]_{\max} < 1000$$

$t_1$  is een willekeurig tijdstip tijdens het botsingsinterval waarin het hoofd in contact is met de omgeving.  $t_1$  en  $\Delta t$  dienen zo gekozen te worden dat het HIC een maximale waarde aanneemt waarbij  $\Delta t$  meestal een vast waarde heeft (in de automobielandustrie wordt vaak met  $\Delta t = 36$  ms gewerkt, tegenwoordig met de invoering van airbags  $\Delta t = 15$  ms). Dit geschiedt middels een numerieke procedure die gevoelig is voor de samplefrequentie.



Figuur 4: a) geen piek



*Figuur 4: b) met piek*

In beide gevallen zal de HIC waarde over het gebiedje  $\Delta T$  hetzelfde zijn terwijl in geval a de 'echte' waarde lager zou moeten zijn dan in geval b.

Over de limietwaarde 1000 bestaat ook nog altijd onenigheid omdat er gevallen bekend zijn waarbij hersenletsels geconstateerd zijn bij veel lagere waarden maar er bij veel hogere waarden vaak geen hersenletsel geconstateerd wordt.

Het HIC is alleen in staat de ernst van hoofdletsel te bepalen als de werklijn van de kracht op het hoofd in voor-achterwaartse richting door het massamiddelpunt van het hoofd gaat. Alleen zuivere translatie versnellingen worden dus bekeken terwijl de meeste hoofdletsels veroorzaakt worden door een combinatie van translatieversnellingen en rotationele versnellingen. Het HIC beschrijft letsels die voornamelijk door rotationele versnellingen veroorzaakt worden dan ook slecht.

De versnellingen van het hoofd zijn bepaald aan de achterkant. De versnelling van het massamiddelpunt van het hoofd is vervolgens bepaald door aan te nemen dat het hoofd zich als een star lichaam gedraagt. In werkelijkheid echter is het hoofd wel degelijk vervormbaar.

Ondanks alle nadelen die aan het HIC kleven wordt het HIC toch algemeen door autoriteiten en de industrie gebruikt als hoofdletselcriterium.

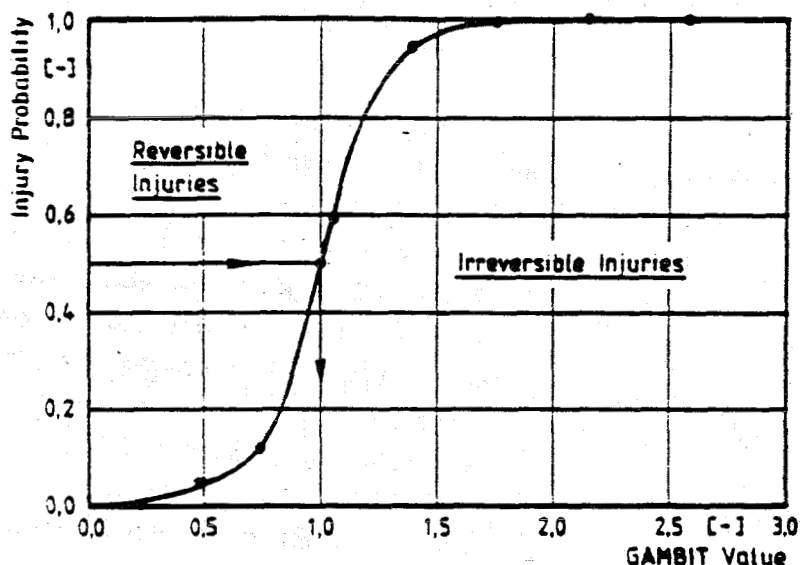
### 3.5 GAMBIT

Het GAMBIT (Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold) is door Newman [1986] voorgesteld als criterium waarin de gecombineerde effecten van zowel translatie als rotatie meegenomen worden. De GAMBIT limietkromme scheidt de reversibele letsels van de irreversibele en wordt gegeven door:

$$\alpha(t) = \left[ \left( \frac{a(t)}{a_c} \right)^n + \left( \frac{\alpha(t)}{\alpha_c} \right)^n \right]^{\frac{1}{n}}$$

waarin  $a(t)$  en  $\alpha(t)$  de momentane waarden zijn van respectievelijk de translatie- en de

rotationele versnelling en  $n$ ,  $a_c$  en  $\alpha_c$  de normalisatieparameters bij welke, onafhankelijk van elkaar, 50% kans is op hersenletsel groter dan AIS 3 (zie paragraaf 2.3).  $G(t)=1$  is dus de grens tussen reversibele en irreversibele hersenletsels.



Figuur 5: Risico op hoofdletsel als functie van de GAMBIT waarde

De normalisatieparameters, door Newman bepaald uit experimenten met kadavers staan gegeven in tabel 2. In tabel 2 worden ook de waarden gegeven die bepaald zijn door Kramer en Appel [Kramer, Appel, 1990] met behulp van de EAC (Equivalent Accident Characteristics) methode. De waarden zijn gebaseerd op computersimulaties van automobilisten met gordels om.

Tabel 2: GAMBIT normalisatieparameters [Newman, 1986 & Kramer, Appel, 1990]

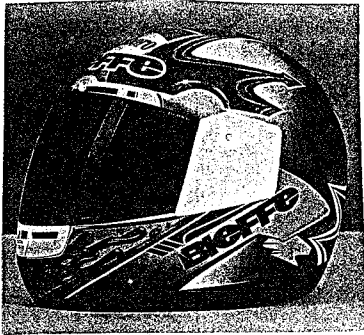
	Newman	Kramer en Appel
$n$	1	2.5
$a_c$ [g]	250	250
$\alpha_c$ [rad/s <sup>2</sup> ]	10000	25000



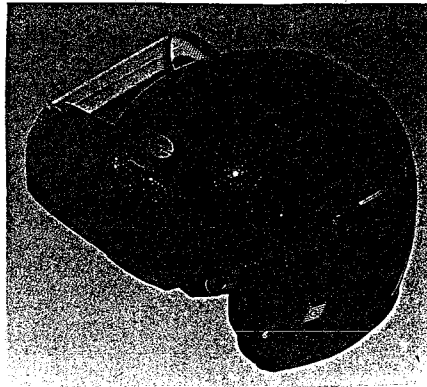
## 4 Algemene opbouw van een helm

Volgens van Dale is een helm een hoofddeksel of kap van leer, metaal of kunststof om het hoofd te beschutten, hetzij in de strijd of tegen vallen of stoten.

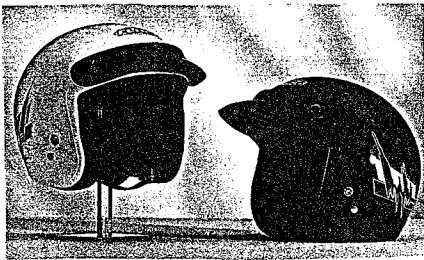
Er bestaan vele soorten helmen, zoals bouwhelmen, legerhelmen, fietshelmen en motorhelmen. Motorhelmen zijn weer onder te verdelen in onder andere integraal-, systeem-, jet-, police- en crosshelmen (zie figuur 6a).



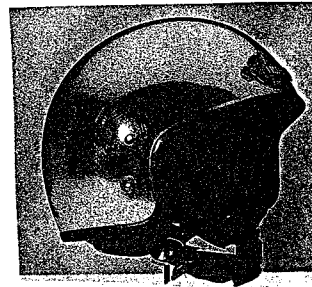
integraal



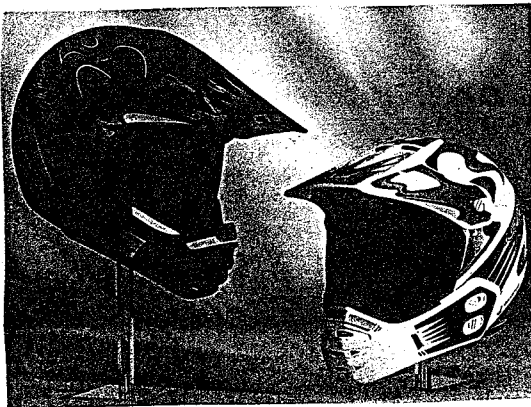
systeem



jet



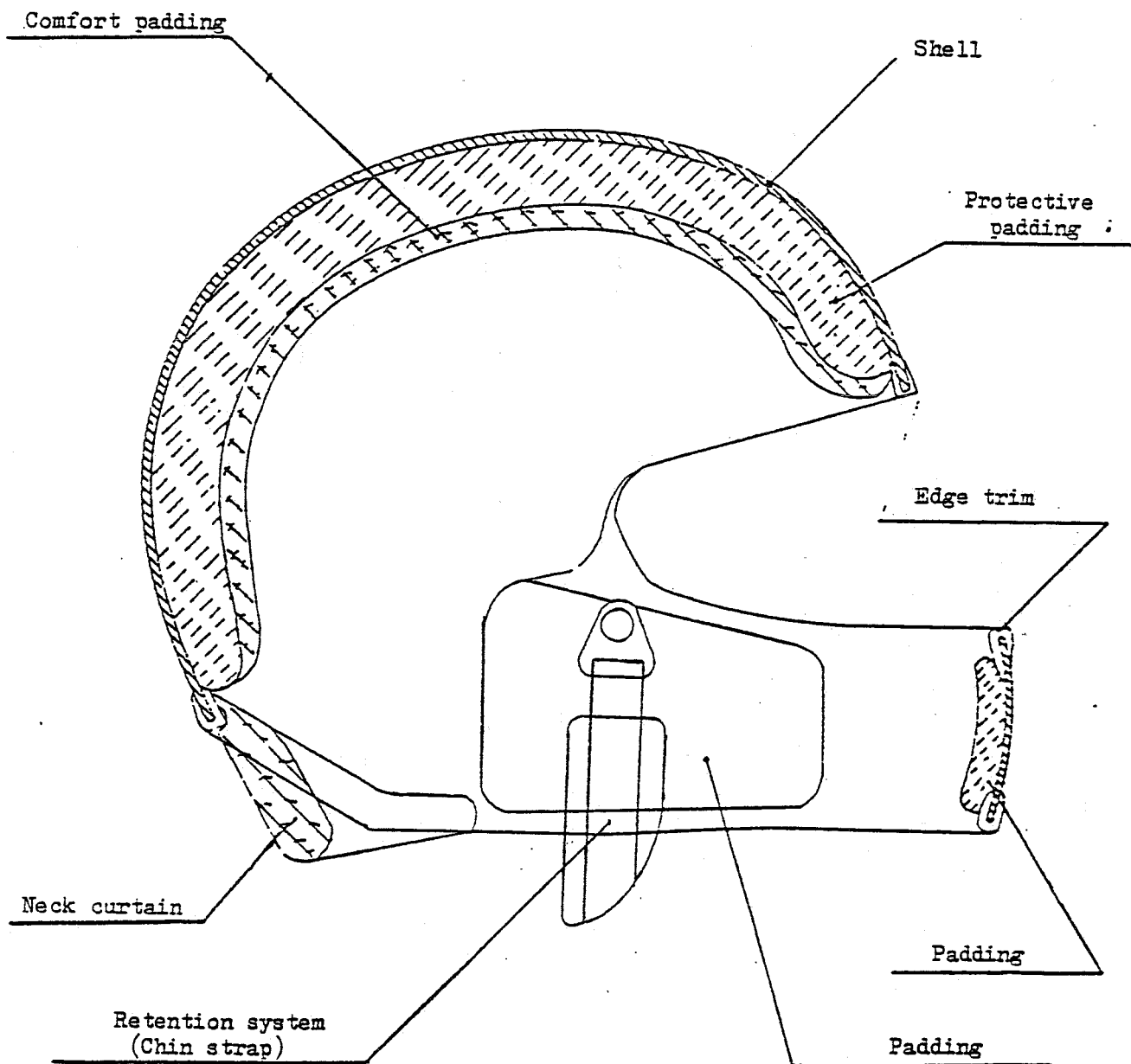
police



cross

*Figuur 6a: verschillende soorten helmen*

Police- en jethelmen zijn open-face helmen, beide hebben ze geen kinstuk. Een policehelm onderscheidt zich van een jethelm door een lager nekdeel. De integraal-, systeem- en crosshelmen zijn full-face helmen. Full-face helmen kenmerken zich door de aanwezigheid van kinstukken. Bij de integraalhelm zit dit kinstuk onbeweegbaar vast aan de rest van de helm. De systeemhelm heeft een beweegbaar kinstuk. De crosshelm heeft net zoals de systeemhelm ook een beweegbaar kinstuk en bevat tevens nog enkele andere accessoires die speciaal voor het crossen van belang zijn en bij een ongeluk snel moeten afbreken.



*Figuur 6b: algemene opbouw van een helm [United Nations, 1994]*

Alle motorhelmen hebben globaal dezelfde opbouw en bestaan uit een buitenschaal, een binnenschaal, een voering, een sluitingsmechanisme en vaak een vizier.

## 4.1 Buitenschaal

De buitenschaal heeft als doel de impact belasting te verdelen over een groot gebied en het binnendringen van voorwerpen in het hoofd en schuren van het hoofd te voorkomen.

Grofweg zijn de buitenschalen in twee groepen te verdelen. Helmen met een zachte en met een harde buitenschaal. Een harde buitenschaal verdeelt de belasting bij hogere snelheden beter. Echter, een harde buitenschaal stelt echter wel hogere eisen aan de energieabsorptie van de binnenschaal.

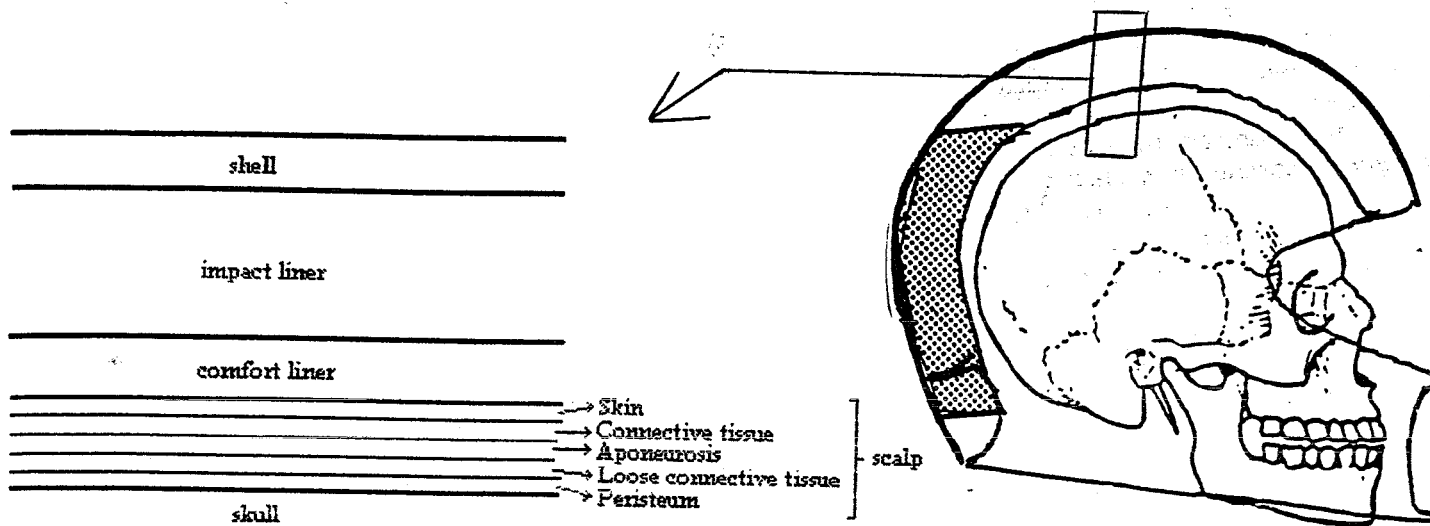
Harde buitenschalen worden doorgaans gemaakt van vezelversterkte kunststof (carbon-fiber of glass-fiber), zachte buitenschalen van polycarbonaat.

## 4.2 Binnenschaal

De binnenschaal zorgt door zijn plaatselijke deformatie voor de energieabsorptie. Om goed te functioneren moet de binnenschaal al deformeren bij belastingen lager dan de belastingen die hoofdletsel veroorzaken. Verder zorgt de binnenschaal ervoor dat de helm op het hoofd blijft zitten. Een te grote helm leidt tot veel lawaai en tocht. Belangrijker is echter dat de kans bestaat dat de helm bij een ongeluk van het hoofd afgerukt wordt. Ook kan het zo zijn dat een te grote helm tot een hogere belasting leidt doordat er speling zit tussen het hoofd en de helm. Hiervoor is een simpel model opgesteld (zie bijlage 5) waarbij de kracht, uitgeoefend op het hoofd, wordt bepaald bij bekende materiaaleigenschappen van de helm en bij een bekende speling en opgelegde impuls. Hieraan moet nog verder gewerkt worden om conclusies te kunnen trekken wat betreft het effect van de speling. Meestal is de binnenschaal gemaakt van polystyreenschuim (EPS = Expanded PolyStyrene) of EPP (Expanded PolyPropylene).

## 4.3 Voering

De voering dient vooral voor het comfort van de drager en levert tevens een bijdrage aan de pasvorm van de helm. De voering heeft geen energieabsorberende functie. Wel zou het zo kunnen zijn dat de voering ervoor zorgt dat het schuiven van de hoofdhuid over de schedel verminderd wordt, waardoor weer letsel voorkomen zou kunnen worden. De huid bestaat uit 5 lagen (zie figuur 7) waarvan de derde en de vierde van de buitenkant af geteld afschuifvervorming opvangen. Wanneer de helm ten opzichte van de schedel beweegt kan dat leiden tot letsel van de weefsels van de hoofdhuid doordat de afschuifspanning te groot wordt. Het afschuiven van de voering zou hierin een beschermende functie kunnen vervullen. Dit laatste is echter nog niet onderzocht.

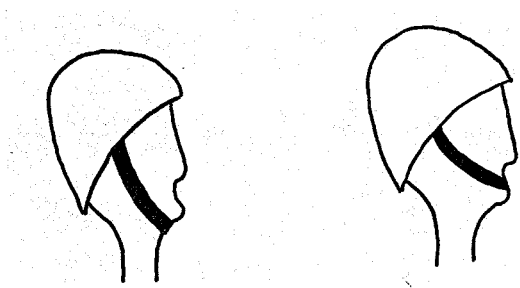


*Figuur 7: hoofdhuid en helm*

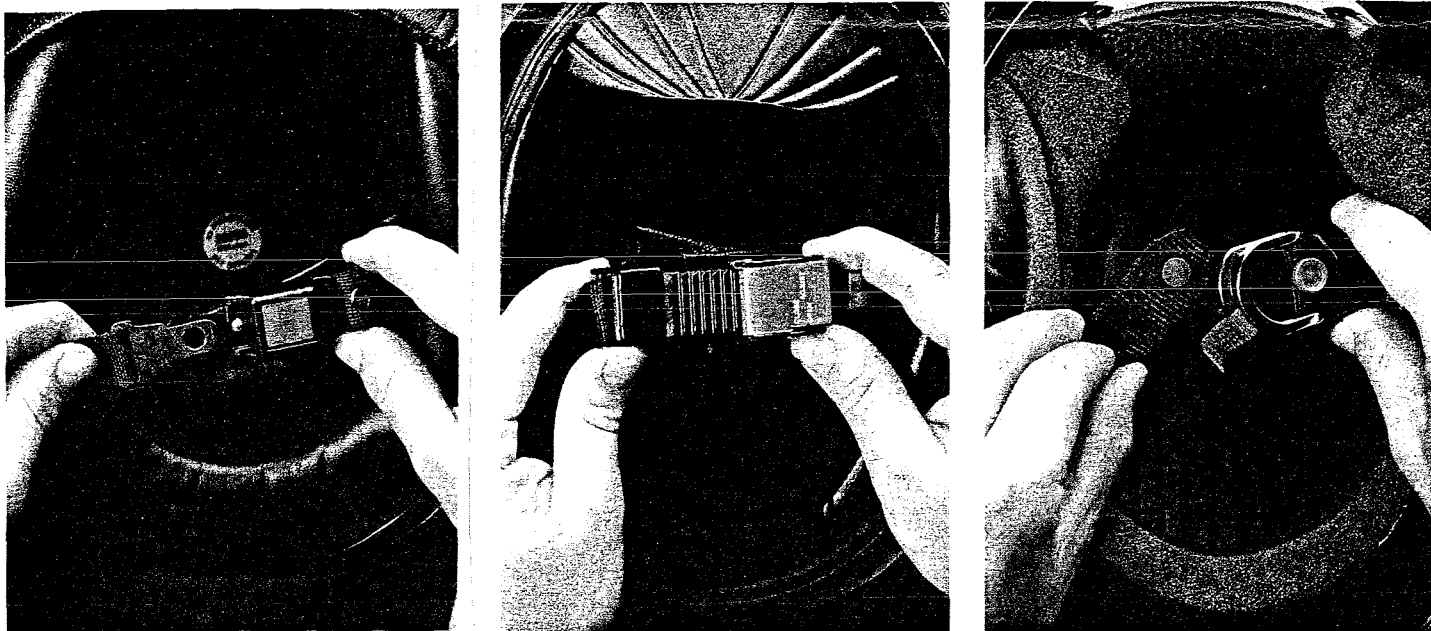
#### 4.4 Sluiting

De helm dient zonder de sluiting vast te maken al vast op het hoofd te zitten en dient alleen als laatste veiligheid.

Er bestaan vele soorten sluitingen. Globaal zijn de sluitingen in te delen in twee soorten. Er zijn sluitingen die om de kin moeten worden bevestigd en er zijn sluitingen die om de hals moeten.



*Figuur 8: hals- en kinsluiting*



*Figuur 9: verschillende sluitingen; twee soorten snelsluiting en rechts een wurgsluiting*

#### **4.5 Vizier**

Het vizier moet een helder zicht onder alle omstandigheden mogelijk maken. Twee factoren die elkaar beïnvloeden spelen hier een rol. Het vizier mag niet beslaan en het vizier moet tocht- en waterdicht afsluiten. Ook dient het vizier niet krasgevoelig te zijn.

#### **4.6 Accessoires**

Verdere accessoires als ventilatiesystemen en neuskappen dienen meestal ter vergroting van het comfort van de drager of ter vergroting van het ego van de drager en zijn modeafhankelijk. In beide gevallen kunnen echter grote vraagtekens gezet worden bij het nut van deze accessoires.

## **5 Inventarisatie van TNO homologatieproeven**

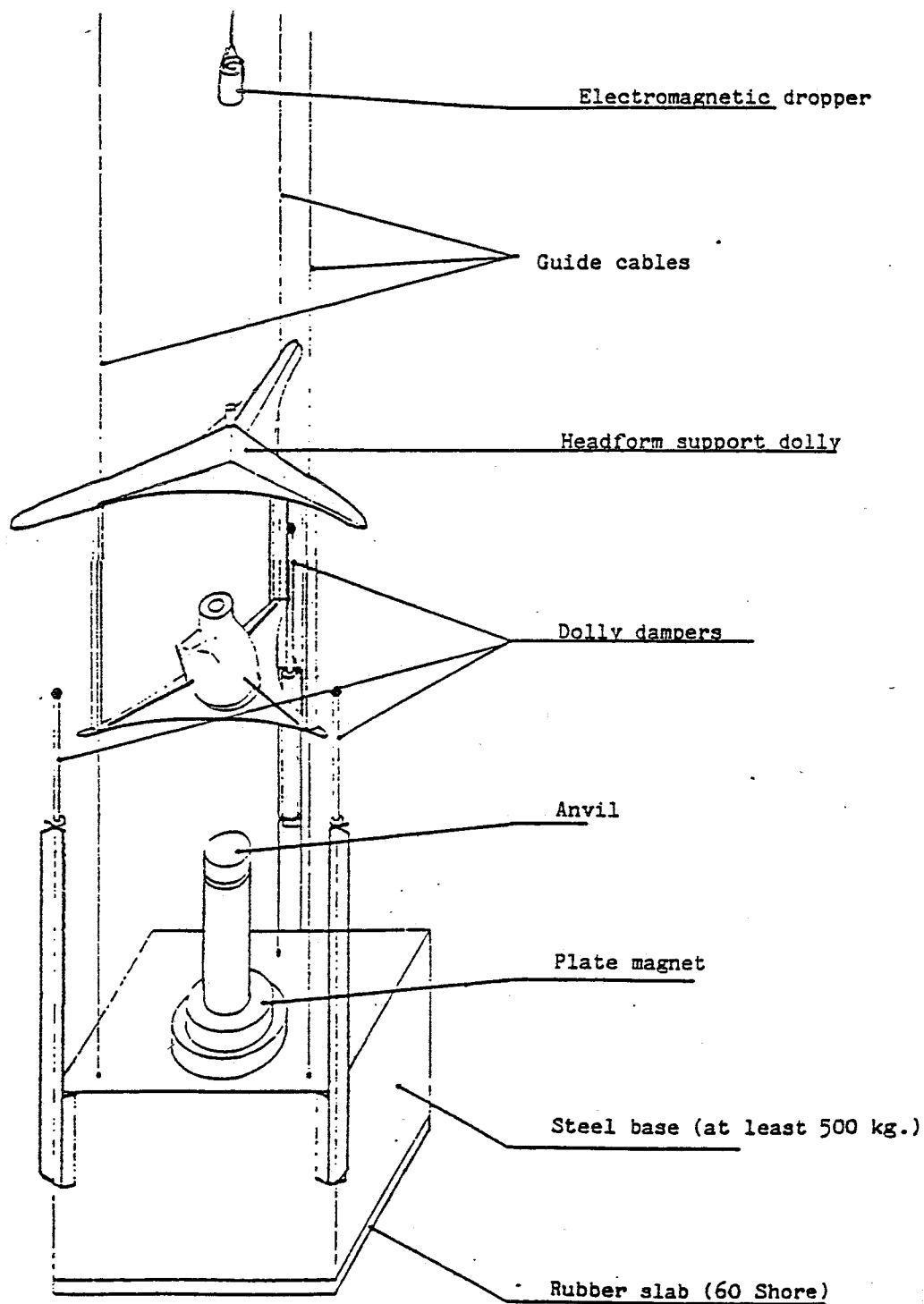
In Nederland worden de homologatieproeven uitgevoerd bij TNO volgens de ECE 22 norm. In de ECE 22 norm staan de volgende tests beschreven:

- \* Impact-absorptie test
- \* Stijfheidstest
- \* Dynamische test van het retentiesysteem
- \* Roll-off test
- \* Vizier penetratie test
- Vizier optische test en weerstand tegen schuren
- Micro-slip test voor de band van het retentiesysteem
- Test voor weerstand tegen schuren van de band van het retentiesysteem
- Test voor quick-release retentiesystemen
- Test voor zichtveld en nekvrijheid

Voor het vijftal met een '\*' gemerkte tests zullen de uitvoering van de test, de eisen die aan de apparatuur gesteld worden en de eisen waaraan de helmen moeten voldoen om goedgekeurd te worden beschreven worden. Bij de meeste tests wordt de helm op een hoofdvorm geplaatst. De geometrie van de hoofdvorm en de plaatsing van de helm daarop moeten aan bepaalde eisen voldoen waarvoor verwezen wordt naar bijlage 2.

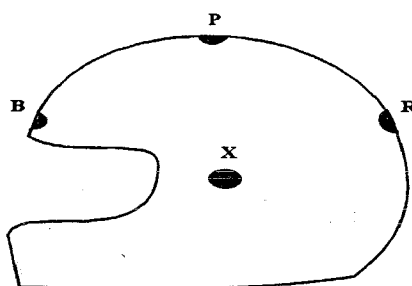
### **5.1 Impact-absorptie test**

Het principe van de impact-absorptie capaciteit meting berust op het meten van de versnelling op een bepaalde plek van de hoofdvorm met helm in drie richtingen als functie van de tijd wanneer deze met een bepaalde impact-snelheid op een aambeeld valt.



*Figuur 10: opstelling impact-absorptie test [United Nations, 1994]*

De helm wordt op de juiste manier (zie bijlage 2) op de juiste hoofdvorm geplaatst en het retentiesysteem wordt zo strak mogelijk bevestigd. Vantevoren al is op de helm het impact-punt bepaald. Deze punten staan aangegeven in bijlage 4 van de ECE 22-04 norm.



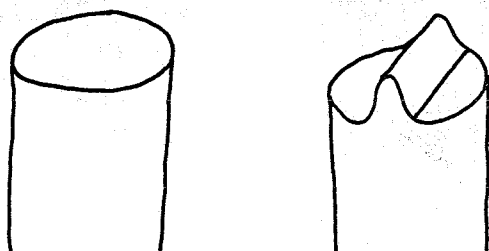
*Figuur 11: impact punten*

De impact-snelheid wordt bepaald door de hoogte van waaraf de helm in vrije val losgelaten wordt en wordt met 1% onnauwkeurigheid gemeten tussen 10 en 60 mm voor het impactpunt en moet 7 m/s (toegestane afwijking +0,0 m/s tot -0,15 m/s) bedragen. De helm valt in een geleide vrije val tot aan de impact naar beneden, daarna is de helm vrij in zijn beweging.

De versnelling van de hoofdvorm plus helm wordt gemeten met een drie-assige versnellingsopnemer die "in de buurt van het zwaartepunt van de hoofdvorm" is aangebracht. De massa van de versnellingsopnemer mag niet meer bedragen dan 0,050 kg en moet tenminste 2000 g kunnen weerstaan zonder schade op te lopen.

Het gehele meetsysteem moet een frequentieresponsie hebben die voldoet aan CFC 1000 (Channel Frequency Class) van het ISO 'Road vehicles - techniques of measurement in impact tests - instrumentation' (Ref. No. ISO 6487-1980) en gemeten wordt met een frequentie van 8000 Hz.

De helmen vallen op twee verschillende soorten aambeelden, het platte aambeeld (1) en het kerbstone (stoeprand) aambeeld (2).



*Figuur 12: aambeelden plat (1) stoeprand (2)*

Het absorptievermogen wordt als voldoende beschouwd als de piekwaarde van de versnellingen niet boven de 275 g (in de ECE 22-03 was dit nog 300 g) uitkomt ( $1\text{ g} = 9,81\text{ m/s}^2$ ), als de HIC-waarde kleiner is dan 2400 (in de ECE 22-03 gold hier dat de resultante versnelling kleiner moest zijn dan 150 g voor elk willekeurig interval van 5 ms) en als de helm niet van de hoofdvorm is losgekomen.



- discussie

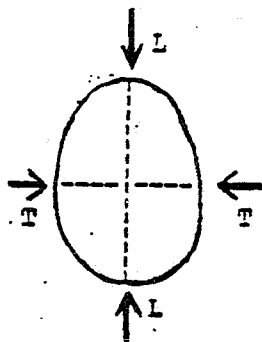
Volgens de richtlijnen moet de impactsnelheid ongeveer 7 m/s bedragen. Dit komt ongeveer overeen met 30 km/uur. Als verticale snelheid, de snelheid waarmee een motorrijder op het wegdek valt, is 30 km/uur zeker aanvaardbaar maar in een aantal gevallen zal de horizontale snelheid van de motorrijder weldegelijk van belang zijn, bijvoorbeeld wanneer de motorrijder tegen een muur of tegenmoetkomende vrachtwagen botst. Een snelheid van 30 km/uur lijkt een hierbij aan de lage kant. Wellicht echter is er voor een snelheid van 30 km/uur gekozen om reden dat er anders teveel hogere orde effecten een rol gaan spelen. In vrije val zijn echter, zonder metershoge opstellingen te bouwen waarbij de combinatie van helm plus hoofdvorm misschien ongewenst gaat roteren, geen veel grotere snelheden te bereiken zodat er misschien gedacht moet worden aan andere manieren van versnellen.

Er wordt bij de metingen en berekeningen vanuit gegaan dat de versnellingen gemeten worden "in de buurt van het zwaartepunt" van de hoofdvorm plus helm. Het zwaartepunt van de hoofdvorm is vrij nauwkeurig bekend en de versnellingsopnemers zijn dan ook daar aangebracht. Wanneer echter de helm op de hoofdvorm wordt geplaatst is het nog maar de vraag of het zwaartepunt van de combinatie hoofdvorm plus helm nog hetzelfde is als het zwaartepunt van enkel de hoofdvorm.

De limietwaardes voor het HIC en voor de piekwaardes van de versnellingen vormen al jaren een punt van discussie.

## 5.2 Stijfheidstest

De helm wordt tussen twee parallelle platen geplaatst via welke een bekende belasting aangebracht kan worden langs ofwel de longitudinale (LL) dan wel de transversale as (TT).

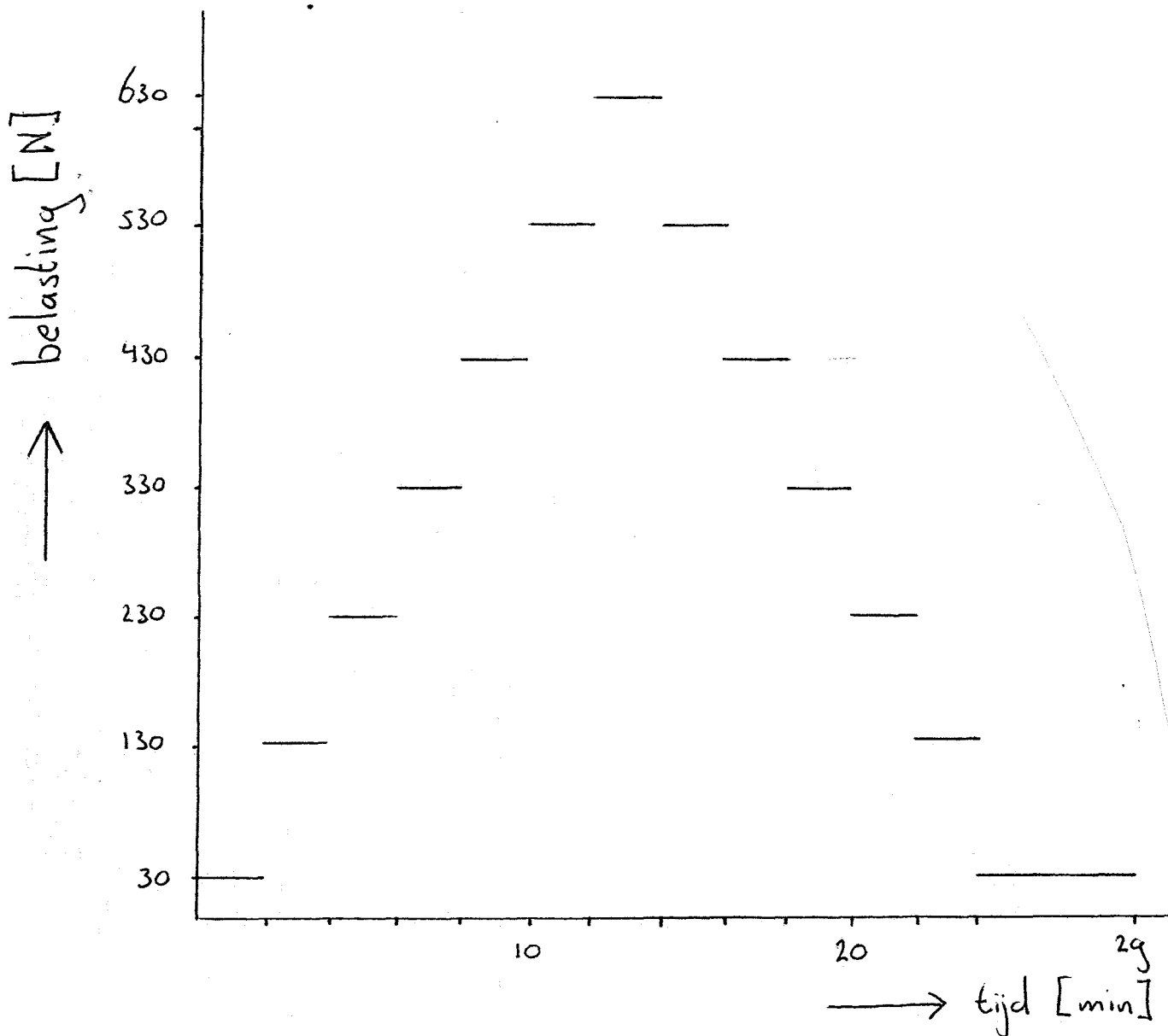


*Figuur 13: assen LL en TT [United Nations, 1994]*

Initieel wordt een belasting van 30 N aangebracht en na twee minuten wordt de afstand tussen de twee platen gemeten (meting 1). Vervolgens wordt de belasting elke twee minuten met 100 N verhoogd tot een belasting van 630 N is bereikt. Twee minuten nadat de 630 N belasting is aangebracht wordt opnieuw de afstand tussen de twee platen gemeten (meting 2). Daarna wordt de belasting weer om de twee minuten met 100 N gereduceerd totdat de belasting weer de initiële 30 N bedraagt. Na vijf minuten wordt de afstand tussen de twee platen weer gemeten (meting 3).

Langs elke as mag de deformatie bij de belasting van 630 N niet meer dan 40 mm groter zijn dan de deformatie bij de initiële belasting van 30 N (meting 2 < meting 1 + 40 mm). De resulterende (unloading) deformatie bij 30 N mag niet meer dan 15 mm groter zijn dan

de deformatie bij de initiële belasting van 30 N (meting 3 < meting 1 + 15 mm).

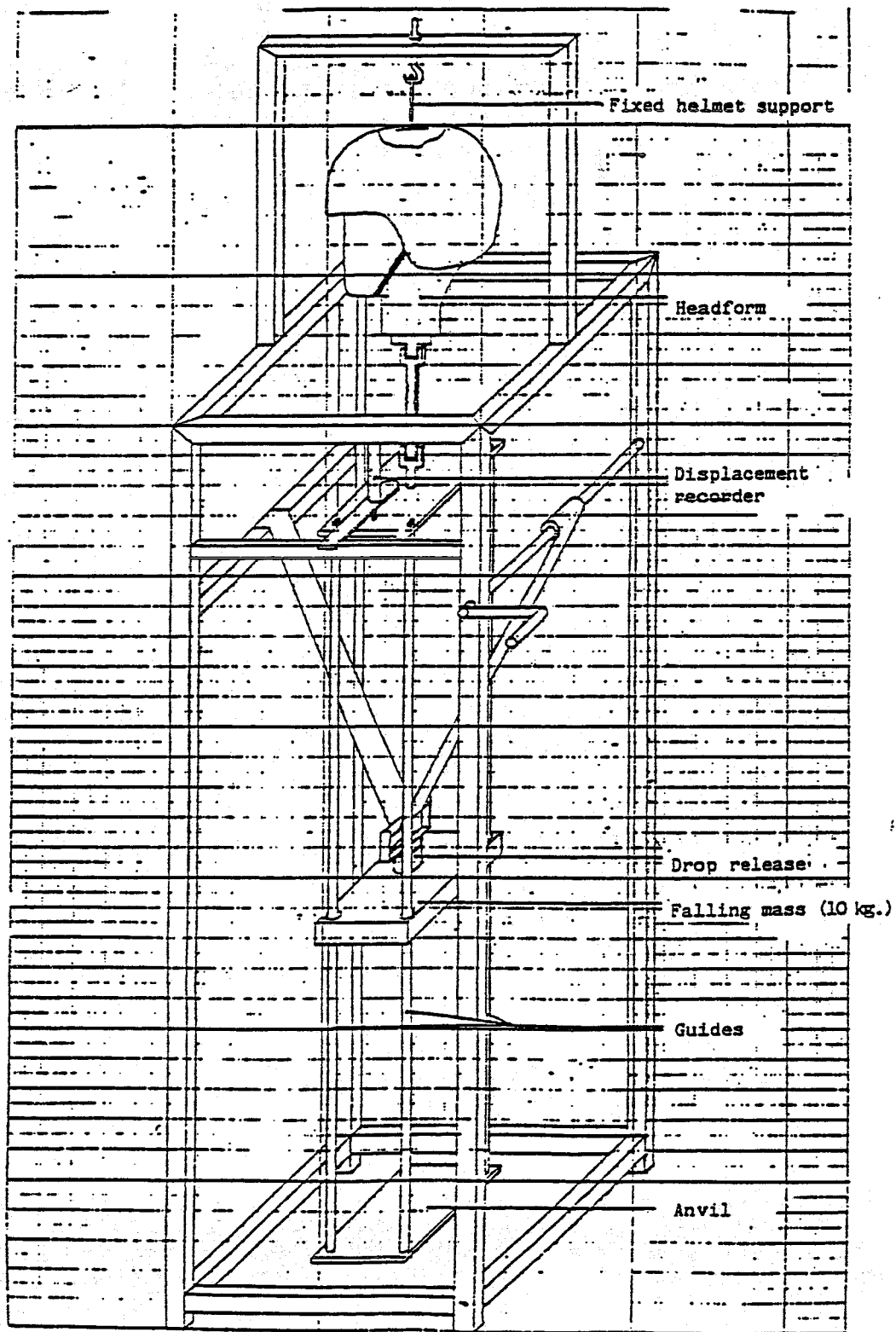


Figuur 14: grafiek stijfheidstest

- discussie

Het is de vraag in hoeverre een statische stijfheidstest als hierboven beschreven iets zegt over het gedrag onder dynamische belastingen. Hiermee wordt niet beweerd dat een statische stijfheidstest geen nut zou hebben. De statische stijfheidstest geeft aan of een bepaalde helm een bepaalde minimale belasting kan verwerken waarbij effecten als reksnelheden buiten beschouwing worden gelaten. Het is echter aannemelijk dat dynamische belastingen ook regelmatig voorkomen. In hoofdstuk 7 wordt dan ook een dynamische stijfheidstest voorgesteld.

### 5.3 Dynamische test van het retentiesysteem



*Figuur 15: opstelling retentietest [United Nations, 1994]*

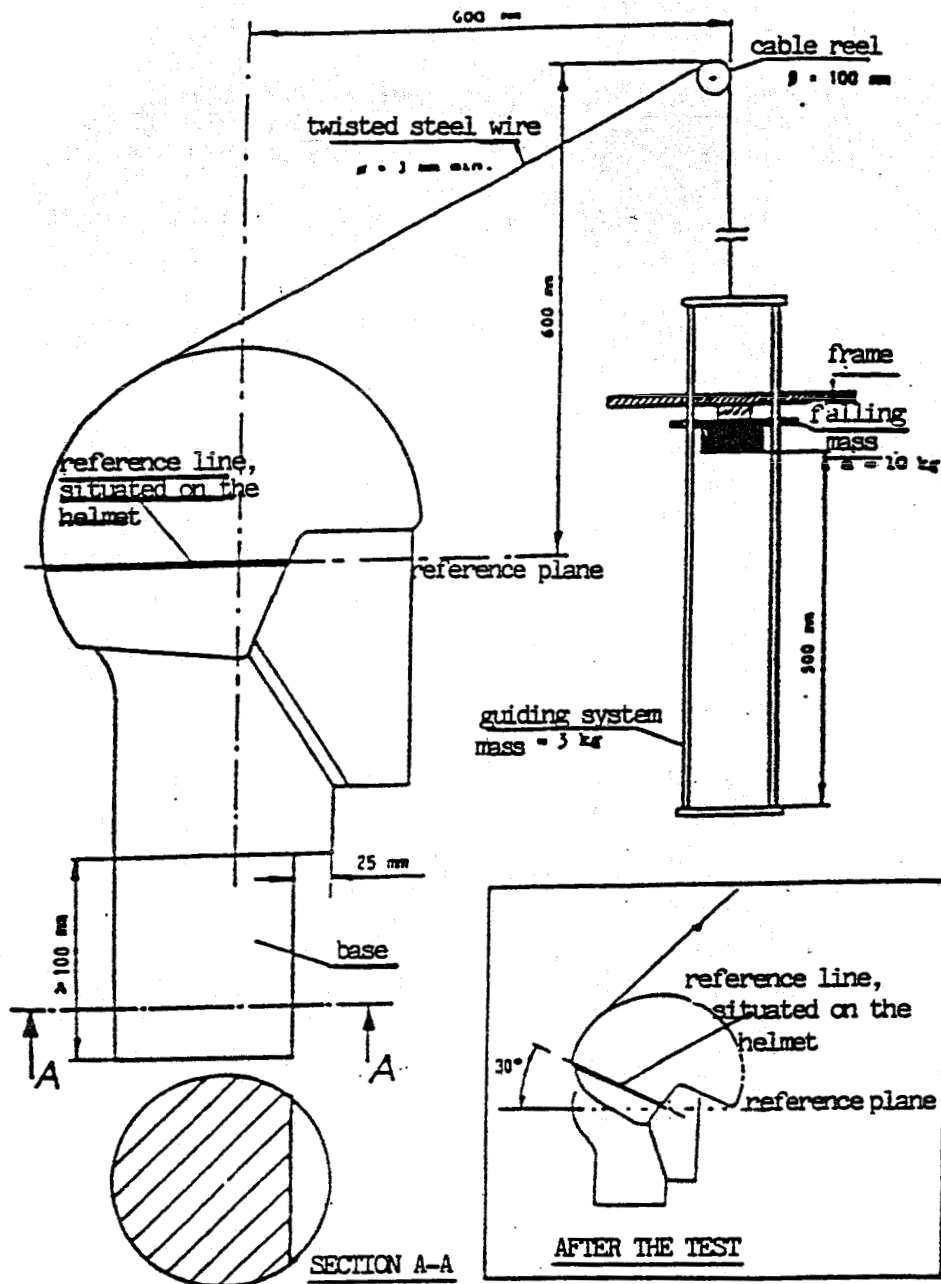
De helm wordt op de juiste manier (zie bijlage 2) op de juiste hoofdvorm geplaatst. Aan de bovenkant wordt de schaal vastgehouden op het punt waar de verticale as door het zwaartepunt van de hoofdvorm doorheen gaat. Hiertoe wordt een gat gemaakt in de helm om vervolgens de helm met de hoofdvorm aan de meetapparatuur te kunnen bevestigen. De hoofdvorm is uitgerust met een apparaat waaraan de belasting komt te hangen zodanig dat de werklijn van de kracht door het zwaartepunt van de hoofdvorm gaat en met een apparaat dat de verticale verplaatsing meet van het aangrijpingspunt van de kracht. Onder de hoofdvorm wordt nog een geleidings-en stopapparaat bevestigd. De totale massa moet dan  $15 \pm 0,5$  kg zijn.

Een massa van  $10 \pm 0,1$  kg wordt dan bevestigd en losgelaten in een geleide vrije val van een hoogte van  $750 \pm 5$  mm. De verplaatsing van de hoofdvorm mag tijdens deze dynamische test niet boven de 35 mm uitkomen.

Nu wordt de massa van  $10 \pm 0,1$  kg verwijderd en na twee minuten wordt de residuele verplaatsing van de hoofdvorm met toebehoren met een massa van  $15 \pm 0,5$  kg gemeten. Deze verplaatsing mag niet meer bedragen dan 25 mm.

Als het retentiesysteem beschadigd blijkt te zijn wordt gekeken of het mogelijk is de helm desondanks "gemakkelijk van de hoofdvorm af te krijgen".

## 5.4 Roll-off test



Figur 16: opstellig roll-off test [United Nations, 1994]

De helm wordt op de juiste manier (zie bijlage 2) op de juiste hoofdvorm bevestigd. Aan de achterkant van de helm wordt een geleidings- en loslaatapparaat bevestigd met een totale massa van  $3 \pm 0,1$  kg. Op de helm wordt een referentielijn aangebracht die ligt in het referentievlak (zie bijlage 2) van de hoofdvorm. Een massa van  $10 \pm 0,1$  kg wordt dan losgelaten van een hoogte van  $500 \pm 10$  mm.

Na de test mag de hoek tussen de referentielijn op de helm en het referentievlak van de hoofdvorm niet groter zijn dan  $30^\circ$ .

### 5.5 Vizier penetratie test

De helm wordt op de juiste wijze (zie bijlage 2) op de juiste hoofdvorm geplaatst. De helm wordt dan zo geplaatst dat het basisvlak (zie figuur 26: bijlage 2 'basic plane') vertikaal staat. Vanaf een hoogte van  $1000 \pm 5$  mm wordt dan een pons, met een massa van  $0,3 \pm 0,01$  kg en een afgeronde top met een straal van 0,5 mm en een conus met een hoek van  $60^\circ \pm 1^\circ$ , losgelaten met daaraan een massa van  $3 \pm 0,025$  kg. De apparatuur moet zo gemaakt zijn dat de pons minstens kan vallen tot 5 mm boven de hoofdvorm.

Er wordt dan gekeken of de pons de hoofdvorm niet geraakt heeft ofwel of de afstand tussen de pons en de hoofdvorm niet groter is dan 5 mm. Tevens mogen er geen scherpe splinters gevormd zijn, waarbij scherpe splinters gedefinieerd worden als segmenten met een hoek kleiner dan  $60^\circ$ .

## 6 Inventarisatie van elders uitgevoerde proeven

Om meer inzicht te krijgen in het gedrag van helmen en om de huidige homologatieproeven te verbeteren of uit te breiden worden er op vele plaatsen tests uitgevoerd en onderzoeken verricht. Dit hoofdstuk behandelt twee van deze onderzoeken.

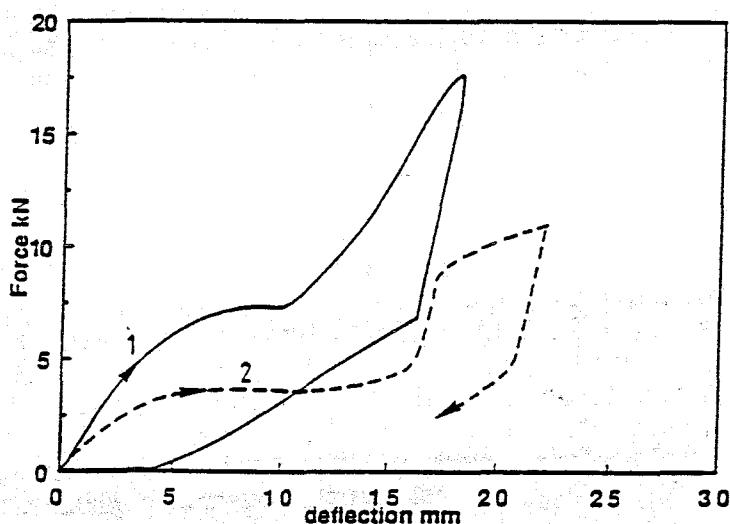
### 6.1 Het gedrag in tweede impact

Het doel van het uitvoeren van een tweede impact test, door Gilchrist en Mills [Gilchrist, Mills, ?] was om uit te zoeken welke impact kritisch is (De kritische impact is die impact waarin de relatieve indrukking (relatieve indrukking =  $(d_0-d)/d_0$ , met  $d_0$  = initiële dikte van de binnenschaal en  $d$  = momentane dikte van de binnenschaal) het grootst is. De initiële dikte van de binnenschaal is bij alle impacts de dikte van de binnenschaal voor de eerste impact test. Het is niet duidelijk of de relatieve indrukking de blijvende relatieve indrukking is of de maximaal optredende relatieve indrukking).

Na de eerste standaard impact-test (zie paragraaf 5.1) werden tweede proeven uitgevoerd waarbij de helm met een lagere snelheid op hetzelfde aambeeld op dezelfde plaats neerkwam. De snelheid was zo gekozen dat de kinetische energie in het tweede geval ongeveer 50% bedroeg van de kinetische energie in het eerste geval.

De relatieve indrukking van de binnenschaal na de eerste impact bedroeg 70%. Na de tweede impact was deze indrukking niet groter geworden.

Tevens zijn er tests uitgevoerd waarbij de tweede impact 73% van de kinetische energie van de eerste impact had en waarbij bij de eerste impact een vlak aambeeld gebruikt werd en bij de tweede impact een bol aambeeld.



*Figuur 17: Aambeeld kracht versus totale binnenschaal deflectie. De eerste impact bij 7 m/s op een vlak aambeeld, de tweede bij 6 m/s op een bol aambeeld. [Gilchrist, Mills, ?]*

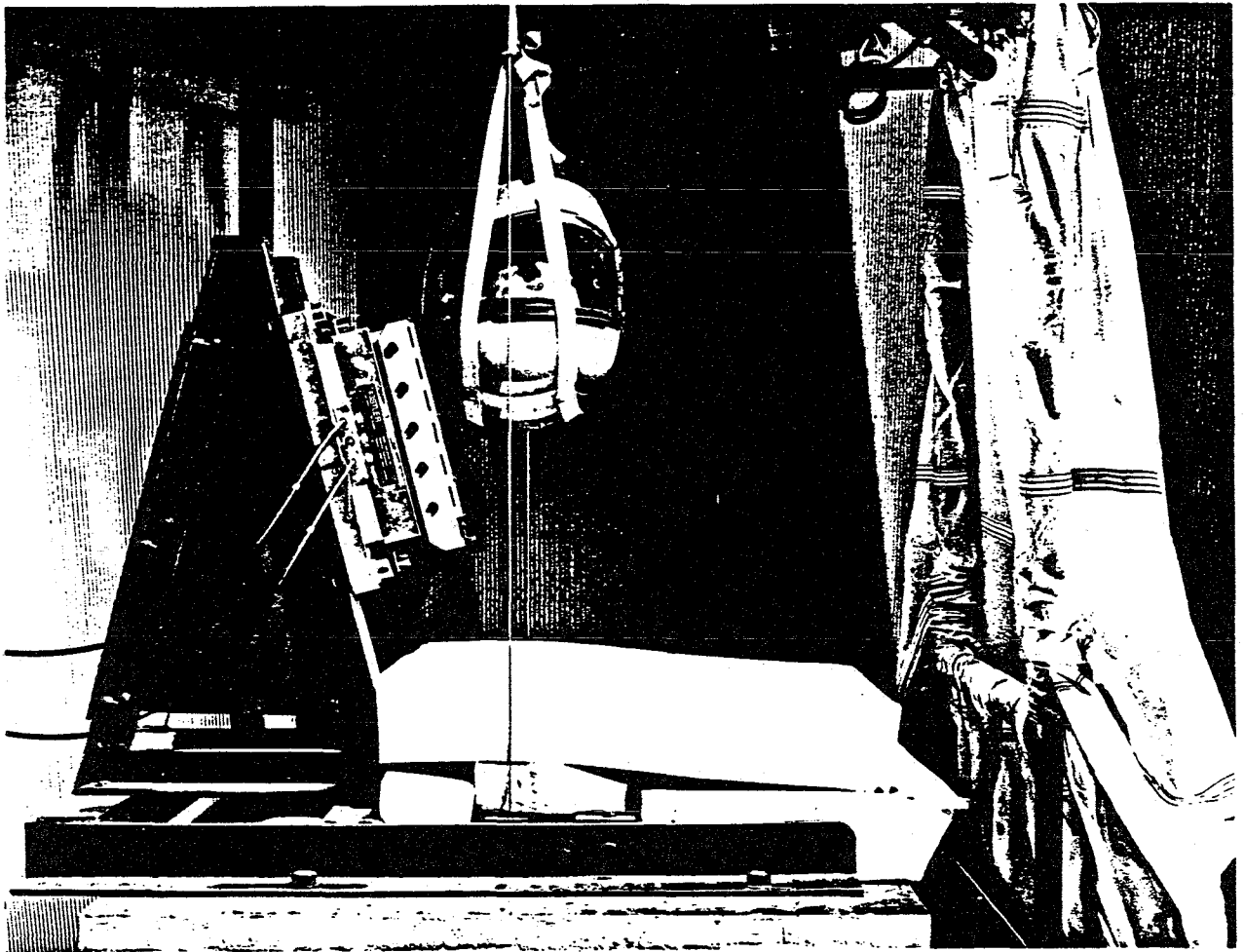
Figuur 17 laat zien dat in dit geval de tweede impact wel voor een grotere deformatie kan zorgen.

Conclusies van het onderzoek waren dat de eerste impact de kritische impact is tenzij de eerste impact al bijna 100% indrukking geeft. Er mag gesteld worden dat als de relatieve "indrukking in de eerste impact-test kleiner is dan 80%" dat de helm dan nog "voldoende reserve energie absorptie capaciteit" heeft voor de tweede impact [Gilchrist, Mills, ?]

De kans dat het centrum van de contactzone bij de tweede impact binnen 80mm van het centrum van de eerste impact ligt bij een ongeval en dat een tweede impact op dezelfde plek van een helm plaatsvindt wordt geschat op ongeveer 5%. Het wordt daarom niet nodig geacht om een tweede impact test zoals hier uitgevoerd in de standaard helmproeven op te nemen [Gilchrist, Mills, ?]

## 6.2 Oblique (schuine) impact tests

Bij TRL, in Engeland, is onderzoek gedaan naar het gedrag van helmen wanneer zij op een schuin aambeeld vallen [Mellor, Barlow, Chinn, 1994].



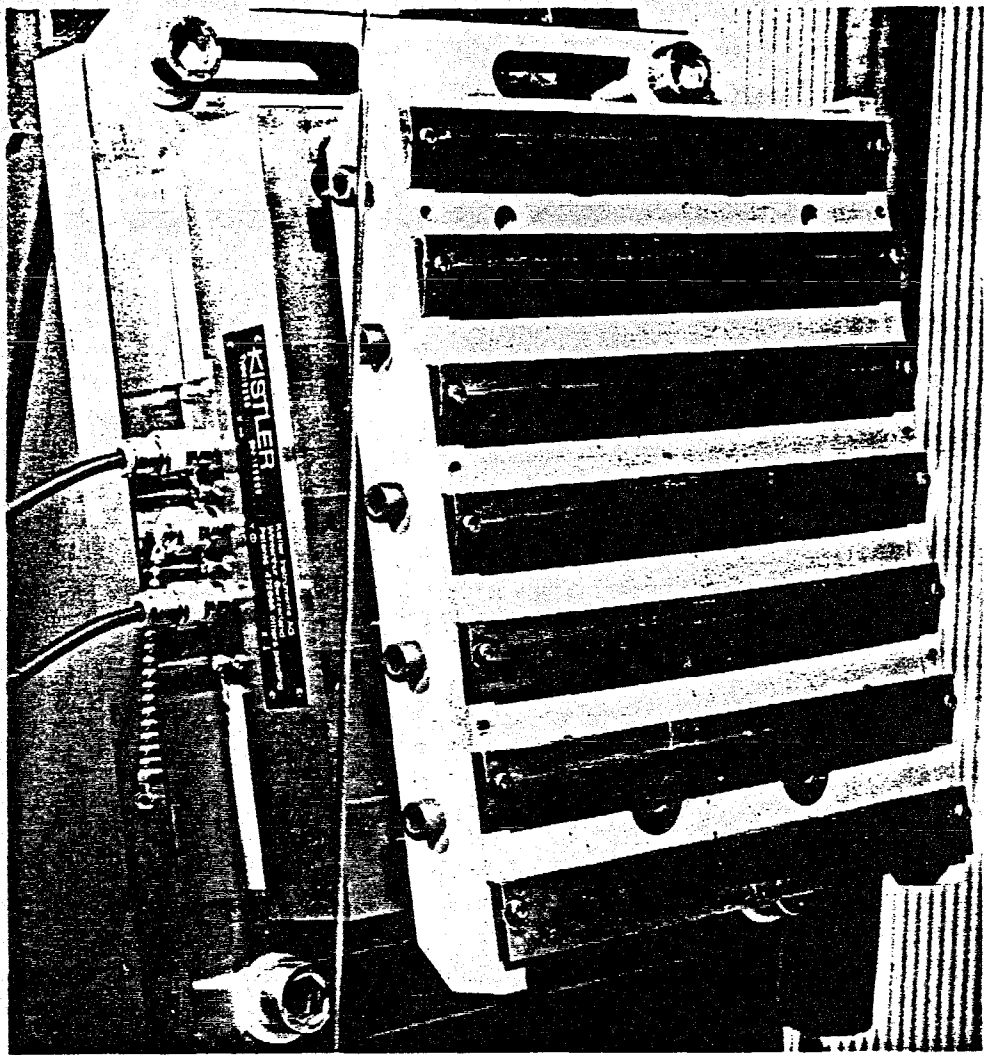
*Figuur 18: testopstelling [Glaister, Hazell, Mortimer, 1988]*

Het doel van het onderzoek was een correlatie te vinden tussen de tangentiële aambeeldkracht, de kracht met een werklijn langs het oppervlak van het aambeeld, en de



rotatie van de hoofdvorm, gemeten met een versnellingsopnemer met 9 accelometers (Endevco 7264A-2000). Krachten werden gemeten met behulp van een krachtopnemer met 3 componenten (Kistler Type 9255) die zowel tangentiële als normaalkrachten op kan nemen. Daarnaast is er onderzoek verricht naar de reproduceerbaarheid van de testmethode om te kijken of en eventueel hoe een dergelijke test opgenomen zou kunnen worden in de standaard testprocedure.

Uitgegaan werd van de standaard impact test (zie paragraaf 5.1). Nu echter stond het aambeeld schuin (met een hoek van  $15^\circ$  t.o.v. het verticale vlak). Gebruikt werd een aambeeld dat bestond uit een aantal balken (zie figuur 19) en een vlak aambeeld met schuurpapier om te zorgen dat het contact tussen de helm en het aambeeld in een rotatie van de hoofdvorm plus helm resulteert.



*Figuur 19: Het aambeeld met balken [Glaister, Hazell, Mortimer, 1988]*

Gedurende de tests werd het verloop in de tijd van zowel de tangentiële aambeeldkracht als de hoekversnelling van het hoofd gemeten. Vervolgens werd gekeken naar de maxima die zich voordeden in zowel aambeeldkracht en hoekversnelling en naar de integralen in

de tijd welke voor de tangentiële kracht en de hoekversnelling leiden tot tangentiële impuls respectievelijk hoeksnelheid.

Het onderzoek naar de reproduceerbaarheid van de tests leverde op dat de tests uitgevoerd met het vlakke aambeeld met schuurpapier beter reproduceerbaar waren dan de tests uitgevoerd met het aambeeld met balken. Ook bleek dat het werken met de integralen in de tijd tot een grotere reproduceerbaarheid leidt dan het werken met maxima. Voor tests uitgevoerd met het vlakke aambeeld met schuurpapier blijkt de correlatie daarom tussen de tangentiële impuls en de hoeksnelheid van de hoofdvorm extreem goed te zijn.

De correlaties tussen de maximum hoekversnelling en de maximum tangentiële kracht aan de ene kant en de hoeksnelheid en de tangentiële impuls aan de andere kant hebben geleid tot wiskundige uitdrukkingen waarmee de maximum hoekversnelling en de hoeksnelheid uitgedrukt worden in de maximum tangentiële kracht en de tangentiële impuls voor alle testen, zowel die met het aambeeld met balken als die met het aambeeld met schuurpapier. Met behulp van deze uitdrukkingen zijn factoren berekend om de tangentiële impuls en de maximum tangentiële kracht bij andere dan de gemeten impact-snelheden te bepalen. Dit heeft weer geleid tot de aanbeveling van nieuwe limieten voor de maximum tangentiële kracht en de tangentiële impuls.

Het onderzoek heeft geleid tot een aanbeveling om een testprocedure in de ECE 22-04 norm op te nemen waarbij helmen getest worden op "potential for rotational motion" [Mellor, Barlow, Chinn, 1994].

## 7 Modificatie/uitbreiding van ECE 22-04 proeven

Tests, zoals de homologatieproeven, resulteren vaak in één of meerdere van de volgende drie verschijnselen: vervorming, beschadiging en trilling. Om meer inzicht in deze verschijnselen te krijgen op het gebied van helmen, helmtests en de interactie tussen de helm en het hoofd kunnen binnen de standaardcondities van de homologatieproeven additionele grootheden gemeten worden. Enkele voorstellen zullen hier behandeld worden.

### 7.1 Herhalingmeting

Om meer inzicht te krijgen in het vervormingsgedrag van helmen kan na de eigenlijke test dezelfde test op dezelfde helm nog eens uitgevoerd worden. Dit kan bij verschillende tests, zoals de impact-test, de retentie-test en de stijfheidstest.

Een tweede impact-test is al eerder uitgevoerd door Gilchrist & Mills (zie paragraaf 6.1) [Gilchrist, Mills, ?]. Zij hebben echter alleen metingen verricht bij lagere kinetische energie in de tweede impact. Daarbij is er gekeken naar de indrukking en is er geconcludeerd dat de eerste impact de kritische was en dat het is er opgemerkt dat het bovendien onwaarschijnlijk is dat tijdens een ongeval een helm twee impacts op dezelfde plaats te verwerken krijgt. Nu echter wordt de impact test zoals in paragraaf 5.1 beschreven herhaald. Opnieuw worden de HIC-waarde en de piekversnelling bepaald. Bekeken kan worden of het gedrag van de helm in een tweede impact reproduceerbaar is en als dat het geval is dan kunnen aan de gegevens van de tweede impact-test eigenschappen ontleend worden wat betreft het materiaal en de bouw van de helm.

In het TNO beveiligingsmiddelenlaboratorium is een dergelijke proef één keer uitgevoerd (zie bijlage 4). Aan de hand van deze ene proef mogen natuurlijk geen conclusies getrokken worden maar deze ene proef geeft al wel een indicatie van wat er te verwachten valt wanneer meerdere proeven uitgevoerd worden. Zoals verwacht laten de metingen voor de tweede impact test (aangegeven met: "Impact-point: P (Flat) 2e") hogere waarden zien voor de maximale versnelling, 20 g hoger dan in de eerste impact test, en voor het HIC. Tevens blijkt dat het karakteristieke kameel-vormige uiterlijk van de grafiek voor impact-punt P behouden blijft. Vreemd is echter wel dat de tijd waarin de versnelling boven de 200 g uitkomt in de eerste impact-test langer is. Echter zoals al gezegd betreft het hier slechts één meting op één helm. Een helm van een soort die eigenlijk altijd de test goed doorstaat. Aanbeveling is daarom dan ook om tijdens een gehele test-serie bij verschillende helmen, goede en slechte, tweede impact-test uit te voeren om daaruit wellicht conclusies te kunnen trekken. Om conclusies te kunnen trekken zijn echter nog modellen nodig, al dan niet al aanwezig, waarmee gerekend kan gaan worden.

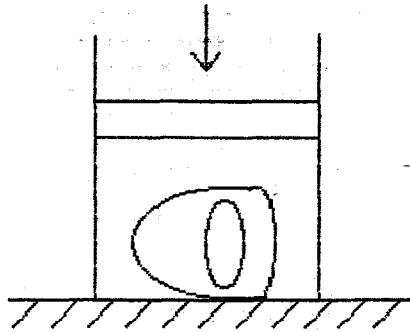
### 7.2 Rekken

Het meten van rekken tijdens homologatieproeven kan leiden tot een vergroting van het inzicht in het vervormingsgedrag van helmen. Op deze manier kan gevonden worden waar de grootste rekken en waar geen rekken optreden. Aan de hand van deze gegevens kan de bouw van een helm eventueel aangepast worden. De metingen kunnen plaatsvinden bij de impact-test en bij de stijfheidstest.

Rekken kunnen gemeten worden door het aanbrengen van rekstrookjes op het oppervlak van de helm. Nadeel is dat de rekstrookjes bij de impact-test niet aangebracht kunnen worden in het gebied waar de impact plaatsvindt. Wel kan op enkele goed gekozen plaatsen gemeten worden.

### 7.3 Dynamische stijfheidstest

Niet alleen kan een dynamische stijfheidstest leiden tot een vergroting van het inzicht in het vervormings- en beschadigingsgedrag van helmen, maar tevens is het aannemelijk dat een helm tijdens een ongeval op een soortgelijke manier wordt belast. De dynamische stijfheidstest zou tot een uitbreiding van de homologatieproeven kunnen leiden.



*Figuur 20: dynamische stijfheidstest*

Het uitvoeren van een dynamische stijfheidstest zou kunnen geschieden met behulp van een al aanwezige penetratietestopstelling. In plaats van een pons kan in het geval van de dynamische stijfheidstest een hard vlak aangebracht worden. De snelheid en de versnelling waarmee het blok valt kunnen gemeten worden als in de penetratietest (zie paragraaf 5.5). Wel moet er gezocht worden naar een manier om de helm te positioneren en naar een manier om, met bijvoorbeeld weerstands- of capacatieve verplaatsingsopnemers, de verplaatsingen van de helm te meten. Ook kan de verplaatsing berekend worden uit de gemeten versnelling door deze twee keer te integreren.

### 7.4 Modale analyse

Een modale analyse van een helm kan inzicht geven in het dynamisch gedrag van helmen. Gegevens komen beschikbaar over het trillings- en dempingsgedrag van de helm.

Excitatie van de helm met een bekend signaal en metingen van de verplaatsingen op een bepaald punt van de helm leiden tot een overdrachtsfunctie tussen in- en uitgangssignaal. Middels de overdrachtsfuncties kunnen de modale parameters (eigenfrequentie, demping en trillingsvormen) van de helm bepaald worden zodat mathematische modellen beschikbaar komen die toegankelijk zijn voor optimalisatie en krachtresponsieberekeningen.

## 8 Conclusies en aanbevelingen

Op de vragen die in de doelstelling gesteld zijn is een antwoord gevonden. De vragen vooraf waren:

- Volgens welke normen en richtlijnen worden de homologatieproeven uitgevoerd?
- Welke grootheden worden tijdens de homologatieproeven gemeten?
- Zijn er buiten de standaard homologatieproeven nog andere experimenten uitgevoerd?

In Nederland worden de homologatieproeven uitgevoerd volgens de ECE 22 norm. Tijdens een impact-test wordt de versnelling van de hoofdvorm gemeten, tijdens de stijfheidstest wordt de afstand tussen twee platen gemeten, tijdens de retentietest de verplaatsing van de hoofdvorm, tijdens de roll-off test de hoek van de hoofdvorm met de helm en tijdens de vizier penetratietest wordt er gekeken of de pons de hoofdvorm niet geraakt heeft (voor gedetailleerdere informatie wordt verwezen naar hoofdstuk 5).

Buiten de standaard homologatieproeven zijn nog andere proeven uitgevoerd. Twee daarvan staan beschreven in hoofdstuk 6, namelijk het onderzoek naar het gedrag van een helm in een tweede impact-test en de oblique (schuine) impact test. Er zijn nog meer proeven uitgevoerd en bekend maar de beschrijving daarvan valt buiten het kader van deze opdracht.

Enkele voorstellen tot uitbreiding en/of modificatie van de ECE 22 norm zijn uitgewerkt in hoofdstuk 7. Alvorens deze voorstellen verder uit te werken verdient het aanbeveling om eerst nog literatuuronderzoek te verrichten naar al uitgevoerde experimenten bij TNO of ergens anders.

Verder verdient het aanbeveling om eens te kijken naar het effect van het schuiven van de voering van een helm op het afschuiven van de hoofdhuid (zie paragraaf 4.3).

Ook zou er gekeken moeten worden naar het model dat de speling tussen de helm en het hoofd in rekening brengt (zie paragraaf 4.2 en bijlage 5). Een parameteronderzoek van dit model dient nog uitgevoerd te worden en tevens moet er gekeken worden of de aanname dat het hoofd star met de rest van het lichaam verbonden is geen invloed heeft.

## 9 Referenties

- Anderson J.R.*, 1990, **cognitive psychology and its implications**, Carnegie-Mellon University, W.H. Freeman and Company, New York USA
- Beusenbergh M.*, 1991, **hoofdletselbiomechanica. aantekeningen t.b.v. het college letselbiomechanica (4J610)**, TU Eindhoven Nederland
- Claessens M.H.A.*, **anatomical description of the human head**, WFW reportnummer 94.003, TU Eindhoven Nederland
- Gadd C.W.*, 1966, **use of a weighted impulse criterion for estimating injury hazard**, 10th Stapp Car Crash Conference Proceedings: pp 164-174
- Gennarelli T.A.*, 1987, **head injury biomechanics**, symposium report pp 9-20, University of Pennsylvania USA
- Gilchrist A., Mills N.J.*, **deformation analysis for motorcycle helmets**, University of Birmingham, B15 2TT, Engeland
- Glaister D.H., Hazell A., Mortimer P.*, 1988, **oblique impact testing of protective helmets: rationale and test method**, RAF Institute of Aviation Medicine, IAM reportnummer 630, Farnborough Engeland
- v. Hoof J.F.A.M.*, 1992, **een verkennig van het gebied van de hoofdletselmodellen en hoofdletselcriteria**, WFW raportnummer 92.066, TU Eindhoven Nederland
- v. Hoof J.F.A.M.*, 1994, **quality control testing of helmets**, Biokinetics and associates Ltd., Ottawa Canada
- Jacob S.W., Francone C.A.*, 1976, **elements of anatomy and physiology**
- Katz B.*, 1952, **the nerve impulse**, Scientific American, 187
- Kramer F., Appel H.*, 1990, **evaluation of protection criteria on the basis of statistical biomechanics**, international IRCOBI conference, Lyon Frankrijk
- Martin J.H.*, 1989, **neuroanatomy text and atlas**
- Mellor A.N., Barlow N., Chinn B.P.*, 1994, **motorcycle helmet oblique impact tests using a hybrid II headform**, TRL Crowthorne Engeland
- Newman J.A.*, 1986, **a generalized acceleration model for brain injury threshold (GAMBIT)**, International IRCOBI conference, Zurich Zwitserland
- Newman J.A.*, 1993, **biomechanics of human trauma: head protection**, extract from **accidental injury**, Springer Verlag, New York USA

*Sauren A.A.H.J., Veldpaus F.E., de Vree J.H.P.*, 1991, dictaat inleiding dynamica (4A310), TU Eindhoven Nederland

*United Nations*, 1994, regulation No. 22: uniform provisions concerning the approval of protective helmets and of their visors for drivers and passengers of motorcycles and mopeds, Genève Zwitserland

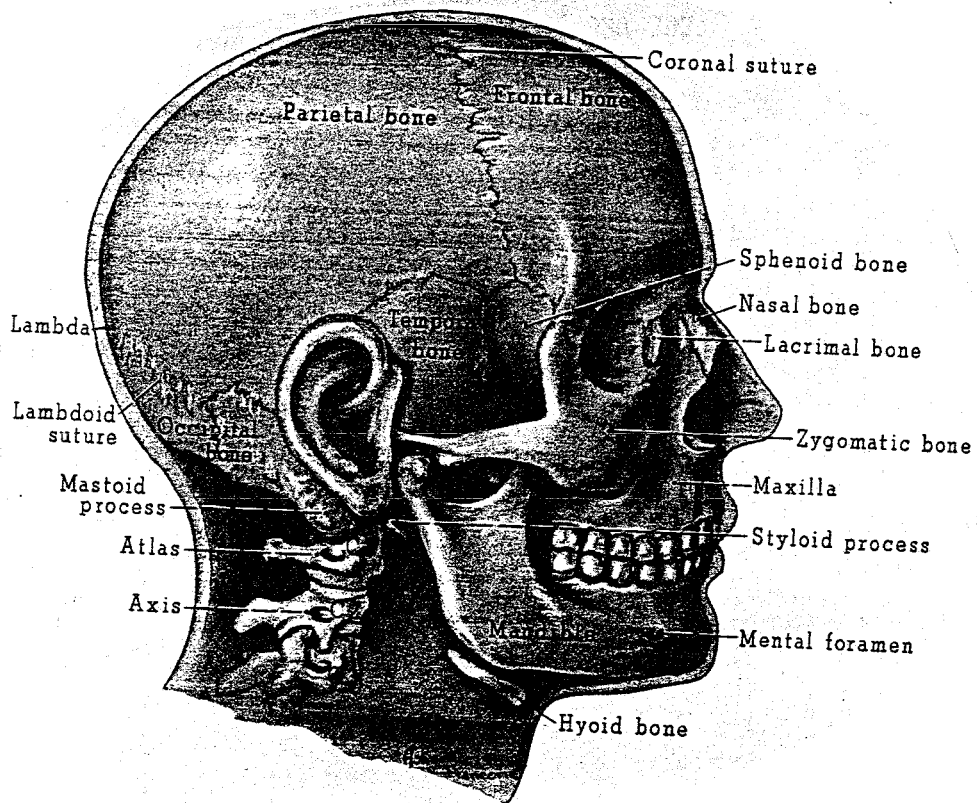
*Versace J.*, 1971, a review of the Severity Index, 15th Stapp Car Crash Conference Proceedings: pp 771-796

*Wismans J.S.H.M.*, 1994, dictaat injury biomechanics (4J610), TU Eindhoven Nederland

## Bijlage 1: Anatomie van het Hoofd

### Opbouw van het hoofd (de schedel)

Het menselijk hoofd is opgebouwd uit de schedel en de hersenen. De schedel bestaat uit twee gedeelten



*Figuur 22: schedel [Jacob, Francone, 1976]*

\* hersenschedel (neurocranium)

De hersenschedel omsluit de ruimte waarin de hersenen zich bevinden en bestaat uit twee gedeeltes, het schedeldak en de schedelbasis, en een achttal beenderen. De schedelbasis bevat vele kleine openingen voor zenuwen en bloedvaten en één grote opening: het achterhoofsgat (foramen magnum). De beenderen zijn min of meer onbeweeglijk met elkaar verbonden door naden (suturen).

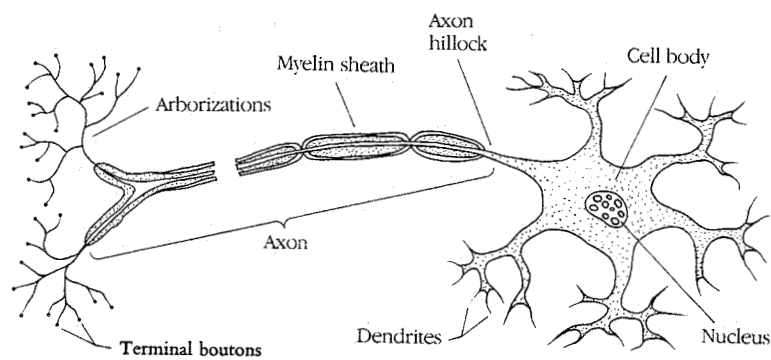


\* aangezichtsschedel (viscerocranium)

De aangezichtsschedel bestaat uit een veertiental beenderen. De aangezichtsschedel bevat holtes voor bijvoorbeeld de ogen, de neus en de mond. De beenderen zelf bevatten openingen voor zenuwen en bloedvaten.

## De hersenen

De hersenen bestaan uit witte en grijze stof. De grijze stof duidt op een opeenhoping van dendrieten (een dendriet is een gedeelte van een hersencel) en zenuwcellen. Het wit van de witte stof wordt veroorzaakt door de myelineschede van de axonen (axonen zijn uitlopers van de hersencellen).



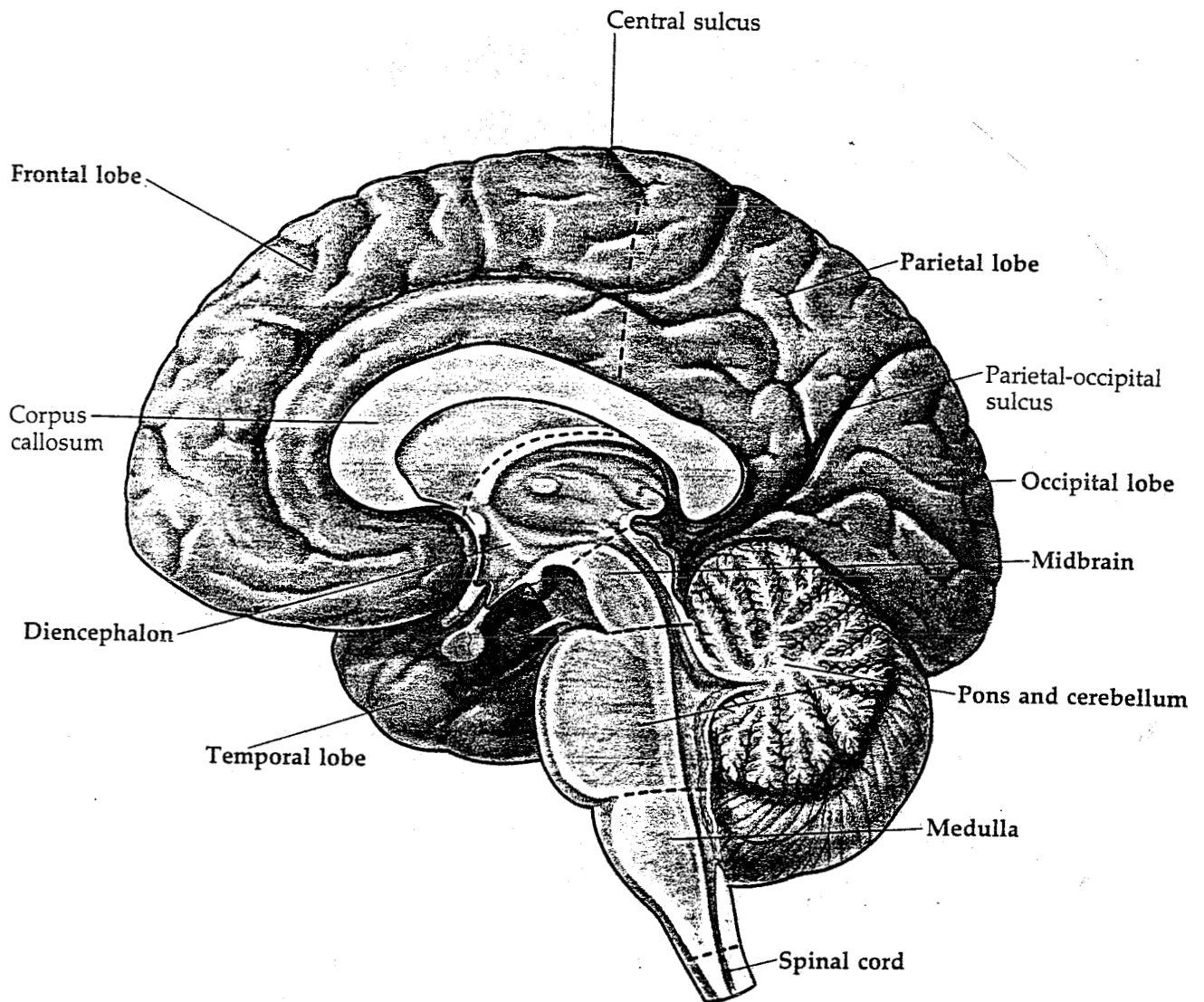
*Figuur 23: schematische representatie van een hersencel [Katz, 1952]*

## Intermezzo

Hersencellen komen in allerlei vormen en afmetingen voor, afhankelijk van de locatie en de functie van de hersencel. Figuur 23 echter toont een algemene vorm van een hersencel. Het cellichaam van een hersencel heet ook wel soma en heeft een diameter van 5 - 100  $\mu\text{m}$ . Uit de soma steken een aantal kleine takken, dendrieten genaamd. Ook zit er aan de soma een lange buis vast, het axon. Het axon kan in lengte variëren van enkele millimeters tot een meter. Het axon van de ene hersencel reikt tot de dendrieten van andere hersencellen. Aan het uiteinde van het axon bevinden zich vertakkingen welke eindigen in een 'terminal bouton' die bijna contact maken met een dendriet van een andere hersencel. Het gat tussen zo'n 'terminal bouton' en een dendriet wordt ook wel de synapse genoemd en is ongeveer 10 - 50 nm groot. Het axon aan het ene eind laat neurotransmitters vrij die op het membraan van de ontvangende dendriet invloed hebben en daar de polarisatie of elektrische potentiaal veranderen. Het geheugen van een mens werkt door middel van veranderingen in de synaptische verbindingen. [Anderson, 1990]

## Einde intermezzo

De hersenen zijn onder te verdelen in een viertal gedeelten, namelijk de grote hersenen, de tussenhersenen, de hersenstam en de kleine hersenen.



*Figuur 24: de hersenen [Martin, 1989]*

\* grote hersenen (cerebrum)

De grote hersenen bestaan uit twee hersenhelften (hemisferen), de linker en de rechter, welke verbonden zijn door de hersenbalk (corpus callosum). Elke hersenhelft bestaat weer uit een aantal kwabben.

Aan de buitenzijde bevindt zich de hersenschors die bestaat uit grijze stof.

Verder bestaan de grote hersenen uit een aantal schorsen welke zorgen voor de ontvangst van impulsen van de verschillende zintuigen, zoals bijvoorbeeld de sensibele schors en de sensorische schors.

Aan de binnenzijde is de kleur van de grote hersenen voornamelijk wit.

\* tussenhersenen

De tussenhersenen bevinden zich onder de hersenbalk en worden ingeklemd door de twee grote hersenhelften. De tussenhersenen bestaan uit de thalamus en de hypothalamus. De thalamus bestaat uit grijze stof en is het voornaamste schakelcentrum voor impulsen die naar de hersenschors gaan. De thalamus werkt als een soort zeef om te voorkomen dat de hersenen overvoerd worden met niet relevante informatie.

De hypothalamus is het belangrijkste centrum van het autonome zenuwstelsel.

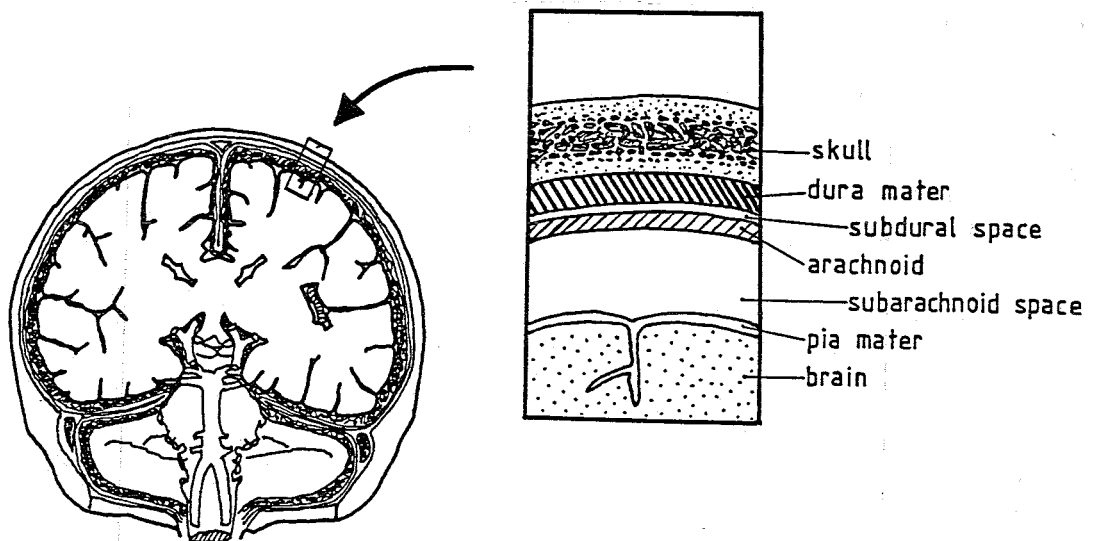
\* hersenstam

De hersenstam bestaat uit een netwerk van zenuwcellen en heeft een regulerende functie bij het bewustzijn. Hij is opgebouwd uit de middenhersenen waar zich de belangrijkste reflexcentra bevinden, de brug van Varolio (pons) die zorgt voor verbindingen tussen de grote en de kleine hersenen en tussen de kleine hersenhelften onderling en het verlengde merg welke uitloopt in de ruggemerg en een aantal belangrijke centra bevat zoals het ademcentrum en het vasomotorische centrum dat een rol speelt bij het regelen van de bloeddruk.

\* kleine hersenen (cerebellum)

De kleine hersenen zijn verbonden met de drie delen van de hersenstam en zorgen voor de coördinatie van lichaamshouding en beweging. Evenals de grote hersenen bestaan de kleine hersenen uit twee hersenhelften en een middengedeelte, de worm (vermis) genoemd.

### Hersenvliezen (meninges)



*Figuur 25: hersenvliezen [Wismans, 1994]*

De hersenen worden omgeven door een drietal hersenvliezen, namelijk het zachte hersenvlies, het spinnewebvlies en het harde hersenvlies.

\* zachte hersenvlies (pia mater)

Het zachte hersenvlies ligt direct tegen de hersenen, is zeer dun, een volgt de groeven in de hersenen. Het bevat de bloedvaten die de hersenen voeden en is daardoor te beschouwen als het vaatvlies van de hersenen.

\* spinnewebvlies (arachnoidea)

Het spinnewebvlies ligt tegen het harde hersenvlies aan en overbrugt de groeven in de hersenen. In de holtes die zo ontstaan bevindt zich hersenvocht (subarachnoïdale ruimte).

\* harde hersenvlies (dura mater)

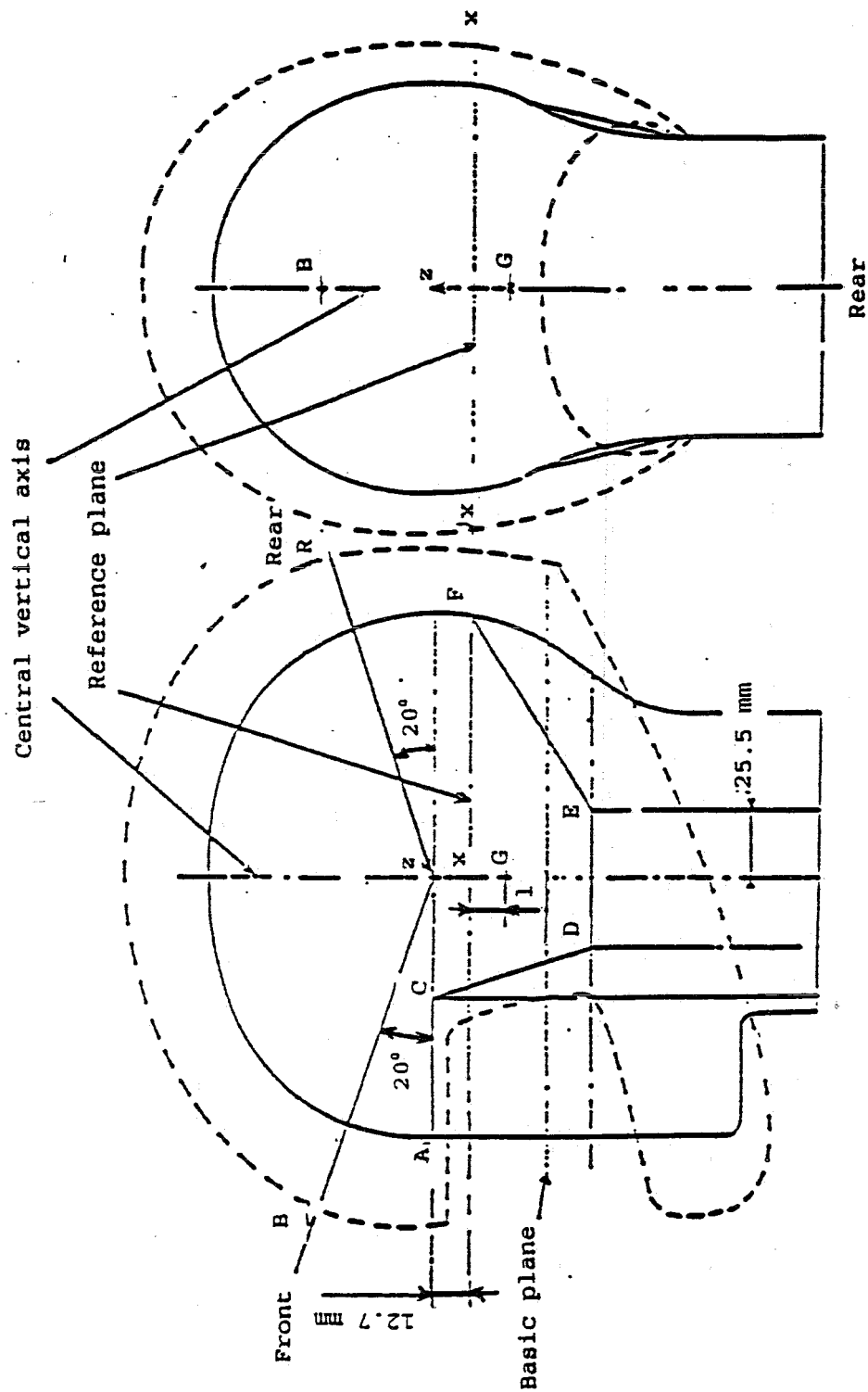
Het harde hersenvlies is dik en stevig. Het ligt direkt tegen de hersenschedel en heeft voornamelijk een beschermende functie.

### **Hersenvocht (liquor)**

Het hersenvocht is een waterige vloeistof die in een viertal hersenkamers (ventrikels), twee zijventrikels (in de grote hersenen), de derde ventrikel (in de tussenhersenen) en de vierde ventrikel (in de hersenstam), aanwezig is en in de subarachnoïdale ruimte. Dankzij de subarachnoïdale ruimte kan het hersenvocht circuleren.

Het hersenvocht heeft voornamelijk een beschermende functie. Het dient als stoot- en als warmtebuffer. Naast de beschermende functie heeft het hersenvocht tevens een voedende functie en zorgt het voor de afvoer van de afvalstoffen van de hersenstofwisseling.

Bijlage 2: De hoofdvorm



Figuur 26: vlakken en speciale punten van een hoofdvorm [United Nations,1994]

Een hoofdvorm moet aan een aantal geometrische eisen (zie figuur 26) voldoen maar ook de massa van een hoofdvorm is gespecificeerd (afhankelijk van de maat van het hoofd). Het zwaartepunt van de hoofdvorm moet in de buurt van punt G (ongeveer 10 mm onder het referentievlak, afhankelijk van de maat van het hoofd) liggen. Het metaal waarvan de hoofdvorm is gemaakt dient zulke karakteristieken te hebben dat er geen resonantiefrequentie lager dan 3000 Hz is.

### **Positionering van de helm op de hoofdvorm**

De helm dient geplaatst te worden op een hoofdvorm van de juiste maat. Een gewicht van 50 N wordt dan bevestigd op de kroon van de helm om de helm stevig op de hoofdvorm te zetten. Gecontroleerd wordt of het 'vertical median plane' (zie figuur 26) van de helm overeenkomt met die van de hoofdvorm.


Vervolgens wordt gecontroleerd of de lijn AC en de zone ACDEF bedekt worden door de helm (zie figuur 26).

Als de goede positie is gevonden dan wordt er een lijn op de helm getrokken evenwijdig aan het referentievlak als referentie voor het positioneren van de helm gedurende de tests.

### Bijlage 3: Verklarende woordenlijst

anvil	aambeeld
arachnoidea	spinnwebvlies
axon	lange uitloper van een hersencel
cerebellum	kleine hersenen
cerebrum	grote hersenen
comfort padding	voering
corpus callosum	hersenscheidingsbalk
coup	slag
cranium	schedel
dendriet	gedeelte van een hersencel
dura mater	harde hersenvlies
epiduraal	tussen schedel en harde hersenvlies gelegen
foramen magnum	achterhoofds gat
hematoma	bloed bevattende zwelling
hemisfeer	hersenhelft
intracerebraal	binnen de grote hersenen
kerbstone	stoeprand
liquor	hersenvocht
meninges	hersenvliezen
myelum	merg
neurocranium	hersenschedel
neuron	zenuwcel
os	bot
pia mater	zachte hersenvlies
pons	brug van Varolio
protective padding	binnenschaal
shell	buitenschaal
subduraal	tussen spinnwebvlies en harde hersenvlies gelegen
suturen	naden tussen schedelbeenderen
ventrikel	hersenkamer
vermis	worm
viscerocranium	aangezichtsschedel

# Bijlage 4: metingen impact-absorptie test

	Measurement Impact Absorption	Document nr.: M-VH-002
		Test nr: 00012019

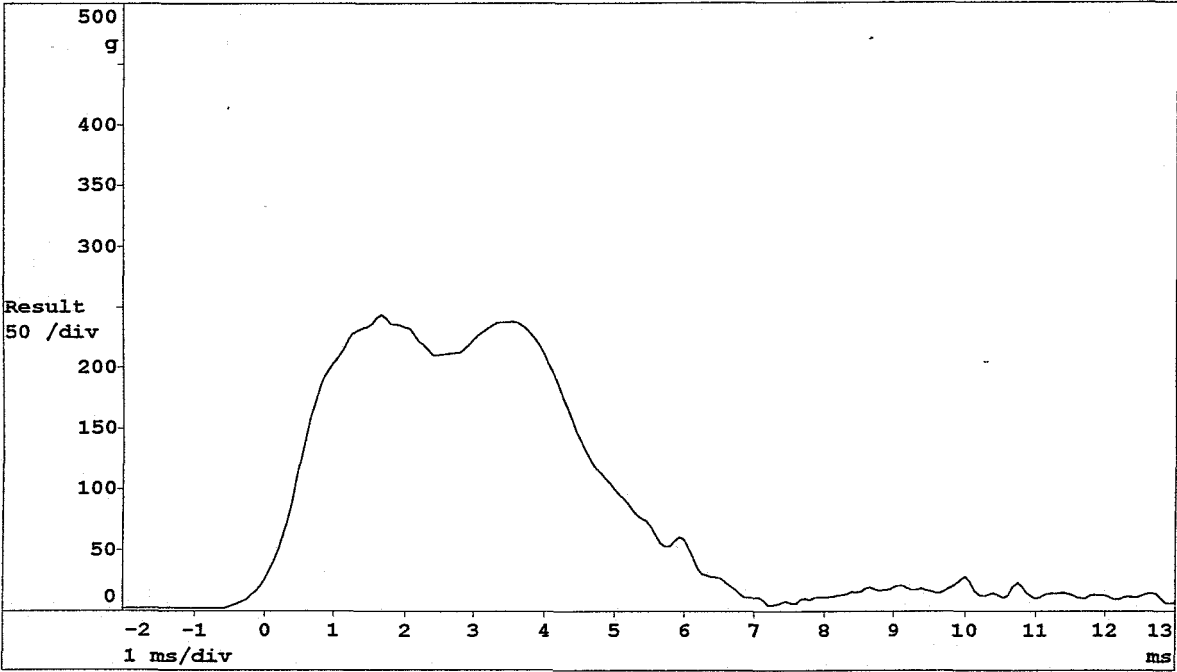
Test Information			
Regulation:	ECE 22.04	Make and type:	ARAI
Condition:	NORMAL	Sample-/serial nr:	VH-950000
Impact-point:	P (Flat)	Weight helmet:	1400 Measured: 1417
Speed:	7.5 m/s	Size helmet:	57 Measured: 57.0
		Size headform:	57

Test Results			
Maximum	244.0 g	Time > 150 g:	3.8 ms
HIC	2657	Time > 200 g:	3.1 ms

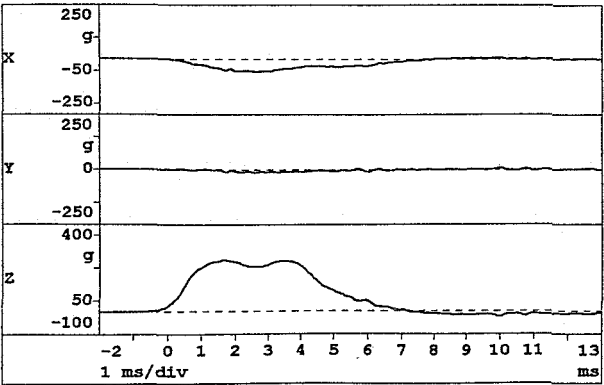
  

### Mean acceleration

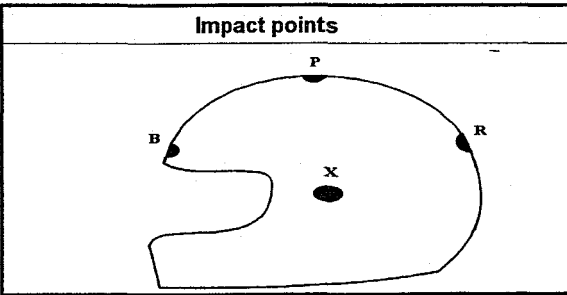


### Acceleration in each direction



#### Impact points



Operator: R.Schreuder	Paraph:
Date: 6/22/95	





# Measurement Impact Absorption

BEVEILIGINGSMIDDELENLABORATORIUM

Document nr.: M-VH-002

Test nr: 00012020

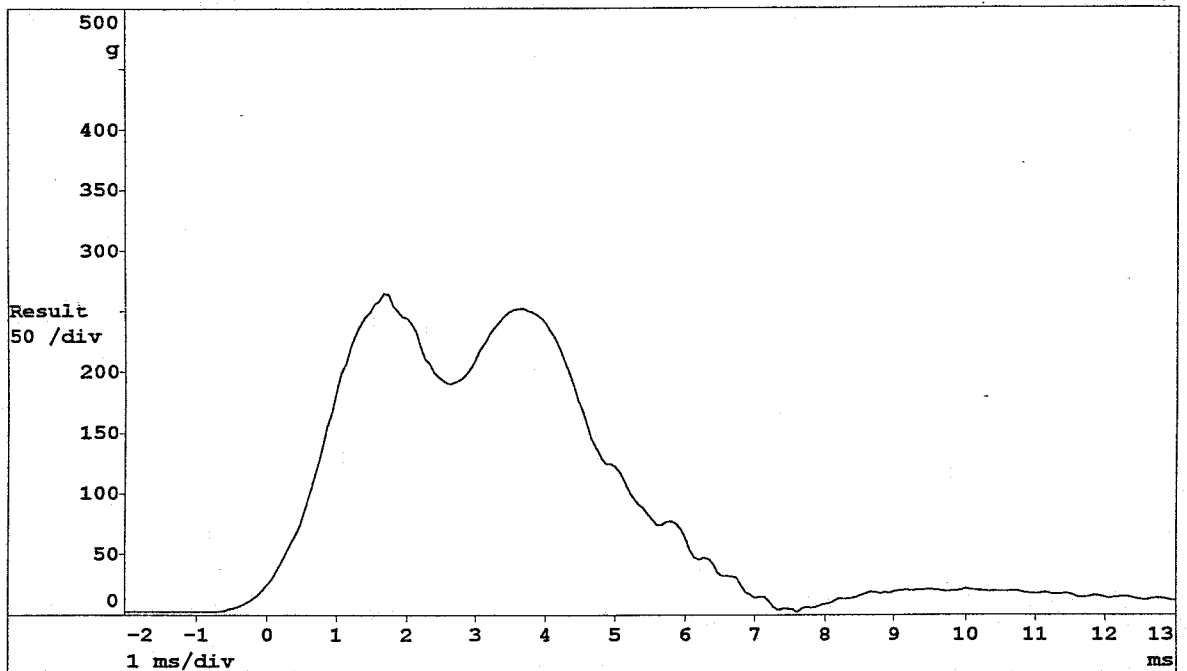
## Test Information

Regulation:	ECE 22.04	Make and type:	ARAI
Condition:	NORMAL	Sample-/serial nr:	VH-950000
Impact-point:	P (Flat) 2e	Weight helmet:	1400 Measured: 1417
Speed:	7.5 m/s	Size helmet:	57 Measured: 57.0
		Size headform:	57

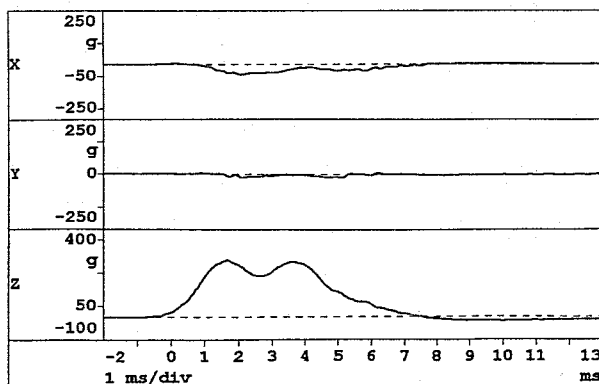
## Test Results

Maximum	264.9 g	Time > 150 g:	3.8 ms
HIC	2784	Time > 200 g:	2.7 ms

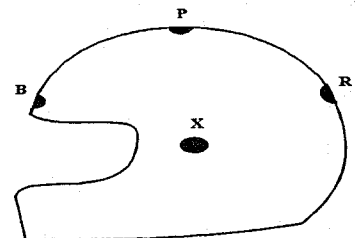
## Mean acceleration



## Acceleration in each direction



## Impact points



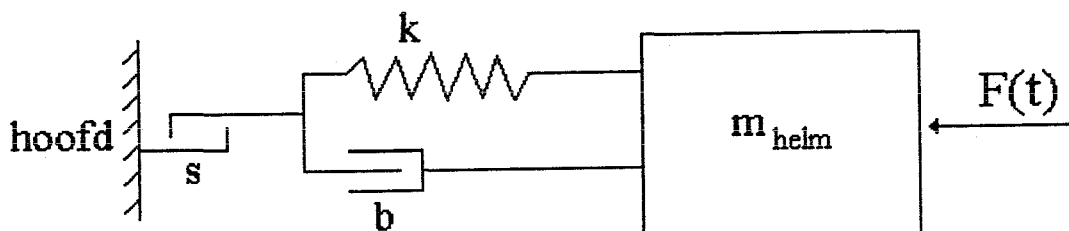
Operator: R.Schreuder

Paraph:

Date: 6/22/95

## Bijlage 5: Speling tussen hoofd en helm

De speling tussen het hoofd en de helm bij een te grote helm zou kunnen leiden tot een grotere belasting. Om te bekijken of dit inderdaad het geval is is hetvolgende model opgesteld.



Figuur 27: model helm plus hoofd en speling

Totdat de speling is overbrugd geldt de volgende bewegingsvergelijking:

$$m\ddot{x}=a\delta(t) \text{ met } x(0)=0 \text{ en } \dot{x}(0)=0$$

na deling door  $m$  volgt:

$$\ddot{x}=u\delta(t)$$

na 1 keer integreren volgt:

$$\dot{x}=u\varepsilon(t)$$

waarin  $\varepsilon(t)$  de eenheidsstapfunctie is. Een tweede keer integreren levert:

$$x=ut \text{ voor } x>0$$

Wanneer hierin de speling ingevuld wordt volgen de randvoorwaarden voor de bewegingsvergelijking nadat de speling is overbrugd hieruit. De kracht, uitgeoefend op het hoofd dat hier beschouwd is als vaste wereld, is dan gelijk aan:

$$F_{\text{hoofd}}=F_k+F_b$$

waarbij:  $F_k = kx$ : kracht uitgeoefend door de veer  
 $F_b = b\dot{x}$ : kracht uitgeoefend door de demper

De bewegingsvergelijking is dit geval (voor het gemak het tijdstip waarop de speling is overbrugd als  $t=0$  gekozen):

$$m\ddot{x}+b\dot{x}+kx=0 \text{ met } x(0)=s \text{ en } \dot{x}(0)=u$$

Na deling door  $m$  is deze bewegingsvergelijking gemakkelijk om te schrijven naar:

$$\ddot{x} + 2\omega_n \zeta \dot{x} + \omega_n^2 x = 0$$

Oplossingen van deze vergelijking zijn afhankelijk van  $\zeta$  [Sauren, Veldpaus, de Vree, 1991]. De combinatie binnen- plus buitenschaal echter zal bovenkritisch gedempt zijn (Dit is het geval wanneer  $\zeta > 1$ ) zodat als oplossing voor  $x$  volgt:

$$x(t) = e^{-\omega_n \zeta t} [C_1 e^{\omega_n \sqrt{(\zeta^2 - 1)} t} + C_2 e^{-\omega_n \sqrt{(\zeta^2 - 1)} t}]$$

voor  $t > 0^+$  en met

$$C_1 = \frac{1}{2} \left( s + \frac{u + \omega_n \zeta s}{\omega_n \sqrt{(\zeta^2 - 1)}} \right)$$

$$C_2 = -\frac{1}{2} \left( -s + \frac{u + \omega_n \zeta s}{\omega_n \sqrt{(\zeta^2 - 1)}} \right)$$

Na invoering van afkortingen:

$$p = \omega_n \zeta$$

$$q = \omega_n \sqrt{(\zeta^2 - 1)}$$

volgt

$$x = e^{-pt} [C_1 e^{qt} + C_2 e^{-qt}]$$

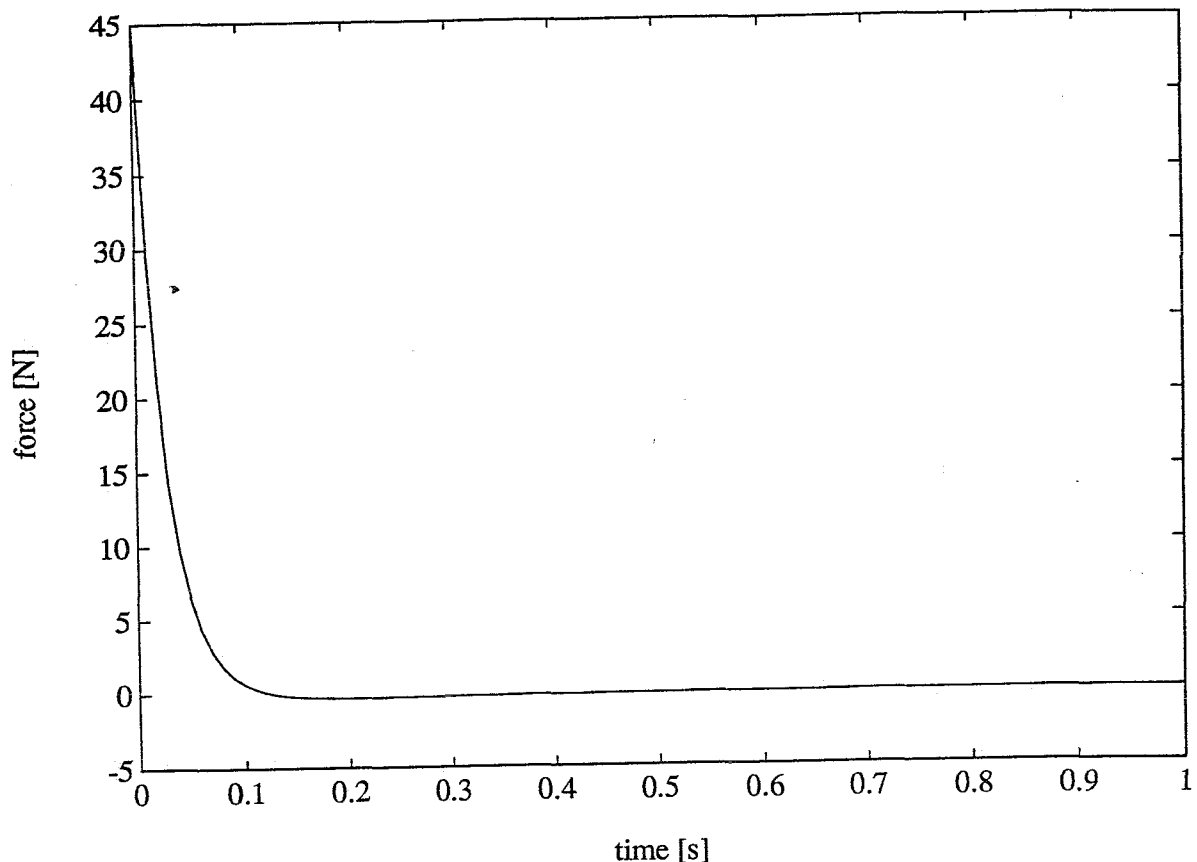
en

$$\frac{dx}{dt} = e^{-pt} [(-p+q)C_1 e^{qt} + (-p-q)C_2 e^{-qt}]$$

De kracht, uitgeoefend op het hoofd, is dan:

$$F_{\text{hoofd}} = e^{-pt} [(k - bp + bq)C_1 e^{qt} + (k - bp - bq)C_2 e^{-qt}]$$

Het tijdsverloop van de kracht, uitgeoefend op het hoofd, ziet er als volgt uit:



figuur 28: kracht uitgeoefend op het hoofd tegen de tijd voor

$$\begin{aligned}
 m &= 1 \text{ [kg]} \\
 b &= 40 \text{ [Ns/m]} \\
 k &= 100 \text{ [N/m]} \\
 a &= 1 \text{ [N]} \\
 s &= 0,05 \text{ [m]}
 \end{aligned}$$

- discussie

Om meer inzicht te krijgen in de invloed van speling in een helm zou een parameteronderzoek aan te raden zijn. Vergelijking met het geval zonder speling kan geschieden door de speling ( $s$ ) nul te stellen. De benodigde modale parameters ( $\zeta_n$  en  $\zeta$ ) zouden uit een modale analyse kunnen volgen of uit literatuur hoewel in de literatuur meestal de modale parameters aan de hand van de veerstijheid, de dempingsconstante en de massa van de verschillende onderdelen (buitenschaal, binnenschaal, hoofdhuid) bepaald zijn.

Het model op zich is een nulde orde benadering. Het hoofd wordt als vaste wereld beschouwd. Waarschijnlijk echter is het zo dat bij een impulsbelasting het hoofd ook meebeweegt doordat de nekspieren niet de tijd krijgen om te reageren en het hoofd dus niet star vast zit aan de rest van het lichaam. Hier zou nog nader naar gekeken moeten worden en het model kan dan worden aangepast.