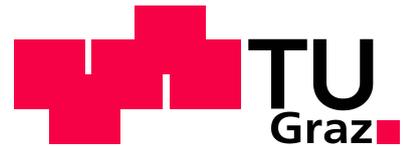




Vehicle Safety Institute [Member of the Frank-Stronach-Institute]



Corina Klug

## **Modellierung des Cerebrospinal Fluids**

Diplomarbeit

zur Erlangung des akademischen Grades Diplom-Ingenieur  
der Studienrichtung Wirtschaftsingenieurwesen Maschinenbau

Technische Universität Graz

Institut für Fahrzeugsicherheit

Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Herman Steffan

Betreuer: Dipl.-Ing. Dr.techn. Florian Feist

Graz, 2013



## **EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG**

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen/Hilfsmittel nicht benutzt, und die den benutzten Quellen wörtlich und inhaltlich entnommene Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

I declare that I have authored this thesis independently, that I have not used other than the declared sources / resources, and that I have explicitly marked all material which has been quoted either literally or by content from the used sources.

Graz, am .....

.....

(Unterschrift)



## **I. Vorwort und Danksagung**

Zu Beginn dieser Arbeit möchte ich mich bei all jenen bedanken, die mich bei dieser Diplomarbeit unterstützt haben, sowie all jenen, die mich durch mein Studium begleitet haben.

Allen voran gilt mein Dank Dipl.-Ing. Dr.techn. Florian Feist für die außerordentlich gute und intensive Betreuung.

Weiters möchte ich Univ.-Prof. Dr.-Ing. habil. Günter Brenn meinen Dank aussprechen, der mir bei offenen Fragen im Gebiet der Fluidmechanik stets behilflich war.

Außerdem bedanke ich mich bei allen Mitarbeitern des Instituts - vor allem bei denjenigen, die mich bei der Durchführung der Versuche tatkräftig unterstützt haben.

Besonderer Dank gebührt an dieser Stelle auch Dipl.-Ing. Dr.techn. Wolfgang Sinz und Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Herman Steffan für die Ermöglichung dieser Arbeit.

### II. Kurzfassung

Das Cerebrospinal Fluid (CSF) füllt den Raum zwischen Schädel und Gehirn auf und schützt Letzteres bei Stoßbelastungen.

In den derzeit gängigen FE Kopf-Modellen zur Verletzungsrisikobewertung wird das CSF als elastisches Material mit hohem Kompressionsmodul und niedrigem Schubmodul modelliert. Zur Validierung dienten bisher in erster Linie Versuche mit Leichen und Freiwilligen. Dies gestaltet sich allerdings schwierig, da Versuche mit Humanmaterial großen Schwankungen hinsichtlich der Randbedingungen unterliegen.

In der vorliegenden Arbeit wurden daher Versuche unter klaren geometrischen Randbedingungen durchgeführt, die bei der Validierung von numerischen Fluidmodellen helfen sollen. Zwei, sich in ihren Durchmessern (188 mm bzw. 197 mm) unterscheidende, annähernd starre Kugeln und eine viskoelastische Kugel (188 mm Durchmesser) wurden jeweils in einer durchsichtigen sphärischen Schale mit 200 mm Innen-Durchmesser platziert. Der Raum zwischen den beiden Kugeln wurde mit einem CSF Ersatzfluid befüllt. Dieses Ersatzmodell wurde auf einem Schlitten befestigt, der mit ca. 2 g auf 6.4 m/s bzw. 9 m/s beschleunigt und danach annähernd konstant mit 45 g verzögert wurde. Jeder Test wurde sechs Mal wiederholt und der zeitliche Druckverlauf mit einer Abtastfrequenz von 20 kHz an sieben unterschiedlichen Positionen gemessen. Die Relativbewegung wurde mit Hochgeschwindigkeitskameras dokumentiert.

Die Versuche konnten mit einer hohen Reproduzierbarkeit hinsichtlich der Beschleunigung und Druck durchgeführt werden. Es wurde auf der Aufprallseite ein maximaler Druck von 1.36 bar und gegenüberliegend ein maximaler Unterdruck von -1 bar gemessen. Die Versuche zeigten, dass die Relativbewegungen zwischen der äußeren und inneren Kugel während der Verzögerungsphase marginal sind. Das Maximum der Bewegung wurde erst erreicht, als die Verzögerungsphase zu Ende war und die äußere Kugel bereits stillstand.

Die Ergebnisse aus den Experimenten wurden mit einer analytischen Näherung und unterschiedlichen numerischen Modellen verglichen. Es konnte ein Fluidmodell erstellt werden, das ein Abbilden einer Strömung ermöglicht. Obwohl die Möglichkeiten in LS-DYNA diesbezüglich noch sehr begrenzt sind, zeigt die Modellierung mit Hilfe von ALE (Arbitrary Lagrangian Eulerian) ein gewisses Potential.

Vor allem die Relativbewegungen zwischen den beiden Kugeln können so viel realistischer abgebildet werden, als dies bei einer reinen Lagrange Formulierung in Verbindung mit einem elastischen Material der Fall ist.

### III. Abstract

The Cerebrospinal Fluid fills the space between skull and brain and protects the latter in case of an impact.

In most 3D FE head-brain models the fluid is modelled using an elastic material with high bulk modulus and negligible shear modulus. Validation was made with PMHS and volunteer testing. Boundary conditions in these tests, though, are hard to reproduce, due to variety in human specimens.

In the present work experimental tests were conducted to provide data for the validation of CSF in a FE code under clear and simple boundary conditions. Two near-to-rigid spheres (diameter 197 mm and 188 mm, respectively) as well as a viscoelastic sphere (diameter 188 mm) were used as brain surrogates. These were alternatively placed in a translucent spherical shell (inner diameter: 200 mm). All materials were selected such that the density was similar to those of human brain-matter. The gap between inner and outer sphere was filled up with an artificial CSF, considering similar ingredients of human adult CSF. The setup was accelerated at 2 g (pure translation) up to 6 m/s and 9 m/s, respectively, and then decelerated at a near-to-constant 45 g. Each test was repeated six times. The pressure-time response was recorded with 20 kHz at seven circumferential positions. Relative displacement was qualitatively recorded by high speed cameras.

Tests were highly reproducible with respect to acceleration and pressure. During impact relative displacement of inner sphere to outer sphere was marginal. Maximal displacements occurred after the deceleration phase, when the outer sphere already came to a complete halt. Peak pressure was 1.36 bar at coup- and -1 bar (unfiltered) at countercoup position.

Experimental data were compared to an analytical and several numerical models. It was possible to create a fluid model which can simulate flow. Given the limited CFD capabilities of the current LS-DYNA version, the modelling of the CSF with an ALE (Arbitrary Lagrangian Eulerian) mesh shows potential for application in a numerical head brain model. Especially the relative displacement of the inner sphere is more realistic than in contemporary models which use Lagrangian formulation and elastic material.

## IV. Inhaltsverzeichnis

I.	Vorwort und Danksagung .....	II
II.	Kurzfassung .....	III
III.	Abstract .....	IV
IV.	Inhaltsverzeichnis .....	V
1	Einleitung .....	1
1.1	Aufgabenstellung .....	4
1.2	Ziele .....	4
1.3	Vorgehensweise .....	4
2	Grundlagen .....	6
2.1	Aufbau des Kopfes .....	7
2.1.1	Schädel .....	7
2.1.2	Gehirn .....	9
2.1.3	Cerebrospinal Fluid .....	10
2.2	Kopfverletzungen .....	12
2.3	Verletzungsmechanismen .....	14
2.3.1	Unterdruck .....	15
2.3.2	Überdruck .....	16
2.3.3	Druckgradient .....	16
2.3.4	Rotation .....	16
2.4	Verletzungskriterien .....	17
2.4.1	Head Injury Criterion (HIC) .....	17
2.4.2	Performance Criterion HIC(d) .....	18
2.4.3	Head Performance Criterion (HPC) .....	19
2.4.4	Head Contact Duration (HCD) .....	19
2.4.5	3 ms Kriterium ( $a_{3ms}$ ) .....	19
2.4.6	Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold (GAMBIT) .....	19

---

2.4.7	Head Impact Power (HIP) .....	20
2.4.8	Evaluierung von Verletzungskriterien .....	20
2.5	Mechanisches Verhalten des Kopfes.....	21
2.5.1	Versuche mit Tieren .....	21
2.5.2	Versuche mit Post-Mortem Human Surrogaten .....	23
2.5.3	Versuche mit Freiwilligen .....	27
2.5.4	Physikalische Ersatzmodelle.....	33
2.5.5	Experimentelle Schichtmodelle.....	36
3	Experimentelles Ersatzmodell.....	38
3.1	Hirnmodell .....	38
3.1.1	Starres Modell .....	38
3.1.2	Viskoelastisches Modell .....	39
3.2	Ersatzmodell für den Schädel .....	46
3.3	Cerebrospinal Fluid .....	48
4	Versuchsaufbau.....	50
4.1	Konzept.....	51
4.2	Messtechnik.....	53
4.2.1	Beschleunigungsmessung .....	54
4.2.2	Drucksensoren.....	54
4.2.3	Hochgeschwindigkeitskameras .....	55
4.3	Versuchsablauf .....	58
5	Ergebnisse aus den Versuchen .....	60
5.1	Geschwindigkeit.....	60
5.2	Beschleunigung.....	60
5.3	Druck.....	62
5.3.1	Coup-Druck.....	63
5.3.2	Contrecoup-Druck .....	64
5.3.3	Druck in der frontalen Ebene .....	65

5.4	Relativbewegungen .....	66
5.5	Vergleich der unterschiedlichen Modelle .....	67
5.6	Vergleich der unterschiedlichen Testgeschwindigkeiten .....	71
5.7	Verhalten des viskoelastischen Hirnmodells.....	71
5.8	Diskussion der Ergebnisse aus den Versuchen.....	72
6	Analytisches Modell .....	78
6.1	Grundlagen der Fluidmechanik .....	78
6.2	Ansatz für die analytische Näherung.....	80
6.3	Ergebnisse aus der analytischen Näherung.....	82
6.4	Vergleich der analytischen Näherung mit den Messdaten .....	82
7	Numerisches Modell .....	85
7.1	Grundbegriffe für das numerische Modell .....	86
7.2	Vergleich bestehender FE Kopf-Modelle.....	87
7.2.1	Strasbourg University Finite Element Head Model (SUFEHM) .....	88
7.2.2	University College Dublin Brain Trauma Model (UCDBTM).....	89
7.2.3	Simulated Injury Monitor Finite Element Head Model (SIMon FEHM) .....	89
7.2.4	Modell des Royal Institutes of Technology in Stockholm .....	90
7.3	Modellierungsmöglichkeiten für das CSF in LS-DYNA .....	92
7.3.1	Elastisches Materialmodell .....	92
7.3.2	Elastisches Materialmodell mit Fluid Option .....	93
7.3.3	Materialmodell für inkompressibles Fluid .....	93
7.3.4	MAT_NULL und Zustandsgleichung .....	93
7.4	Numerische Modelle des Kugel in Kugel Ersatzmodells.....	95
7.4.1	Modell mit MAT_ELASTIC.....	95
7.4.2	Modell mit MAT_ELASTIC_FLUID .....	97
7.4.3	Modell mit MAT_ALE_INCOMPRESSIBLE_FLUID.....	100
7.4.4	Modell mit MAT_NULL und Grüneisen Zustandsgleichung .....	103
7.5	Diskussion der Simulationsergebnisse .....	110

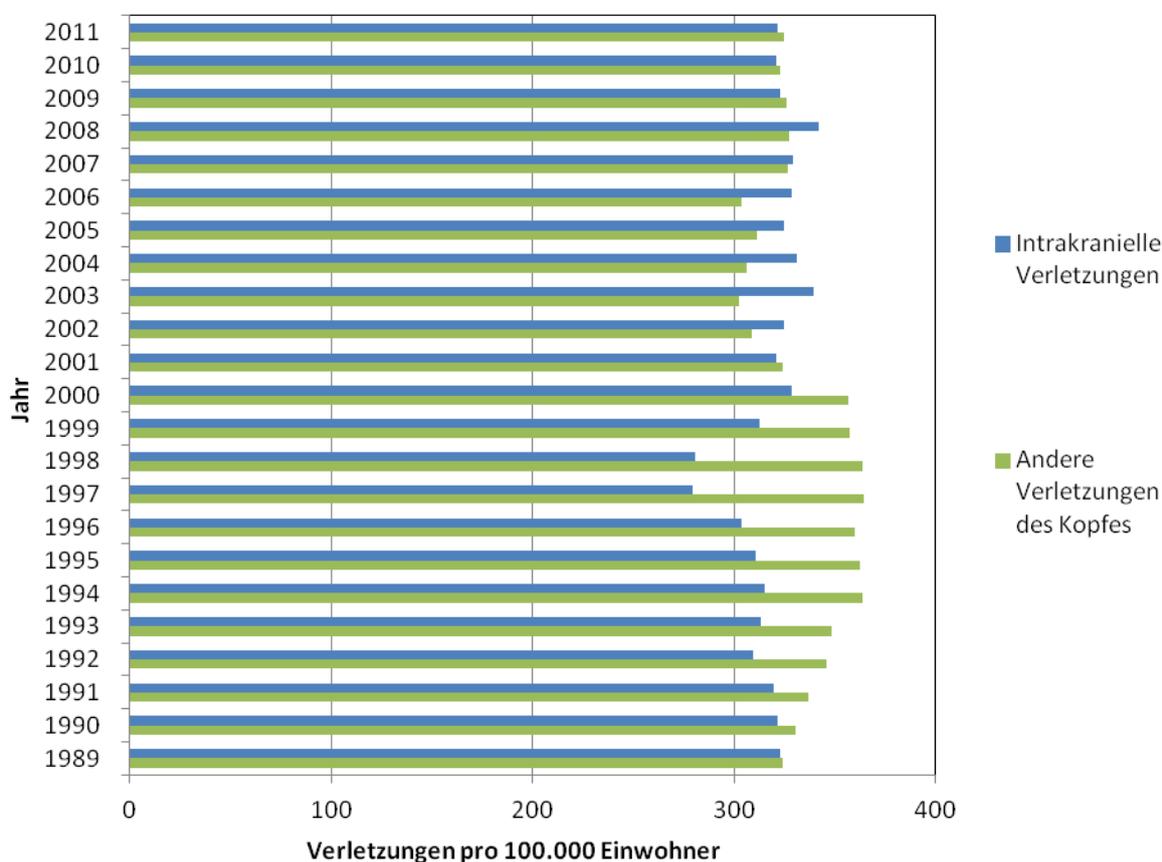
---

8	Fazit .....	113
9	Ausblick .....	114
10	Abkürzungs- und Variablenverzeichnis .....	115
11	Abbildungsverzeichnis .....	118
12	Tabellenverzeichnis .....	125
13	Formelverzeichnis .....	126
14	Literaturverzeichnis .....	127
15	Anhang .....	A1
15.1	Diagramme .....	A1
15.1.1	Versuche bei niedriger Testgeschwindigkeit .....	A1
15.1.2	Versuche mit höherer Testgeschwindigkeit .....	A10
15.1.3	Vergleich des Referenzdrucks .....	A17
15.2	Verkürzte Input Decks und Parametererklärung .....	A19
15.2.1	Modell 1 .....	A19
15.2.2	Modell 2 .....	A22
15.2.3	Modell 3 .....	A23
15.2.4	Modell 4 .....	A23



## 1 Einleitung

In Österreich wurden im Jahr 2011 27.078 Patienten mit intrakraniellen Verletzungen stationär behandelt. Abbildung 1.1 zeigt die Entwicklung im Laufe der letzten Jahre für die Anzahl der Verletzungen pro 100.000 Einwohner in Österreich. Dabei muss beachtet werden, dass die Daten auf allen innerhalb eines Jahres aus stationärer Pflege entlassenen oder dort verstorbenen Behandlungsfällen basieren. Ambulante Behandlungen und unmittelbar Verstorbene werden hier nicht berücksichtigt. Es zeigt sich, dass die relative Anzahl intrakranielle Verletzungen seit 1989 (bis auf einen kurzen Einbruch in den Jahren 1997 und 1998) zwischen 300 und 350 Verletzungen pro 100.000 Einwohner liegt.

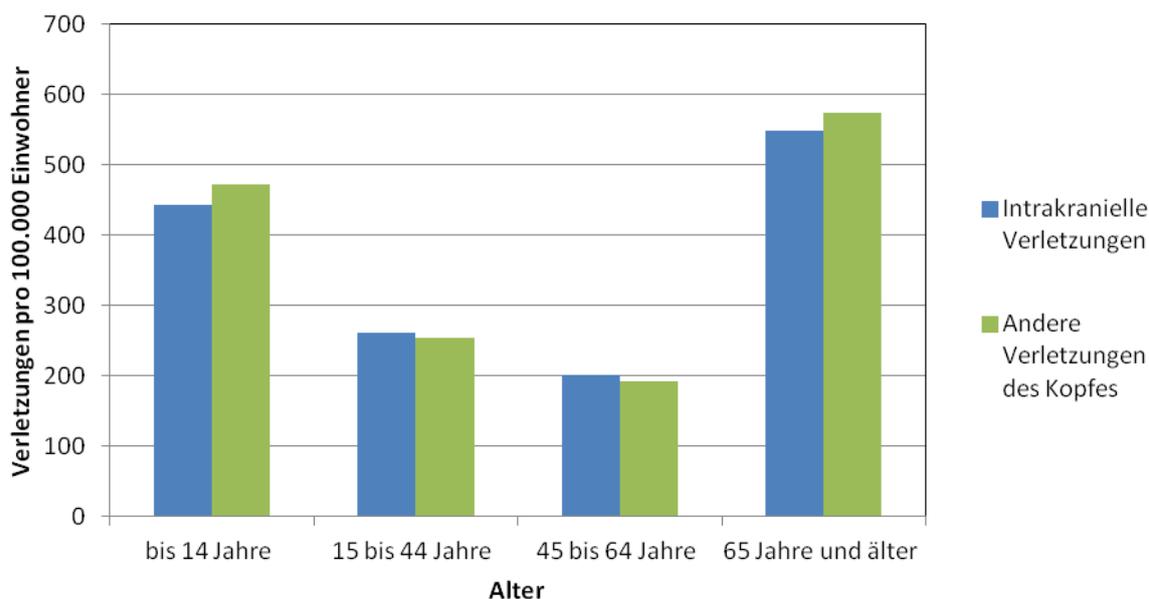


**Abbildung 1.1: Häufigkeit der Diagnose intrakranielle Verletzung und anderer Verletzungen des Kopfes bei Spitalsentlassungen (Statistik Austria, 2013)**

Abbildung 1.2 zeigt die Verletzungen pro 100.000 Einwohner aufgeschlüsselt in unterschiedliche Altersgruppen. Daraus ist klar ersichtlich, dass Kopfverletzungen bei über 65-jährigen und unter 14-jährigen am relevantesten sind.

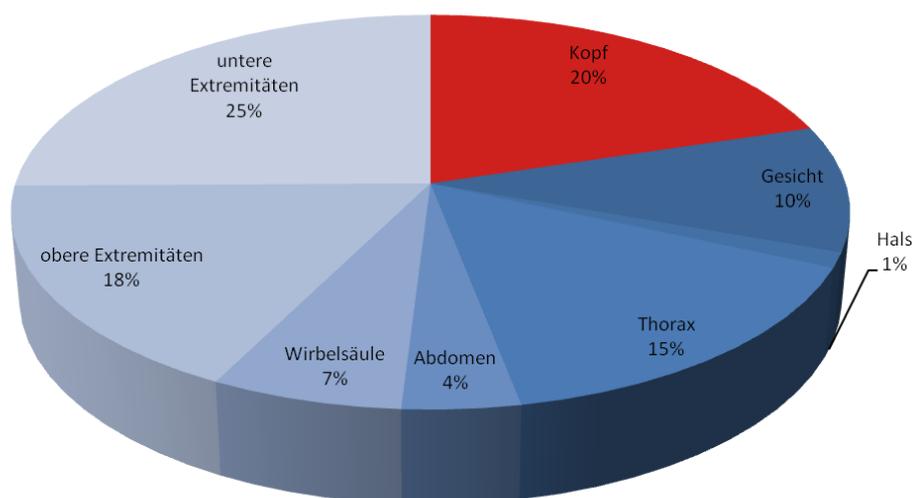
## 1. Einleitung

---



**Abbildung 1.2: intrakranielle Verletzungen im Jahr 2011 nach Altersgruppen pro 100.000 Einwohner (Statistik Austria, 2013)**

Eine Auswertung von 30.000 Verletzungen infolge von Verkehrs- Freizeit oder Sportunfällen ergab die in Abbildung 1.3 dargestellte Verteilung nach AIS-Körperregionen. Als Datenbasis diente die notärztliche Einsatzdokumentation NACA-X. Mit Hilfe dieser Datenbank wurden Notarzteinsätze des roten Kreuzes aus den Bundesländern Burgenland (2001-2012) und Salzburg (1995-2012), die mit Unfällen in Verbindung standen, analysiert. Die am häufigsten betroffenen Körperregionen sind die Extremitäten, der Kopf und der Thorax. Hier gilt es zu beachten, dass Verletzungen der Gliedmaßen meist bei einem Patienten mehrfach auftreten (z.B. Verletzung die von der Hüfte bis zum Knie geht), weshalb diese mit 25 % am häufigsten vorkamen. Ein Fünftel aller Verletzungen betrafen den Kopf. Wenn man nun die einzelnen Patienten - an Stelle der Verletzungsanzahl - betrachtet, erkennt man klar die Relevanz von Kopfverletzungen: bei 44 % der Verletzten war diese Körperregion betroffen. Davon erlitten beinahe ein Viertel (23 %) ein Schädelhirntrauma, das eine Bewusstlosigkeit bzw. Bewusstseinsstrübung von über einer Stunde zur Folge hatte (SHT Grad II-III). (NACA-X, 2013)



**Abbildung 1.3: Vorkommen der einzelnen AIS-Körperregionen bei Verkehrs, Sport- und Freizeitunfällen basierend auf Notarzteinsätzen aus Salzburg und Burgenland (NACA-X, 2013)**

Gleichzeitig gibt es noch immer kein verlässliches Verletzungskriterium, das sowohl Rotations- als auch Translationsbeschleunigungen berücksichtigt. Daher gewinnen numerische Modelle zur Beurteilung des Verletzungsrisikos immer mehr an Bedeutung. Derartige numerische Modelle müssen einerseits robust (um auch hohe Beschleunigungen und deren Wirkung zu beurteilen), andererseits auch zeiteffizient sein. Aus ermittelten Spannungen, Dehnungen, Dehnraten und Drücken lässt sich mit Hilfe dieser Modelle das Verletzungsrisiko abschätzen.

Bei den derzeit in der Industrie verbreiteten Schädel-Hirn-Modellen ist das Cerebrospinal Fluid durch ein elastisches Materialmodell beschrieben. Materialmodell und Formulierung (Lagrange) scheinen jedoch nur bedingt geeignet, die tatsächliche Fluid-Struktur-Interaktion (Gehirn-Flüssigkeit-Schädel) realistisch abzubilden.

Es stellt sich daher die Frage, ob andere Formulierungen, die ein Strömen des Fluids ermöglichen, dafür nicht geeigneter wären. Dies wird in dieser Arbeit mithilfe eines physikalischen Ersatzmodells bestehend aus einer Kugel in einer Kugel untersucht, um mit den Ergebnissen unterschiedlicher Flüssigkeitsmodelle im Code „LS-DYNA“ zu validieren.

### 1.1 Aufgabenstellung

Der Schwerpunkt dieser Arbeit liegt in der Entwicklung geeigneter Validierungsversuche für den Vergleich unterschiedlicher CSF Modelle.

Die Aufgabenstellung kann in folgende Teilpunkte untergliedert werden:

- Entwicklung und Konstruktion eines geeigneten Prüfstandes zur Untersuchung der Druckverteilung und der Verschiebungen bei Einwirkung von Beschleunigungen
- Auswahl geeigneter Materialien, welche das Gewebe, das Fluid und den Knochen ehest widerspiegeln
- Ausstattung des physikalischen Modells mit geeigneten Messaufnehmern (Drucksensoren, Beschleunigungssensoren)
- Planung und Durchführung geeigneter Validierungstests
- Vergleich der Ergebnisse mit Experimenten aus der Literatur
- Untersuchung von Modellierungsmöglichkeiten des CSF im Programm LS-DYNA
- Erstellung von numerischen Modellen
- Validierung der numerischen Modelle

### 1.2 Ziele

Das Ziel der Arbeit ist, die Wirkung des CSF unter klar definierten Randbedingungen zu beobachten und so eine Grundlage für numerische Modelle zu bilden. Versuche mit einem vereinfachten Ersatzmodell sollen der Validierung von numerischen CSF Modellen dienen. Dies soll in weiterer Folge die Qualität von FE-Schädel-Hin Modellen weiter verbessern, damit Verletzungsrisiken noch genauer beurteilt werden können. Außerdem soll mittels Parametervariation der Fluidstärke bei den Versuchen der Einfluss dieser auf Druckverteilung und Relativbewegung untersucht werden.

### 1.3 Vorgehensweise

Zunächst wurden in einer sorgfältigen Literaturstudie, in der Vergangenheit durchgeführte Experimente recherchiert.

Für die physikalischen Versuche wurden drei verschiedene Ersatzmodelle entwickelt. Die ersten beiden Ersatzmodelle dienen der Validierung des Cerebrospinal Fluids unter klar definierten Rahmenbedingungen zwischen zwei starren Körpern. Die Fluiddicke wurde bei den beiden Modellen variiert um deren Einfluss zu untersuchen. Im nächsten Schritt wurde das Gehirnmodell viskoelastisch ausgeführt um sich mehr an die natürlichen Gegebenheiten anzunähern. Die generierten Messdaten wurden verwendet um numerische Modelle zu

validieren. Es wurden sowohl die Fluidmodelle in unterschiedlichen gängigen FE-Kopf-Modellen betrachtet, als auch alternative Optionen, die im Code LS-DYNA vorhanden sind. Außerdem wurden die Ergebnisse mit Experimenten aus der Literatur und einer analytischen Näherung verglichen und auf Plausibilität überprüft.

### 2 Grundlagen

Zunächst werden die anatomischen als auch die biomechanischen Grundlagen zusammengefasst. In Abbildung 2.1 sind die Bezeichnungen der Körperebenen und Hauptachsen dargestellt. Abbildung 2.2 zeigt die im Folgenden verwendeten Bezeichnungen für Schnittebenen und Achsen des Gehirns. Neben diesen Bezeichnungen wird im Folgenden auch zwischen Coup und Contrecoup Seite (Abbildung 2.3) unterschieden. Die Coup Seite ist hierbei die Seite, wo es zum Aufprall kommt und die Contrecoup Seite befindet sich gegenüber.

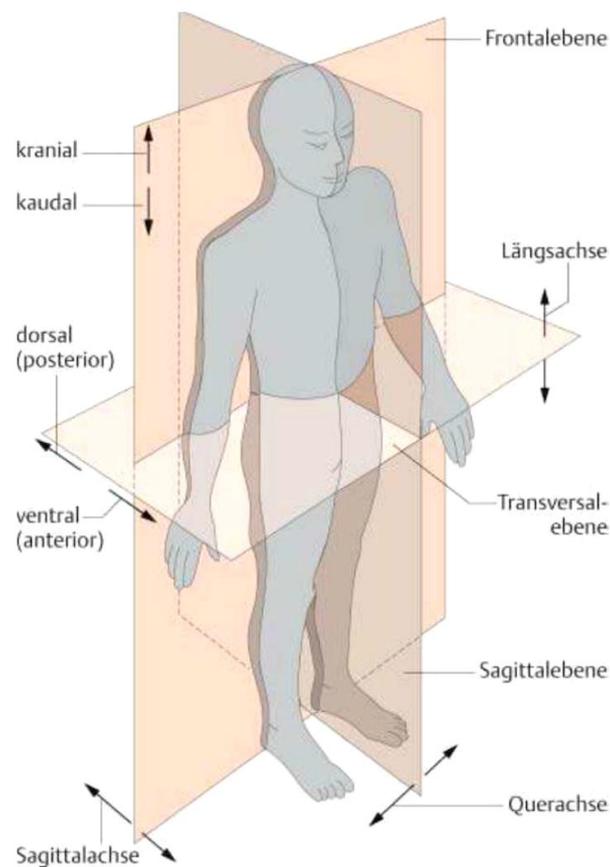


Abbildung 2.1: Körperebenen und Hauptachsen (Bommas-Ebert u. a., 2006)

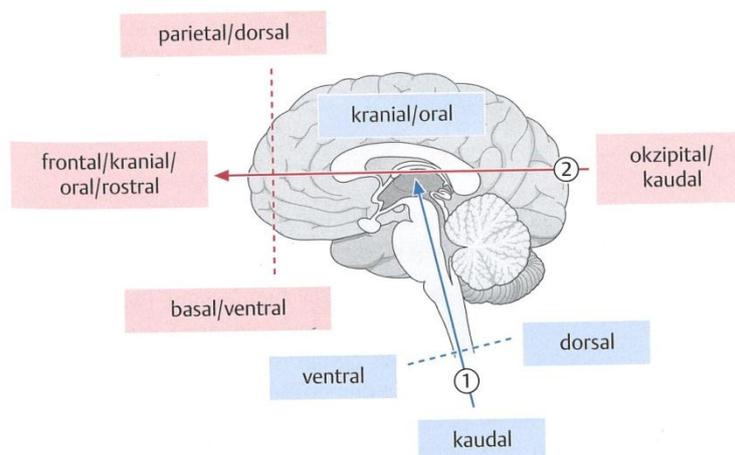


Abbildung 2.2: Schnittebenen und Achsen des Gehirns (Schünke u. a., 2009)

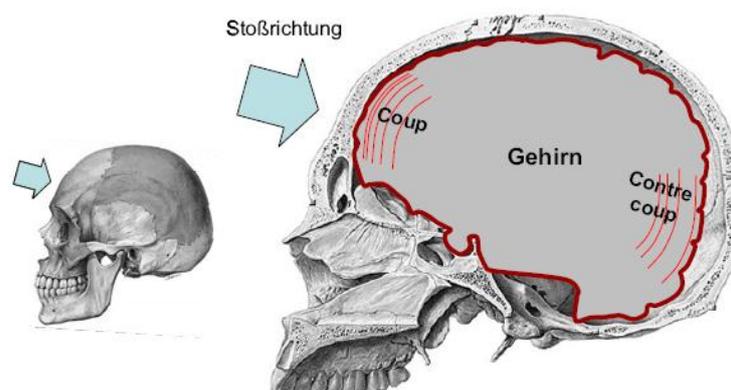


Abbildung 2.3: Definition Coup- Contrecoup (Kramer, 2008)

## 2.1 Aufbau des Kopfes

Dieses Kapitel soll einen kurzen Überblick über die Anatomie des Kopfes geben, wobei nur der Bereich rund um das Gehirn betrachtet wird. Gesicht, Kiefer, sowie die Sinnesorgane spielen für diese Arbeit keine Rolle und werden deshalb nicht genauer erläutert.

### 2.1.1 Schädel

Der Schädel bildet eine schützende Knochenkapsel um das Gehirn und die Sinnesorgane (Schünke u. a., 2009).

Er besteht wie in Abbildung 2.4 ersichtlich aus einer Vielzahl, miteinander verwachsenen Knochen. Dicke und Form der Schädelknochen sind von Mensch zu Mensch unterschiedlich. Das Schädeldach ist konkav geformt. Abbildung 2.5 zeigt die Innenfläche der Schädelbasis. Durch die Öffnungen der Schädelbasis verlaufen Arterien, Venen und Nerven. Das

## 2. Grundlagen

Rückenmark verläuft durch die größte Öffnung, das Hinterhauptsloch (Foramen Magnum). (Schmitt u. a., 2010; Schünke u. a., 2009)

Das Volumen des Schädels beträgt ca. 1500-1700cm<sup>3</sup>, wovon der Großteil (80-90 %) mit Hirngewebe aufgefüllt ist. Den Rest nehmen das zirkulierende Blut mit etwa 5 % und der Liquor mit 5-15 % des Volumens ein. (Schwab u. a., 2008)

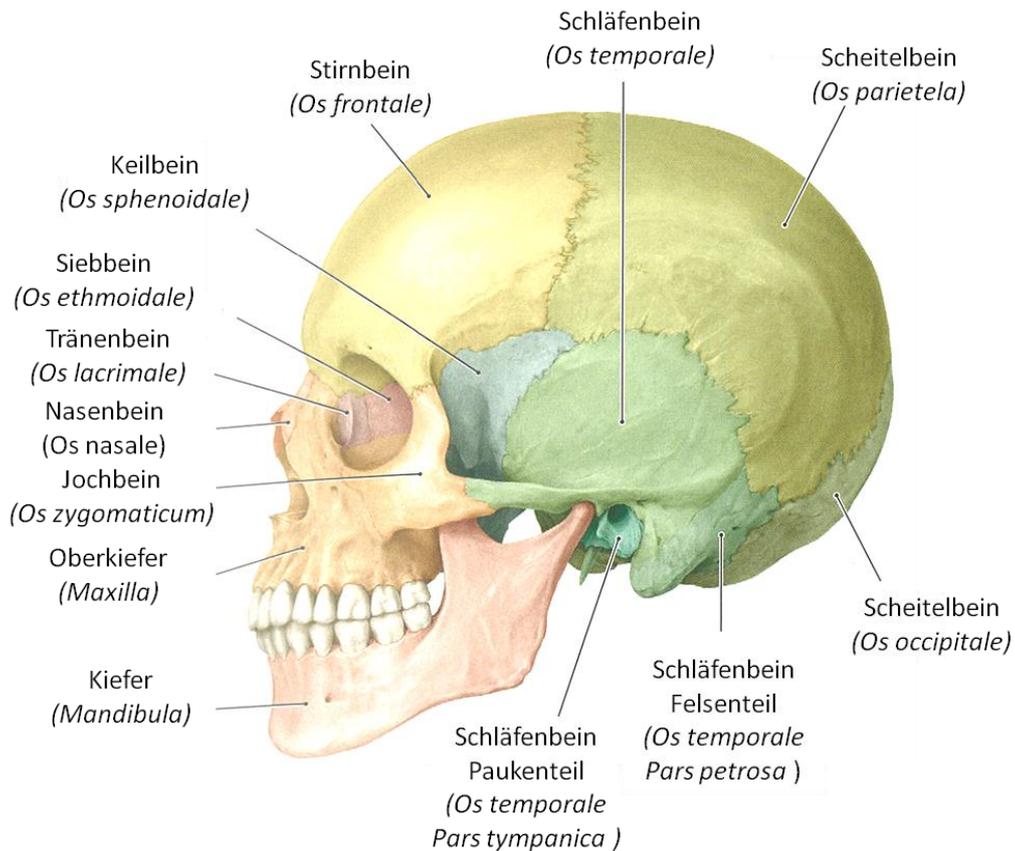


Abbildung 2.4: Schädelknochen von lateral (Schünke u. a., 2009)

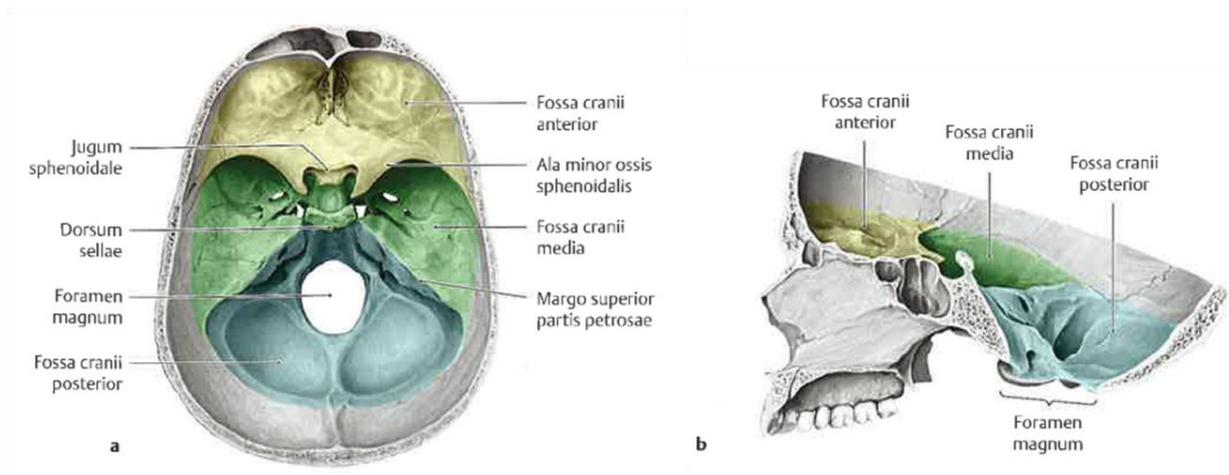


Abbildung 2.5: Schädelgruben an der Schädelbasis (Schünke u. a., 2009)

### 2.1.2 Gehirn

Das Gehirn wird aufgrund der Entwicklungsgeschichte in sechs verschiedene Abschnitte unterteilt: Telencephalon (Großhirn), Diencephalon (Zwischenhirn), Mesencephalon (Mittelhirn), Pons (Brücke), Medulla oblongata (verlängertes Mark) und Cerebellum (Kleinhirn). Diese Abschnitte sind in Abbildung 2.6 dargestellt. Mesencephalon, Pons und Medulla oblongata werden gemeinsam als Truncus Encephali (Hirnstamm) bezeichnet und gehen nahtlos in das Rückenmark über. (Schünke u. a., 2009).

Das Großhirn gliedert sich wiederum in vier verschiedene Lappen: Frontallappen, Parietallappen, Temporallappen und Okzipitallappen. Die Hirnwindungen (Gyri) kennzeichnen die Oberfläche des Gehirns. Diese Windungen sind bei jedem Menschen unterschiedlich. Die beiden Hemisphären (Hirnhälften) werden durch die Fissura longitudinalis cerebri getrennt. Abbildung 2.7 zeigt das Gehirn von unten. Hier sind die beiden Hirnhälften und der Hirnstamm sehr gut erkennbar. (Schünke u. a., 2009)

Der Wasseranteil des Gehirns liegt bei der weißen Hirnsubstanz bei ca. 70 % und bei der grauen bei 84 % (Kamke, Walcher, 1994).

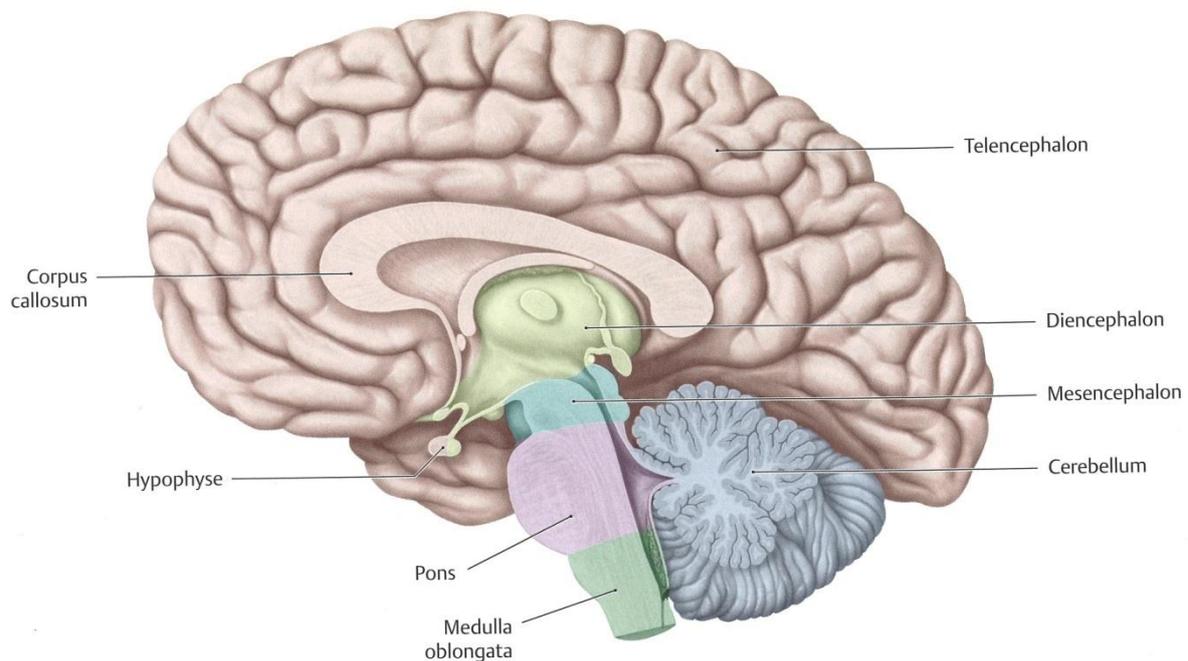
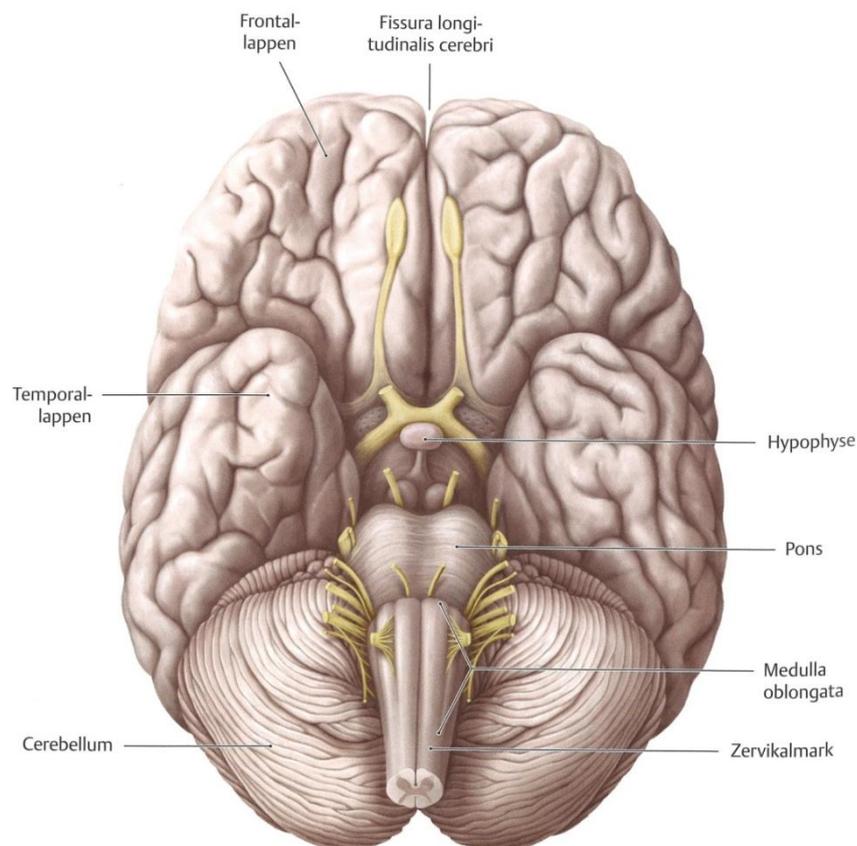


Abbildung 2.6: Abschnitte des Gehirns (Schünke u. a., 2009)



**Abbildung 2.7: Ansicht des Gehirns von unten (Schünke u. a., 2009)**

### 2.1.3 Cerebrospinal Fluid

Die Abbildung 2.8 zeigt einen Frontalschnitt durch das Schädeldach und zeigt die Verbindung der Hirnhäute mit dem Gehirn einerseits und der Schädelkalotte andererseits. Das Gehirn ist von drei Hirnhäuten umgeben: der Pia mater (weiche Hirnhaut), der Arachnoidea (Spinnwebshaut) und der Dura Mater (harte Hirnhaut). Der Raum zwischen Dura Mater und Arachnoidea wird als Subdural Raum bezeichnet und jener zwischen Arachnoidea und Pia Mater als Subarachnoidalraum. Dieser mit Cerebrospinal Fluid (CSF) gefüllte Raum ist in Abbildung 2.9 genauer dargestellt. In Summe befinden sich bei Erwachsenen in etwa 150 ml CSF in den Liquorräumen. Davon sind 80 % im Subarachnoidalraum, der auch als äußerer Liquorraum bezeichnet wird, und 20 % in den Ventrikeln (innerer Liquorraum). Es wird im Plexus choroideus (Adergeflecht) gebildet, von dem in allen vier Hirnventrikeln (CSF gefüllte Hohlräume des Gehirns) Anteile vorhanden sind. Pro Tag müssen ca. 500 ml des Fluids erzeugt werden, da es täglich 2-4 Mal komplett ausgetauscht wird.

Das Cerebrospinal Fluid wird auch als Liquor Cerebrospinalis oder Gehirn-Rückenmarks-Flüssigkeit bezeichnet. (Schünke u. a., 2009)

Der mittlere intrakranielle Druck ist abhängig von der körperlichen Aktivität, Belastung aber auch vom Gesundheitszustand. Daneben schwankt der Druck durch den Herzschlag. Tabelle 2.1 gibt einen kurzen Überblick über die Normwerte (1 mmHg = 0.00133 bar).

Wie viel Flüssigkeit das Hirn umgibt ist altersabhängig. Während bei CT Bildern von jungen gesunden Menschen kaum eine Flüssigkeitsschicht erkennbar ist, kann diese bei älteren oder erkrankten (Hirnatrophie) Patienten mehr als 5 mm betragen. (Pögl, 2012)

Der Bereiche der Hirnvenen, die aus dem Subarachnoidalraum heraustreten um in den Sinus sagittalis superior zu münden werden als Brückenvenen bezeichnet. In Abbildung 2.10 sind die Brückenvenen ersichtlich. (Schünke u. a., 2009)

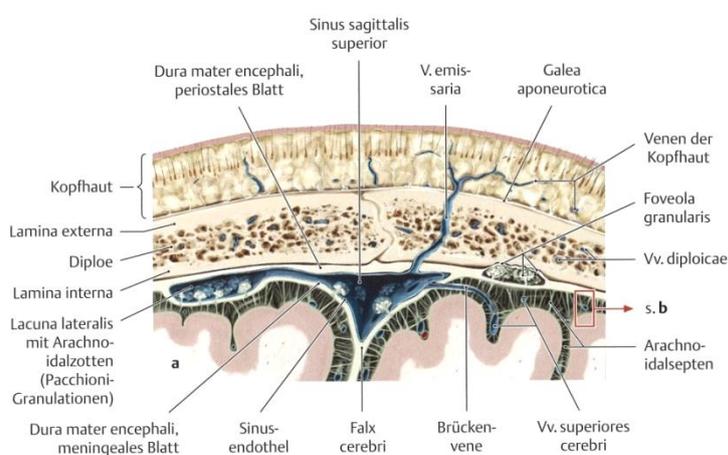


Abbildung 2.8: Frontalschnitt (Schünke u. a., 2009)

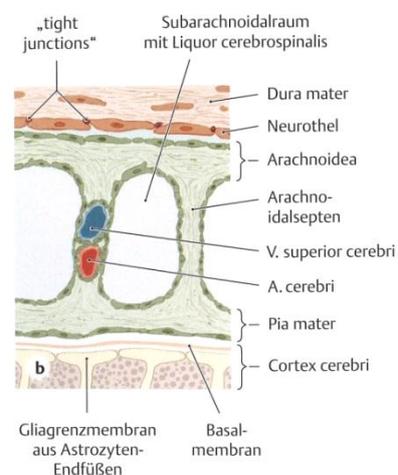
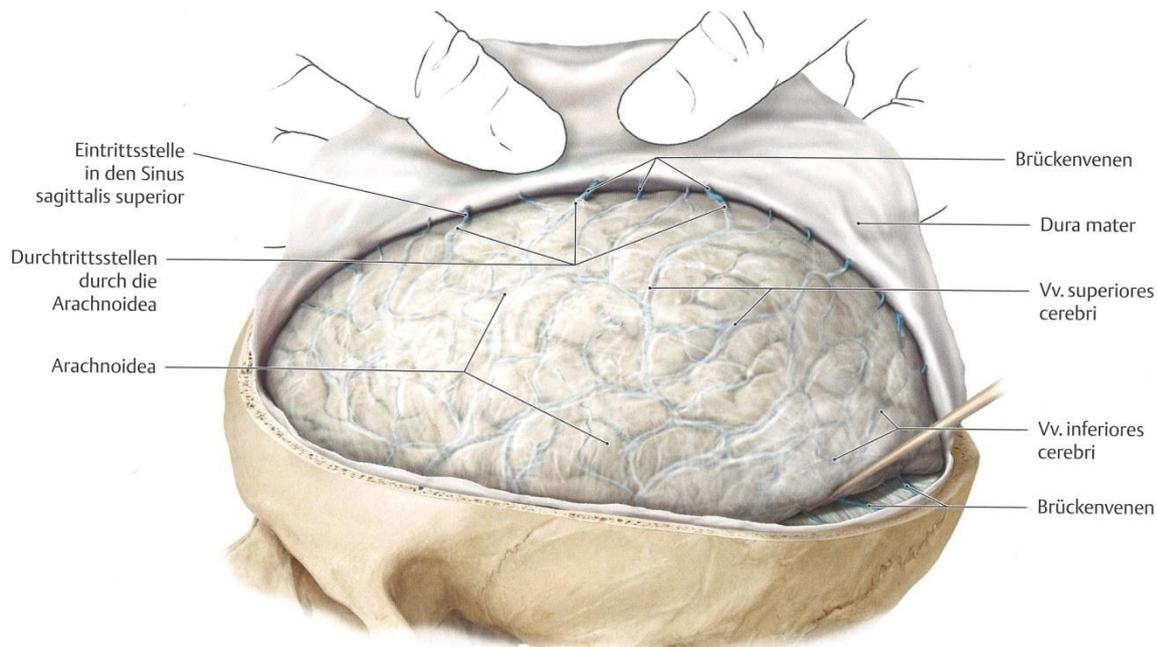


Abbildung 2.9: Subarachnoidalraum vergrößert (Schünke u. a., 2009)

Tabelle 2.1: Normwerte des intrakraniellen Drucks (Schwab u. a., 2008)

Aktivität	Säuglinge [mbar]	Erwachsene [mbar]
Liegend in Ruhe	8 ± 1	13 ± 7
Stehend in Ruhe	-7 ± 7	-7 ± 7
Non-REM-Schlaf	9 ± 3	16 ± 7
REM-Schlaf	25 - 29	20 - 33
Husten, Niesen	27 - 53	40 - 147



**Abbildung 2.10: geöffneter Schädel mit teilweise abpräparierter Dura mater (Schünke u. a., 2009)**

### 2.2 Kopfverletzungen

Kopfverletzungen können unterschiedliche Ursachen haben. Sie werden zusammenfassend als Schädel Hirn Traumata (SHT) bezeichnet.

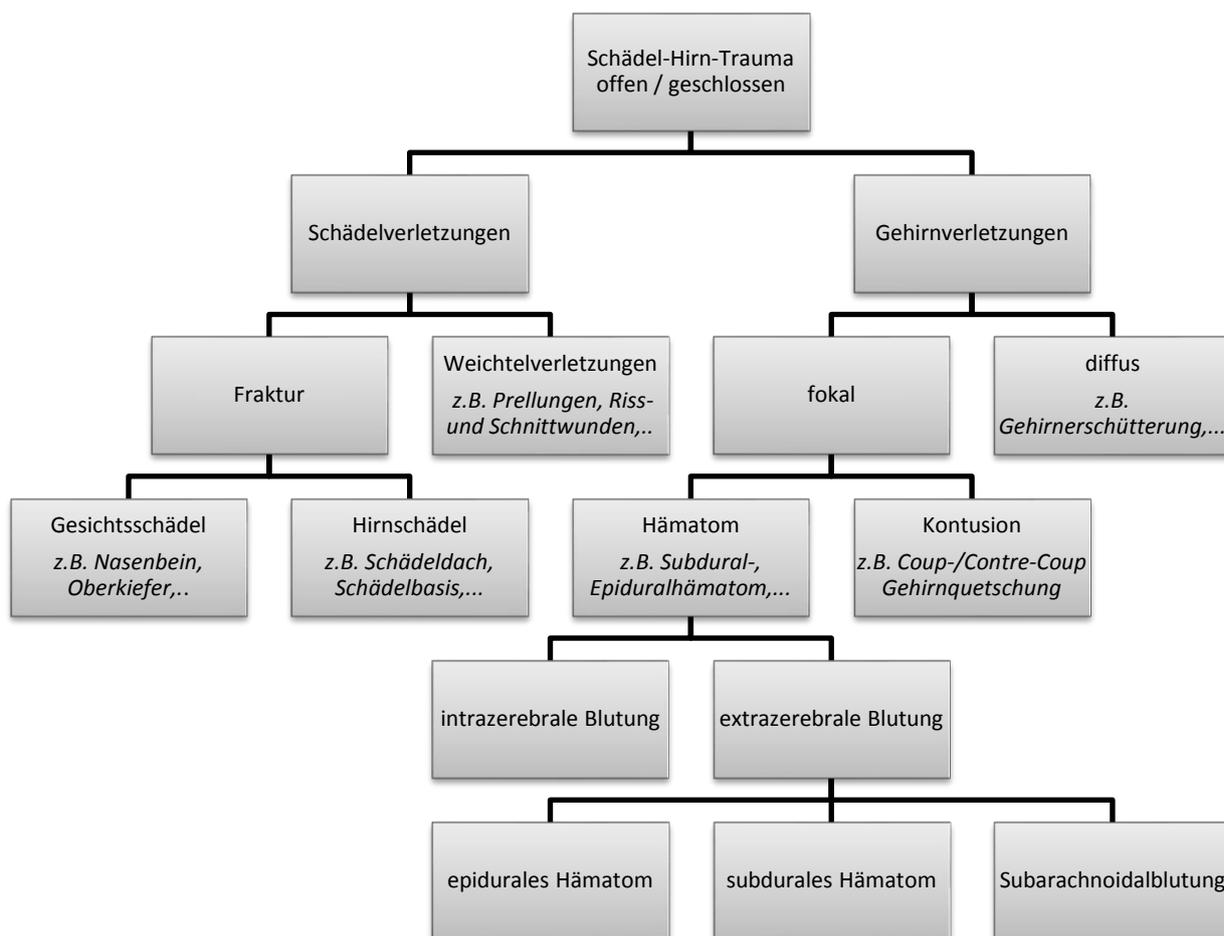
Am häufigsten treten Weichteilverletzungen auf. Dabei handelt es sich meist um Kontusionen (Prellungen/Quetschungen) oder Lacerationen (Risse), die als leichte Verletzungen klassifiziert werden und eher im Hintergrund stehen. Verletzungen des Gesichts gelten ebenfalls als leichte Verletzungen. (Schmitt u. a., 2010)

Einen groben Überblick über verschiedene Kopfverletzungen gibt Abbildung 2.11. (Schmitt u. a., 2010)

Grundsätzlich wird unterschieden, ob eine Verletzung der harten Hirnhaut besteht, oder nicht. Falls dies der Fall ist, spricht man von einem „offenen“ SHT, falls nicht von einem „geschlossenen“. Eine offene Hirnverletzung bedeutet eine Verbindung von Gehirn und Außenwelt. Dies ist immer mit einem erhöhten Infektionsrisiko verbunden. (Schmitt u. a., 2010; Wallesch u. a., 2005)

Verletzungen des Gehirns werden in diffuse und fokale Verletzungen unterteilt. Unter fokalen Schäden versteht man solche, bei denen eine räumlich begrenzte Läsion vorliegt. Eine diffuse Schädigung hingegen bezeichnet Schädigungen, die das Gehirn als Ganzes betreffen. Diese entstehen meist bei Hochgeschwindigkeitstraumen und haben bei

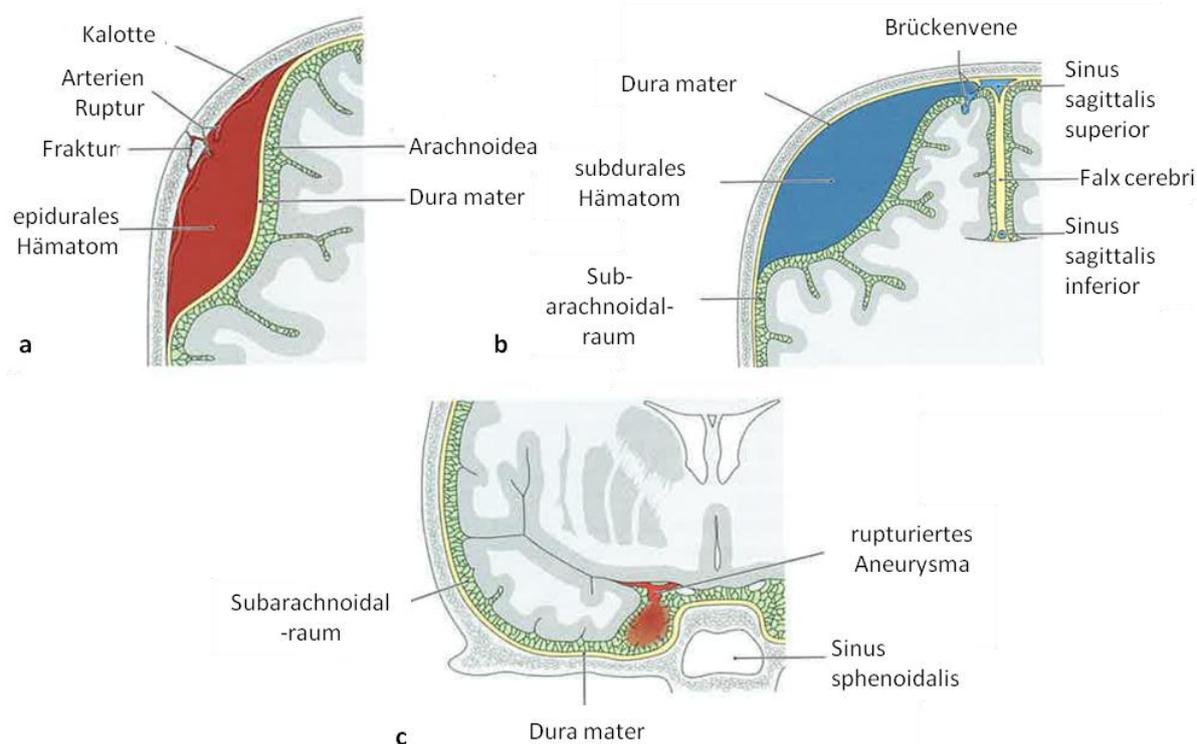
ausreichender Schwere einen sofortigen Bewusstseinsverlust zur Folge (Schmitt u. a., 2010; Wallesch u. a., 2005).



**Abbildung 2.11: Einteilung von SHT (basierend auf Schmitt u. a., 2010)**

Bei Hirnblutungen bzw. intrakranielle Blutungen unterscheidet man, ob es zur Einblutung in die Substanz des Gehirns selbst (Intrazerebrale Blutung) oder zwischen Schädel und Gehirn (extrazerebrale Blutung) kommt. In Abbildung 2.12 sind die unterschiedlichen Formen dieser „äußeren“ Hirnblutungen dargestellt. Sie werden nach Ihrer Lokalisation als a) epidurales Hämatom (oberhalb der Dura mater), b) subdurales Hämatom (unter der Dura mater) oder c) Subarachnoidalblutung (im Subarachnoidalraum) bezeichnet. (Schünke u. a., 2009)

## 2. Grundlagen



**Abbildung 2.12: extrazerebrale Blutungen: a) epidurales Hämatom, b) subdurales Hämatom, c) Subarachnoidalblutung (Schünke u. a., 2009)**

### 2.3 Verletzungsmechanismen

Es wird grundsätzlich zwischen Kontaktverletzungen und Beschleunigungsverletzungen unterschieden. (Schmitt u. a., 2010)

Ein direkter Aufprall des Kopfes an einem Gegenstand (oder umgekehrt) führt zu einer Verformung des Kopfes. Die Folge davon kann eine direkte Fraktur (in der Regel bedingt durch Biegung und oftmals nahe der Anprallstelle) oder eine indirekte Fraktur (Berstfraktur in Richtung des Vektors der einwirkenden Kraft) darstellen. Auch ohne Fraktur können fokale Gehirnverletzungen (Hämatome oder Kontusionen) und Verletzungen der Kopfhaut auftreten. (Schmitt u. a., 2010)

Ohne Kopfanprall wird der Kopf nur durch die, aus der Beschleunigung resultierenden, Trägheitskräfte belastet. Die Beschleunigung kann rotatorisch oder translatorisch sein. Es wird vermutet, dass Rotationsbeschleunigungen das Verletzungsrisiko wesentlich erhöhen, weil sie auch zu schweren, diffusen Gehirnverletzungen führen können. (King u. a., 2003)

Jede dynamische Belastung kann auch zu Relativbewegungen zwischen Schädel und Hirn führen. Dies kann oberflächliche Kontusionen des Gehirns und Rupturen der Brückenvenen

verursachen. Abbildung 2.13 gibt einen kurzen Überblick über mögliche Verletzungsmechanismen (Schmitt u. a., 2010)

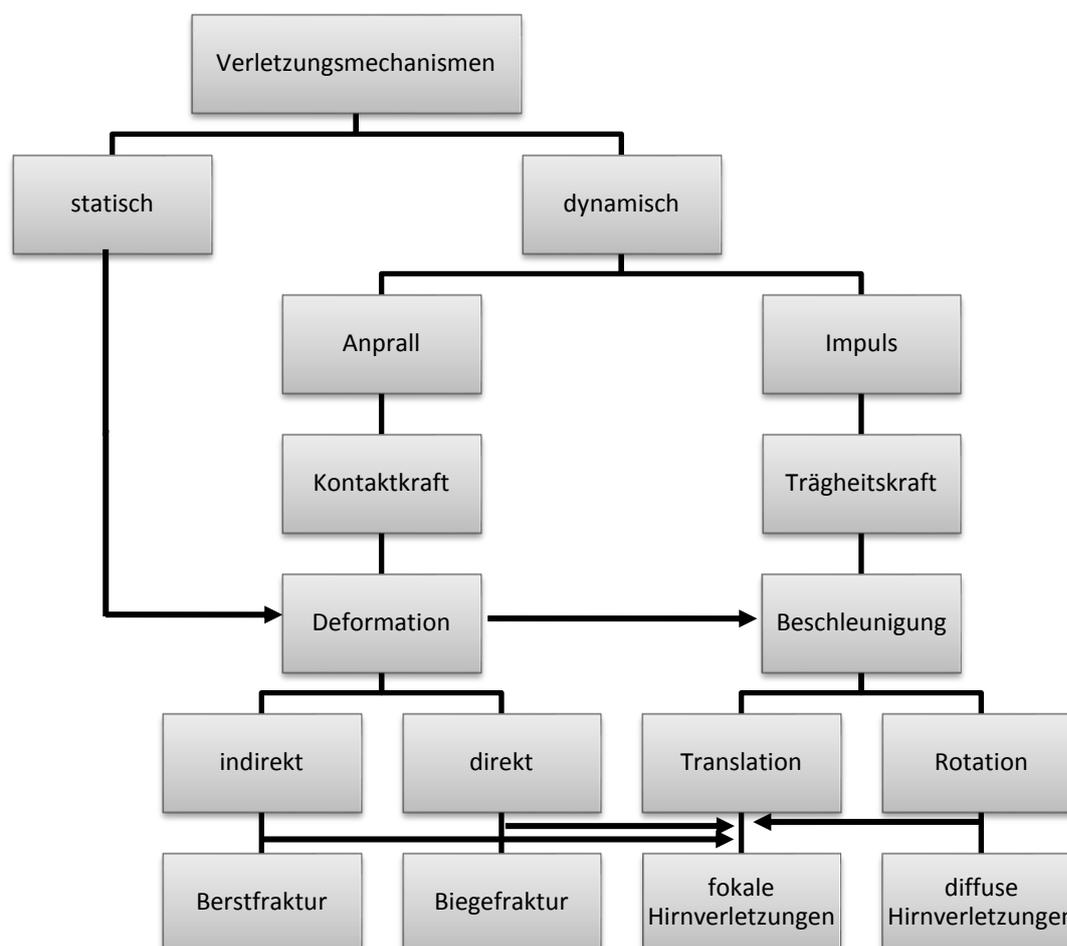


Abbildung 2.13: Verletzungsmechanismen (Schmitt u. a., 2010)

Im Laufe der Geschichte gab es mehrere Theorien zu den detaillierten Verletzungsmechanismen. Es gibt zu diesem Thema eine sehr große Anzahl an Veröffentlichungen, deren vollständiges Aufzählen im Rahmen einer Diplomarbeit nicht möglich ist. Hardy (2007) gab in seiner Arbeit einen guten Überblick über die wichtigsten Theorien und den dazu durchgeführten Experimenten.

### 2.3.1 Unterdruck

Unterdruck entsteht auf der Contrecoup Seite während des Aufpralls. Auf der Coup Seite entsteht er erst, wenn sich der elastisch deformierte Schädel wieder zurück formt. Eine Theorie, warum Unterdruck zu Verletzungen führt ist das Auftreten von Kavitation: Durch den Kollaps von Gasbläschen kommt es zu Spannungen, die die Zugfestigkeit des

Hirngewebes überschreiten. Es ist allerdings umstritten, ob der auftretende Unterdruck wirklich ausreicht, um Kavitation hervorzurufen. (Hardy, 2007)

### **2.3.2 Überdruck**

Es wird davon ausgegangen, dass ein zu großer Druck zu Verletzungen des Hirns führt. Dies tritt wahrscheinlich als Coup Verletzung beim Schlag auf den Kopf auf. (Hardy, 2007)

Yanagida (1989) untersuchte mit einem einfachen, wassergefüllten Kopfmodell den Unterschied des auftretenden Drucks zwischen einem fallendem Kopf und einem Schlag auf den Kopf. Er kam zu dem Ergebnis, dass der negative Druck auf der Contrecoup Seite beim Fallen länger und mit einer größeren Amplitude auftritt, als beim Schlag mit der gleichen gemessenen Beschleunigung. Der intrakranielle Druck auf der Coup Seite war bei beiden Versuchen ungefähr gleich groß. (Yanagida u. a., 1989)

### **2.3.3 Druckgradient**

Dieser Verletzungsmechanismus ist die populärste Erklärung für Gehirnverletzungen. Das Auftreten von Druckgradienten führt zu Schubdehnungen, welche lokale Deformationen des Gehirns verursachen. Vermutlich führt der Widerstand der knöchernen Struktur gegen die Verformung hierbei besonders im Bereich des Übergangs zum Rückenmark zu den größten Schäden. (Hardy, 2007)

### **2.3.4 Rotation**

Hirn-Verletzungen, die auf den intrakraniellen Druck zurückzuführen sind, sind die Folge von linearen Beschleunigungen. Vertreter des Konzepts von Rotationsverletzungen behaupten, dass der Einfluss der linearen Beschleunigung im Vergleich zu Rotationsbeschleunigungen viel geringer ist. Es wird davon ausgegangen, dass die Schubspannungen in erster Linie daraus entstehen, dass das Hirn in seiner Beweglichkeit eingeschränkt ist und im Schädel nicht frei rotieren kann. (Hardy, 2007)

Außerdem kommt es durch die Relativbewegungen zu einer starken Dehnung der Brückenvenen, die schließlich reißen und zu subduralen Blutungen führen. (Schünke u. a., 2009)

Reale Verletzungssituationen entstehen immer aus einer Kombination von Rotations- und Translationsbeschleunigungen. Deshalb sind neue Theorien meist eine Kombination dieser Thesen. (King u. a., 2003)

## 2.4 Verletzungskriterien

Der am häufigsten gemessene Eingangs-Parameter für Beurteilung des Kopfverletzungsrisikos ist die Beschleunigung. An der Wayne State University wurde die Wayne State Toleranz Kurve (Gurdjian u. a., 1953, 1966; Lissner u. a., 1960) entwickelt. Sie wurde aus Versuchen mit Leichen, Freiwilligen und Tieren ermittelt und besagt, dass der Kopf für kurze Zeit auch sehr hohe Beschleunigung ausgesetzt werden kann, ohne dass es zu schweren Verletzungen kommt. Je länger die Beschleunigung auf den Kopf wirkt, umso niedriger ist der Grenzwert, der zu Verletzungen führt (Abbildung 2.14).

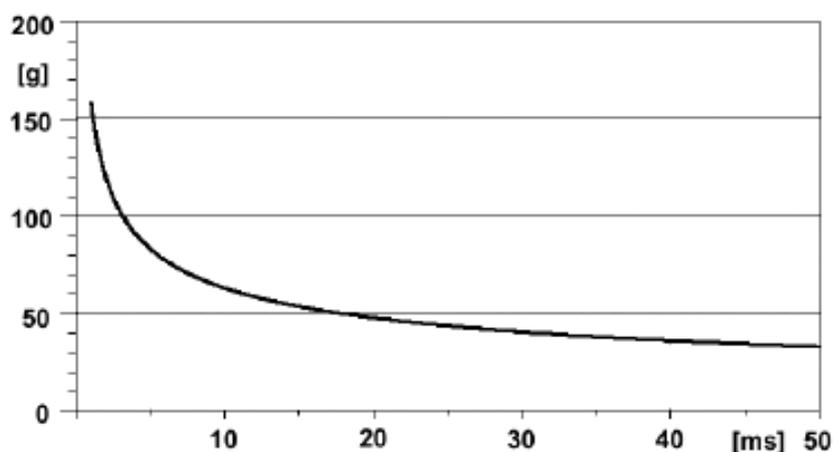


Abbildung 2.14: Wayne State Tolerance Curve (Krabbel, 1998; in Schmitt u. a., 2010)

### 2.4.1 Head Injury Criterion (HIC)

Versace (1971) entwickelte aus der WSTC das Head Injury Criterion (HIC). Die Berechnung des HIC erfolgt laut Formel 2.1. Es wird hier zwischen HIC<sub>15</sub> und HIC<sub>36</sub> unterschieden, in Abhängigkeit des maximal betrachteten Zeitfensters (15 bzw. 36ms) (Bronzino, 2000).

Der HIC<sub>36</sub> kommt dort zur Anwendung, wo die maximalen Beschleunigungen relativ gering sind, aber für längere Zeitdauer wirken – z.B. Aufprall auf einen Airbag.

Formel 2.1: HIC (MDVFS, 2008)

$$HIC = (t_2 - t_1) \cdot \max \left[ (t_2 - t_1)^{-1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5}$$

$$a = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}$$

Wenn logarithmisch skaliert, ergibt sich, wie in Abbildung 2.15 ersichtlich, ein linearer Zusammenhang zwischen dem HIC und dem Risiko eine lebensbedrohliche Kopfverletzung zu erleiden. Bei einem  $HIC_{15}$  von 1000 würden etwa 16 % der Bevölkerung eine schwere oder tödliche Kopfverletzung davontragen. (Bronzino, 2000)

Das HIC ist das am häufigsten verwendete Verletzungskriterium. Es ist ein Beurteilungskriterium in den verschiedenen legislativen und normativen Tests in der Fahrzeugsicherheit (z.B. FMVSS 208, EuroNCAP, ECE R22,...). Es hat jedoch auch viele Kritiker, da es keine Winkelbeschleunigungen berücksichtigt, die ebenfalls zu schweren Verletzungen führen können. (Schmitt u. a., 2010)

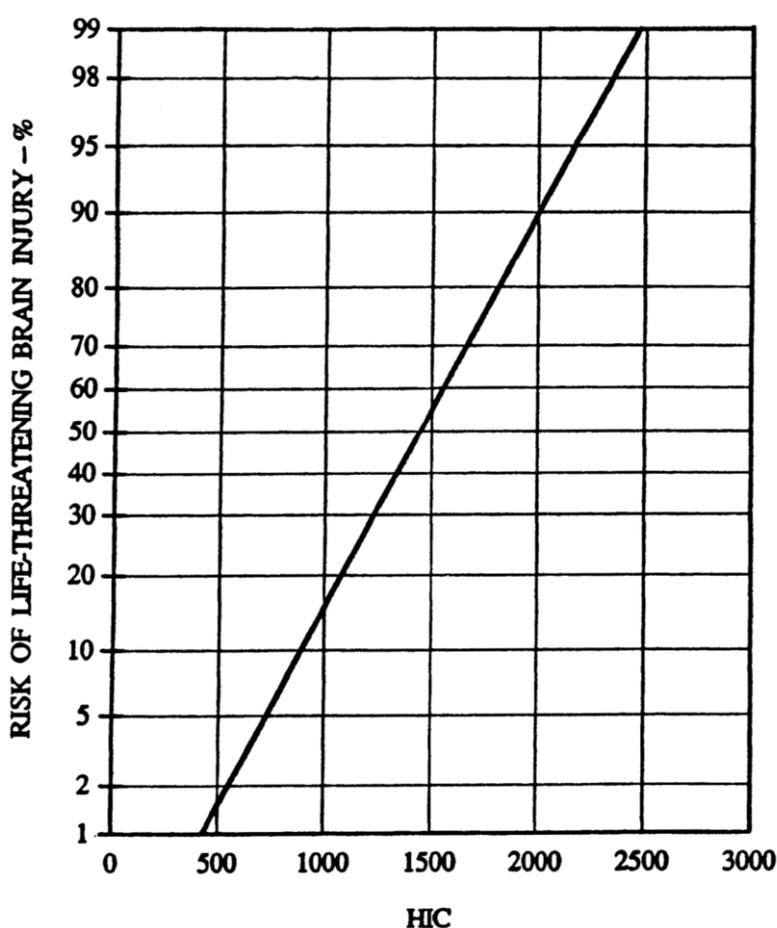


Abbildung 2.15: Verletzungsrisiko abhängig vom HIC (Prasad, Mertz, 1985)

### 2.4.2 Performance Criterion HIC(d)

In der FMVSS 201 ist die Berechnung des gewichteten  $HIC_{36}$  für Versuche mit frei fliegendem Kopfpimpaktor (FMH= free motion head) vorgeschrieben. Dieses Kriterium wird als HIC(d) bezeichnet und dient der Umrechnung von dem frei fliegenden Kopfpimpaktor auf einen anthropomorphen Dummy.

Formel 2.2: HIC(d) (MDVFS, 2008)

$$HIC(d) = 0.75446 \cdot HIC_{36} + 166.4$$

### 2.4.3 Head Performance Criterion (HPC)

Ein weiteres Verletzungskriterium ist das Head Performance Criterion (HPC). Dieses wird auf dieselbe Weise wie das HIC berechnet. Wenn kein Kopfkontakt stattfindet gilt das Kriterium als erfüllt. Falls es zum Kontakt kommt wird in dieser Zeit der maximale  $HIC_{36}$  berechnet. Die Berechnung wird in der ECE R94 und R95 vorgeschrieben. (Schmitt u. a., 2010)

### 2.4.4 Head Contact Duration (HCD)

Der HCD Wert ist der maximale HIC aus allen Kopfkontaktintervallen. Die Kontaktintervalle werden hierbei durch das Überschreiten eines Schwellenwerts der resultierende Kontaktkraft  $F$  aus der Kopfbeschleunigung  $a_i$ , der Nackenkraft  $F_i$  und der Masse des Kopfes  $m$  berechnet. Diese wird laut Formel 2.3 berechnet. (MDVFS, 2008)

Formel 2.3: resultierende Kontaktkraft (MDVFS, 2008)

$$F = \sqrt{(m \cdot a_x - F_x)^2 + (m \cdot a_y - F_y)^2 + (m \cdot a_z - F_z)^2}$$

### 2.4.5 3 ms Kriterium ( $a_{3ms}$ )

Dieses Kriterium basiert ebenfalls auf der WSTC und ist als die Beschleunigung definiert, die für eine Dauer von 3 ms auf den Kopf wirkt. Diese sollt 80 g nicht überschreiten Das Kriterium ist in der ECE R21 und R25 sowie in der FMVSS 201 und 208 enthalten. Für Helm-Tests wird eine modifizierte Version, der  $a_{5ms}$  mit einer verlängerten Wirkdauer von 5 ms verwendet. (Schmitt u. a., 2010)

### 2.4.6 Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold (GAMBIT)

GAMBIT ist der Versuch von Newman (1986) ein Verletzungskriterium zu finden, in das nicht nur Translations-, sondern auch Rotationsbeschleunigungen einfließen. Die Berechnung erfolgt nach Formel 2.4.

**Formel 2.4: GAMBIT (Newman, 1986)**

$$GAMBIT = \left[ \left( \frac{a(t)}{a_c} \right)^n + \left( \frac{\dot{\varphi}(t)^m}{\dot{\varphi}_c} \right)^{\frac{1}{k}} \right]$$

Wobei  $a(t)$  und  $\dot{\varphi}$  für die lineare bzw. rotatorische Beschleunigung stehen. Für die Beschleunigungen mit Index  $c$  werden die kritischen Werte verwendet. Die Variablen  $n$ ,  $m$  und  $k$  stehen für Konstanten. Diese werden experimentell bestimmt. Das Kriterium konnte bis heute noch nicht validiert werden und wurde bisher auch in keine Richtlinie integriert. (Schmitt u. a., 2010)

### 2.4.7 Head Impact Power (HIP)

Das von Newman u.a. (2000) publizierte Verletzungskriterium HIP basiert auf der Änderung der kinetischen Energie beim Aufprall.

**Formel 2.5: Head Impact Power (Newman u. a., 2000)**

$$Power = P = \sum m \cdot \bar{a} \cdot \bar{v} + \sum I \cdot \bar{\alpha} \cdot \bar{\omega}$$

Die kinetische Energie wird laut Formel 2.5 aus der Masse  $m$ , dem Massenträgheitsmoment  $I$ , den Geschwindigkeiten  $\bar{v}$  (linear) bzw.  $\bar{\omega}$  (rotatorisch) und den Beschleunigungen  $\bar{a}$  (linear) und  $\bar{\alpha}$  (rotatorisch) berechnet. Durch Einsetzen der Masse und des Trägheitsmoments des menschlichen Kopfes wird daraus die HIP. (Newman u. a., 2000)

### 2.4.8 Evaluierung von Verletzungskriterien

Es gibt eine Vielzahl an Untersuchungen, die sich mit der Aussagekraft von Verletzungskriterien beschäftigen. Aufgrund der Schwierigkeit, ein allgemein gültiges Verletzungskriterium zu finden, gewinnen FE-Modelle des Kopfes immer mehr an Bedeutung. In den Modellen können aus gegebenen Eingangsgrößen, wie Beschleunigungen und Belastungsrichtung, die Reaktionsgrößen, wie Druck, Dehnung, Dehnungsrate und Relativbewegung, ermittelt werden.

Das Auswerten der lokalen Reaktionen des Gehirns bietet eine viel bessere Aussagekraft über das Verletzungsrisiko, als die alleinige Auswertung der globalen Eingangsgrößen. (King u. a., 2003).

Greenwald u.a. (2008) sammelten Daten von insgesamt 449 Footballspielern. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass eine Messgröße alleine, wie die lineare Beschleunigung, keine

ausreichende Aussage über das Verletzungsrisiko bietet. Sie schlugen eine Größe vor, die sich aus linearer Beschleunigung, Winkelbeschleunigung, Aufschlagdauer, und Aufschlagstelle zusammensetzt, um leichte SHT vorherzusagen. (Greenwald u. a., 2008)

Kleiven (2006b) verglich Daten aus verschiedenen Experimenten, ein FE Modell und Verletzungskriterien. Er kam zu dem Ergebnis, dass für reine Rotationsbelastungen die Änderung der Winkelgeschwindigkeit am besten mit den Zugdehnungen im FE Modell korreliert, während für rein lineare Beschleunigungen HIC und HIP den besten Zusammenhang liefern. Bei Verletzungskriterien wie dem HIP oder der Änderung der maximalen Winkelgeschwindigkeit fehlt eine Skalierung bezogen auf die Belastungsrichtung. (Kleiven, 2006b)

### **2.5 Mechanisches Verhalten des Kopfes**

Seit mehreren Jahrzehnten werden immer wieder verschiedenste Experimente durchgeführt, um einen besseren Einblick in die Mechanik des Kopfes zu erlangen. Deformation und Bewegung des Gehirns bei Einwirken von Beschleunigungen wurden im Laufe der Zeit mit verschiedensten Techniken bei Tieren, Freiwilligen und Leichen gemessen. (Hardy u. a., 2007)

#### **2.5.1 Versuche mit Tieren**

Tierversuche haben in den vergangenen Jahren einen wesentlichen Beitrag zum besseren Verständnis von SHT geleistet. Sie ermöglichen das Beobachten im lebenden Organismus, auch bei großen Belastungen. Durch eine anschließende Obduktion können die dabei aufgetretenen Verletzungen genau bestimmt werden. Aufgrund von Tierschutzgesetzen haben sich die Versuchsaufbauten im Laufe der Jahre stark gewandelt.

Pudenz und Shelden (1946) haben eine der ersten Versuchsreihen dieser Art durchgeführt. Sie ersetzten einen Teil der Schädeldecke von Makaken durch eine durchsichtige Kunststoffkappe, um die Bewegungen des Hirns während des Aufschlags zu beobachten. In diesem Experiment konnte beobachtet werden, dass unabhängig von der Stelle des Aufpralls, die Bewegungen des Gehirns im Bereich des Hinterkopfes immer maximal sind, während jene im Bereich des Vorderkopfes minimal waren. Sie führten dieses Phänomen auf die Begrenzung durch die vordere Schädelgrube (Fossa cranii anterior) zurück. Beim Aufschlag in sagittaler Ebene wurde im Gegensatz zu jenem in frontaler Ebene beobachtet, dass die Rotationsbewegung des Gehirns verzögert zur Bewegung des Schädels auftrat. Dies wurde auf die Begrenzung durch den Falx cerebri zurückgeführt. Bei fixiertem Kopf tauchten

minimale Contrecoup Verletzungen auf, während es bei den Versuchen mit frei beweglichem Kopf zu ausgeprägten Läsionen kam. (Hardy, 2007)

Gosch u. a. (1969) implantierten Rhesus Affen ebenfalls eine durchsichtige Schädeldecke. Ergänzt wurde das Experiment durch die Überwachung der Hirnaktivität mittels EEG. Kleine Deformationen gingen mit Gehirnerschütterungen einher, während Relativbewegungen zwischen Gehirn und Schädel zu Prellungen führten. (Hardy, 2007)

Hodgson und Gurdijan (1966) verwendeten Röntgengeräte für die Beobachtung der Hirnbewegung in ihren Experimenten. Mit Hilfe von intravaskulär initiiertem Kontrastmittel und „Blei-Markern“ konnten die Bewegungen des Hirns in den Schädeln von Hunden beobachtet werden. Dabei konnte beobachtet werden, dass die Marker am Ende wieder zu ihrer ursprünglichen Position zurückgekehrt sind. Deshalb wurde vermutet, dass die Deformation des Hirns elastisch ist. Bei diesen Experimenten wurde allerdings der Dichteunterschied der Marker nicht beachtet. (Hardy, 2007)

Shatsky u. a. (1974) verwendeten ebenfalls Röntgengeräte, um Kopfverletzungen bei Primaten zu untersuchen. Hier konnten hochfrequente Bewegungen im Bereich von 2-3 mm der Blutgefäße am Beginn des Aufpralls, die anschließend in niederfrequente Bewegungen übergingen, beobachtet werden. Außerdem konnten hochfrequenten Schwingungen und niederfrequente Bewegungen des ventrikulären Systems festgestellt werden. Für temporoparietale Schläge wurden auf Basis der Veränderung des Abstands zwischen der Mittellinie der Arteria cerebri anterior (einer der beiden Äste der Arteria carotis interna - verläuft auf der Unterseite des Frontallappens in der Nähe der in Abbildung 2.7 dargestellten Fissura longitudinalis Cerberi) und dem Schädel Dehnungen ermittelt ( $0.086 \pm 0.019$ ) (Hardy, 2007)

Miller u. a. (1998) führten zur Validierung von numerischen Modellen Versuche mit Miniaturschweinen durch. Durch Winkelbeschleunigung in der axialen Ebene (Längsebene) konnten bei den Tieren schwere diffuse Verletzungen beobachtet werden. Der Vergleich zweier FE-Modelle mit den Versuchen brachte wichtige Erkenntnisse für die Modellierung: Die Reaktion des Gehirns ist direkt von der Art abhängig, wie die Relativbewegung zwischen Großhirnrinde und Dura Mater definiert ist. Es wurden mit den Modellen bessere Ergebnisse erreicht, wenn der Subarachnoidalraum als Schnittstelle mit reibungsbehaftetem Gleiten beschrieben wurde, als wenn das CSF als inkompressible Flüssigkeit mit niedrigem Schubmodul modelliert wurde. (Miller u. a., 1998)

Bayly u.a. (2005) untersuchten Dehnungen des Gehirns bei lebenden Ratten, deren Kopf 1 bzw. 2 mm mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten (0.17 m/s und 0.34 m/s) eingedrückt

wurden, mit Hilfe von Magnet-Resonanz-Tomographie. Der Schlag auf den Kopf wurde 64 oder 128 Mal wiederholt, um genügend Bilder für die Erstellung der Verzerrungstensoren in sagittaler und koronarer Ebene zu erhalten. Dabei kam es bei einer Eindrückung von 1 mm zu maximalen Dehnungen von 0.246 bei 6 Schlägen pro Sekunde (0.17 m/s). Bei Erhöhung der Eindrückung auf 2 mm wurden maximale Dehnungen von 0.416 bzw. 0.387 bei 6 bzw. 12 Schlägen pro Sekunde gemessen. (Bayly u. a., 2005)

### **2.5.2 Versuche mit Post-Mortem Human Surrogaten**

Versuche mit Leichenköpfen ermöglichen das Beobachten des Gehirns in den natürlichen anatomischen Gegebenheiten. Das Gehirn kann mit Sensoren und Targets versehen werden, um das mechanische Verhalten zu beobachten. Das Verletzungsmaß des Gehirns kann nach den Versuchen bei der Obduktion bestimmt werden. Allerdings gibt es Veränderungen im Verhalten des toten Gewebes im Vergleich zum lebenden. Bereits sechs Stunden nach dem Tod verändert sich das Hirngewebe und wird steifer. (Gefen, Margulies, 2004; Metz u. a., 1970)

Im Laufe der letzten 50 Jahre wurde eine Vielzahl an Versuchen dieser Art durchgeführt:

Nutsholtz u. a. (1984) verwendeten für ihre Experimente lebende und tote Rhesus Affen und Leichenköpfe. Als Ergebnis der Versuche wurden der große Einfluss der Verformung des Schädels und die Winkelbeschleunigung auf die daraus resultierenden Verletzungen erkannt. Trosseille u. a. (1992) implantierten Beschleunigungssensoren in die Köpfe von Leichen und führten Tests durch, um ein FE Model eines Kopfes zu validieren. Die Beschleunigungssensoren hatten jedoch eine andere Dichte als das sie umgebende Hirngewebe und zur Perfusion wurde Wasser verwendet. Hardy u. a. (1997) entwickelten sehr kleine dreidimensionale „Neutral Density Accelerometer“ (NDA). Diese wurden so entwickelt, dass sie ihre Position im Hirngewebe beim Aufprall möglichst beibehalten. Die Versuchsreihe ergab eine Relativbewegung des Hirns zum Schädel von 3-5 mm bei einem Aufprall mit niedriger Geschwindigkeit. Um die NDAs zu validieren wurden Hochgeschwindigkeits-Röntgengeräte verwendet. Dieses System wurde auch verwendet, um einen begrenzten Bereich mit 7 kleinen NDTs (Neutral Density Targets) abzubilden. Hardy u. a. (2001) setzten ihre Tests mit Hochgeschwindigkeitsröntgen und neutralen Dichte-Markern (NDTs) fort. King u. a. (2002) ergänzten diese Untersuchungen durch die Feststellung, dass die Bewegungen der Hirne eine Hauptachse der Deformation (MDA) haben und vom durchschnittlichen Drehzentrum (average instant centre (AIC) of rotation) abhängen. (Hardy, 2007)

Zou u. a. (2007) analysierten die von Hardy u. a. (2001) ermittelten Daten und unterteilten die Bewegung des Gehirns in zwei Phasen: die starre Bewegung und die Deformation des Gehirns. Das Ergebnis zeigte, dass beim Aufprall mit geringer Schwere der größte Anteil der Verschiebung durch starre Bewegung entsteht. Beim schweren Aufprall verformt sich das Gehirn hauptsächlich und die starre Bewegung ist stark begrenzt. (Zou u. a., 2007)

Versuche mit menschlichen Leichen sind wichtig für die Ermittlung von Materialparametern, welche wesentlich sind für die Erstellung von numerischen Modellen. Yoganandan u.a. (1995) führten Experimente zur Biomechanik von Schädelbrüchen durch. Dazu wurden die Schädel quasistatisch oder dynamisch mit einer durchschnittlichen Kraft von 6.4 kN belastet. Danach wurden die Schädel mit Röntgen- und CT-Bildern auf Brüche untersucht. Die Ergebnisse der Untersuchung waren Kraft-Weg- Diagramme mit zugeordneter Pathologie.

### **2.5.2.1 Versuche von Nahum**

Nahum (1977) untersuchte als erster den intrakraniellen Druck in vollständigen Leichenköpfen. Vorangegangene Tests wurden nur mit künstlich versiegelten Schädeln, die mit einer Ersatzflüssigkeit aufgefüllt wurden, durchgeführt.

Die Leichen wurden in eine Sitzposition gebracht. Ein Impaktor schlug auf den Vorderkopf in der Medianebene in anterior posterior Richtung. Es wurden zwei Serien von Experimenten durchgeführt: In der ersten Serie wurden unterschiedliche Versuche an unterschiedlichen Versuchsobjekten durchgeführt. In der zweiten Serie wurden an einer Leiche unterschiedliche Tests durchgeführt, um den Einfluss durch eventuelle anatomische Unterschiede der einzelnen Proben festzustellen. Der Druck wurde auf zwei verschiedene Arten gemessen: Drucksensoren wurden einerseits direkt unter der Schädeldecke angebracht und andererseits in die Arteria Carotis Interna eingeführt. Die gemessenen Kopfbeschleunigungen waren im Bereich von  $1520 \text{ m/s}^2$  bis  $3900 \text{ m/s}^2$ . Der größte positive Druck wurde auf der Aufprallseite gemessen und betrug ca. 5 bar (bei  $5390 \text{ m/s}^2$ ). Der größte negative Druck mit  $-0.9 \text{ bar}$  (bei  $4290 \text{ m/s}^2$ ) wurde genau gegenüber - im Bereich der Fossa cranii posterior (hintere Schädelgrube) gemessen. Die Verteilung der gemessenen Maximaldrücke über die Kopfbeschleunigung war annähernd linear. Abbildung 2.16 zeigt diesen Verlauf an den verschiedenen Messstellen. (Nahum u. a., 1977)

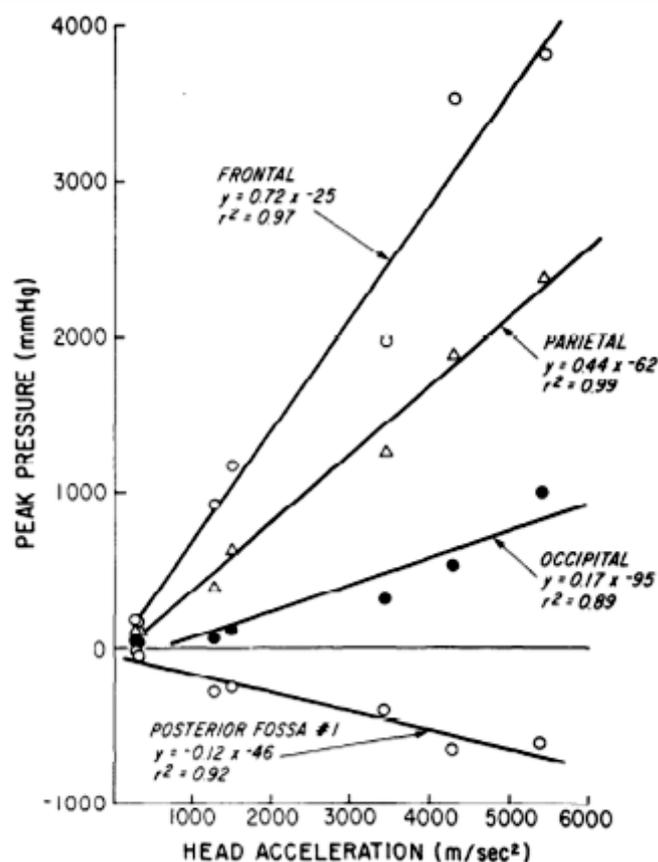


Abbildung 2.16: Regressionsanalyse der Beziehung zwischen Spitzendruck und Kopfbeschleunigung (Nahum u. a., 1977)

### 2.5.2.2 Versuche von Hardy

Hardy (2007) beschäftigte sich in seiner Arbeit mit der Frage: „Was geschieht bei einem Schlag auf den Kopf?“. Er befasste sich schon 1986 mit dieser Fragestellung, aber durch die begrenzten technischen Möglichkeiten, waren die Ergebnisse für ihn nicht befriedigend. In der Zwischenzeit hatte sich die Bildverarbeitung stark weiterentwickelt. Hochgeschwindigkeitsröntgenaufnahmen wurden möglich. Hardy entwickelte NDTs und NDAs um genauere Ergebnisse zu erhalten. Auch die „tracking“ Software, zur Verfolgung von Targets in Videos, wurde im Laufe der Jahre besser. Im Jahr 2001 war die Technik schließlich so ausgereift, dass Hardy Versuche mit diesen neuen Technologien startete. Zwei Jahre später startete er eine weitere Versuchsreihe mit einer besseren Kamertechnik. Die Ergebnisse aller Untersuchungen zwischen 2001 und 2007 fasste er schließlich 2007 in seiner Dissertation zusammen. (Hardy, 2007)

Hardy verwendete Leichenköpfe mit Hals. Bei seinen Experimenten wurden die Relativbewegung, die Belastung und der intrakranielle Druck gemessen. Es wurden 16 Köpfe

für insgesamt 62 Tests verwendet. Das Durchschnittsalter betrug 81 Jahre, die durchschnittliche Größe 168 cm und die Masse 73 kg. Der Raum zwischen Gehirn und Schädel wurde mit ACSF (artificial cerebrospinal fluid) aufgefüllt. Zum Vermeiden von Luftblasen in der Flüssigkeit wurde ein Perfusions-System mit einer Pumpe verwendet, dass für einen Druck von 10 kPa im Subarachnoidalraum sorgte. Der Großteil der Köpfe wurde mit einer pneumatischen Vorrichtung beschleunigt und anschließend durch den Aufprall auf ein Hindernis aus Acryl abgebremst ( $a_{\max}=569 \text{ g}$ ,  $\omega_{\max}=31527 \text{ rad/s}^2$ ). Der andere Teil der Köpfe wurde fixiert und mit einem Impaktor geschlagen ( $a_{\max}=28 \text{ g}$ ,  $\omega_{\max}=2605 \text{ rad/s}^2$ ). Die Köpfe wurden mit zwei unterschiedlichen Belastungsarten beaufschlagt: entweder „aligned“, mit dem Ziel hauptsächlich translatorische Beschleunigung (Aufschlag nahe dem Schwerpunkt) oder „offset“, um große Rotationsbeschleunigungen (Aufschlag möglichst entfernt vom Schwerpunkt) zu beobachten. Die Hälfte der Tests wurde mit einem American Football Helm durchgeführt, die andere Hälfte ohne. (Hardy, 2007)

Die allgemeine Kinematik des Kopfes wurde mit Beschleunigungssensoren gemessen. Die Messung des intrakraniellen Drucks geschah mit zwei, in das Hirngewebe implantierten, Drucksensoren mit 3,2 mm Durchmesser gemessen. Die beiden Sensoren waren jeweils auf der Coup und auf der Contrecoup Seite angebracht. Die Beschleunigung im Gehirn wurde mit NDAs gemessen. Die Bewegung des Hirngewebes während des Aufschlags wurde mit NDT und Hochgeschwindigkeitsröntgenaufnahmen untersucht. (Hardy, 2007)

Der maximale gemessene Druck bei den Versuchen ohne Helm betrug 153 kPa. Der größte gemessene Contrecoup Druck betrug -163 kPa. Es zeigte sich ein annähernd linearer Zusammenhang zwischen Beschleunigung und Spitzendruck (Abbildung 2.17). Bei Versuchen mit einem Helm wurde ein niedrigerer, dafür länger anhaltender Druck gemessen. Die gemessene Relativbewegung des Hirns zum Schädel betrug  $\pm 5 \text{ mm}$ . Hier zeigte die Verwendung eines Helms keine Veränderung. Die Bewegung diskreter Punkte des Hirngewebes im Kopf zeigt ein Looping Muster. Die klassische Coup - Contrecoup Verteilung des Drucks während des Aufpralls war für Tests in der Median Ebene sichtbar. Es konnte keine Abhängigkeit des Drucks von der rotatorischen Beschleunigung nachgewiesen werden. Die größte gemessene Hauptnormaldehnung betrug 8.8 % und die größte Schubdehnung 8.9 %. (Hardy, 2007)

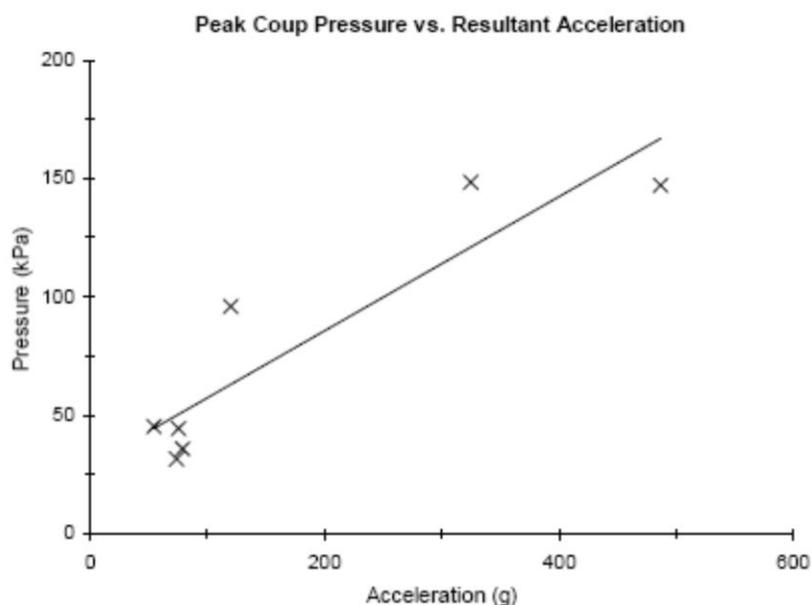


Abbildung 2.17: Verhältnis zwischen Druck an der Coup Seite und linearer resultierender Beschleunigung (Hardy, 2007)

### 2.5.3 Versuche mit Freiwilligen

Versuche mit Freiwilligen haben den Vorteil, dass es die realistischste Art der Untersuchung von Relativbewegungen und Dehnungen des Gehirns ist. An jungen, gesunden Menschen werden Versuche im Magnet-Resonanz-Tomographen durchgeführt und durch Auswertung der Bilder können mittels Referenzlinien Rückschlüsse auf die Reaktionen infolge mechanischer Belastungen gezogen werden.

Diese Art von Experimenten ist die jüngste, da sie erst durch die Entwicklung hochauflösender Magnet-Resonanz-Tomographie möglich geworden ist.

Ein großer Nachteil ist jedoch die begrenzte Belastbarkeit von Freiwilligen, sowie die begrenzten Möglichkeiten für Messungen (keine Druckmessung). Für dynamische Versuche ist eine große Anzahl an Wiederholungen notwendig, um ausreichend Daten zu erhalten. Während der Belastung kann immer nur ein Teil des Gehirns abgebildet werden, weshalb die Versuche teilweise über 100 Mal wiederholt werden müssen. Dennoch haben diese Untersuchungen zu wichtigen Ergebnissen für die Validierung von numerischen Modellen geführt.

#### 2.5.3.1 Versuche von Zhu u.a.

Zhu u.a. (2003) waren die ersten, die mit MR Bildern die Relativbewegung des Hirns zum Schädel untersuchten. Es handelte sich hierbei um eine statische Untersuchung. Die

Relativbewegung wurde zwischen mäßiger Extension und voller Flexion untersucht und lagen im Bereich von 1-2 mm. Abbildung 2.18 zeigt beide Positionen.

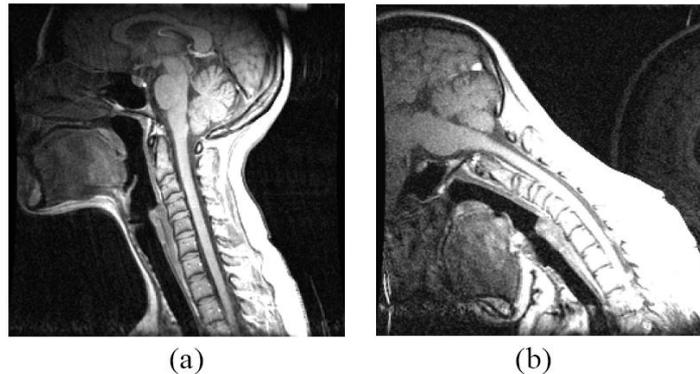


Abbildung 2.18: Mid-sagittal MR Bilder bei (a) mäßiger Extension und (b) voller Flexion (Zhu u. a., 2003)

### 2.5.3.2 Versuche von Ji

Ji u. a. (2004) untersuchten statisch an 14 Freiwilligen die Verschiebung des Gehirns bei voller Flexion, im Vergleich zu neutraler Position in Rücken- und Bauchlage. Durch den Vergleich der MR Bilder in Referenzposition zu jenen in gebeugter Position wurde die Verschiebung des Gehirns bestimmt. Das hierzu verwendete Messprinzip ist in Abbildung 2.19 dargestellt. Die ausgewertete Verschiebung der Pons Valorii beim Foramen Magnum war dabei in der Größenordnung von 2 mm. In Bauchlage verlagerte sich der Pons Richtung Foramen Magnum, allerdings betrug der Weg nur 70 % von dem, den das Hirn bei den Versuchen in Rückenlage zurücklegt. Dies ist darauf zurückzuführen, dass in Rückenlage die Einspannung durch das Rückenmark in die gleiche Richtung wie die Gravitation zieht, während die Kräfte in Bauchlage entgegengesetzt wirken. Die Ergebnisse der Arbeit zeigten, dass der Einfluss der Gravitation auf den Pons größer ist, als der Einfluss durch die Spannung des Rückenmarks. Deshalb wurde abschließend empfohlen bei FE Modellen den Übergang zwischen Schädel und Hirn gleitend zu gestalten. (Ji u. a., 2004)

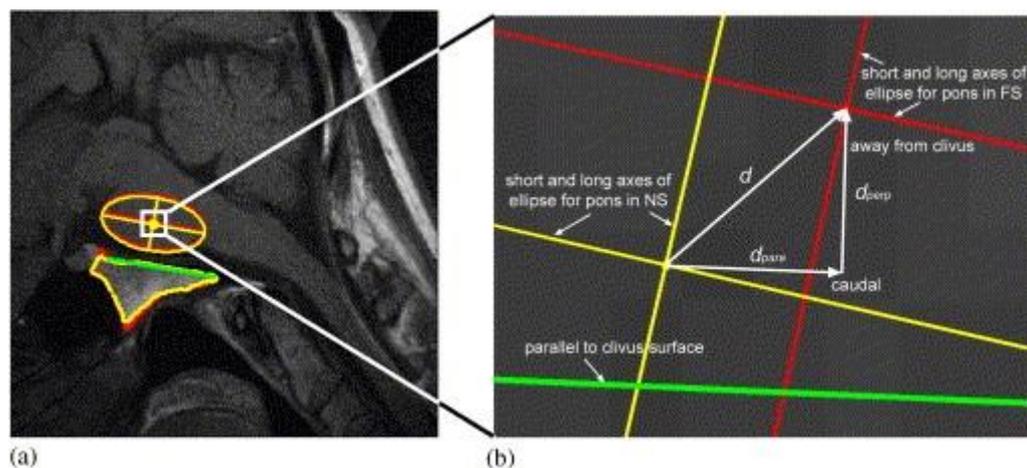


Abbildung 2.19: Vergleich der Grenzen des Pons (eingepasste Ellipse) zwischen Referenz und verschobenem Zustand (a) stark vergrößert (b) (Ji u. a., 2004)

### 2.5.3.3 Versuche von Bayly

Bayly u.a. (2005) untersuchten zum ersten Mal dynamische Bewegungen mittels MRT. Bei drei Freiwilligen (zwei Männer und eine Frau) wurden die Auswirkungen von geringen Beschleunigungen ( $20\text{-}30\text{ m/s}^2$ ) in sehr kurzer Zeit (40 ms) auf den Kopf mittels MR untersucht. Dazu wurde der Kopf 2 cm fallen gelassen und elastisch aufgefangen. Die schematische Bewegung ist in Abbildung 2.20 dargestellt. Die Pfeile zeigen die angenommene Bewegung des Schwerpunkts in beiden Ebenen. Die Bewegung wurde 72 Mal wiederholt, um genügend Daten zu erhalten und die Dehnungen auswerten zu können. Es wurde die HARP Methode verwendet, um die Bewegung einzelner Punkte entlang von „Tag“ Linien zu verfolgen. Daraus wurden die Lagrangeschen Dehnungstensoren gebildet, um die Spannungen zu ermitteln. Diese sind in Abbildung 2.21 in den verschiedenen Richtungen in sagittaler und Transversalebene dargestellt. Frontal wurde das Hirn zusammengedrückt, während es auf der Hinterseite gedehnt wurde. Die auftretenden Dehnungen waren bei diesen Versuchen im Bereich von 2-5 %. (Bayly u. a., 2005)

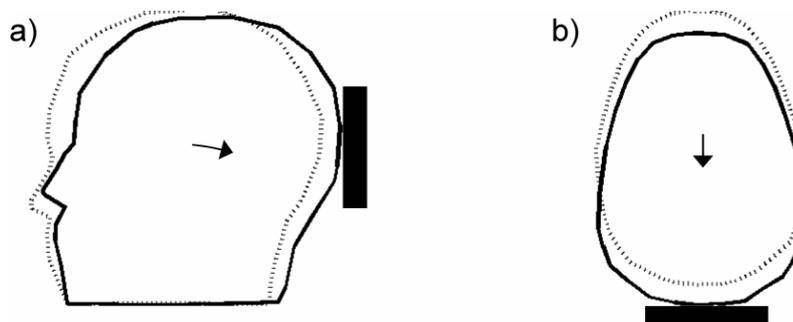


Abbildung 2.20: Schematische Darstellung der Bewegung in (a) sagittaler und (b) Transversalebene. (Bayly u. a., 2005)

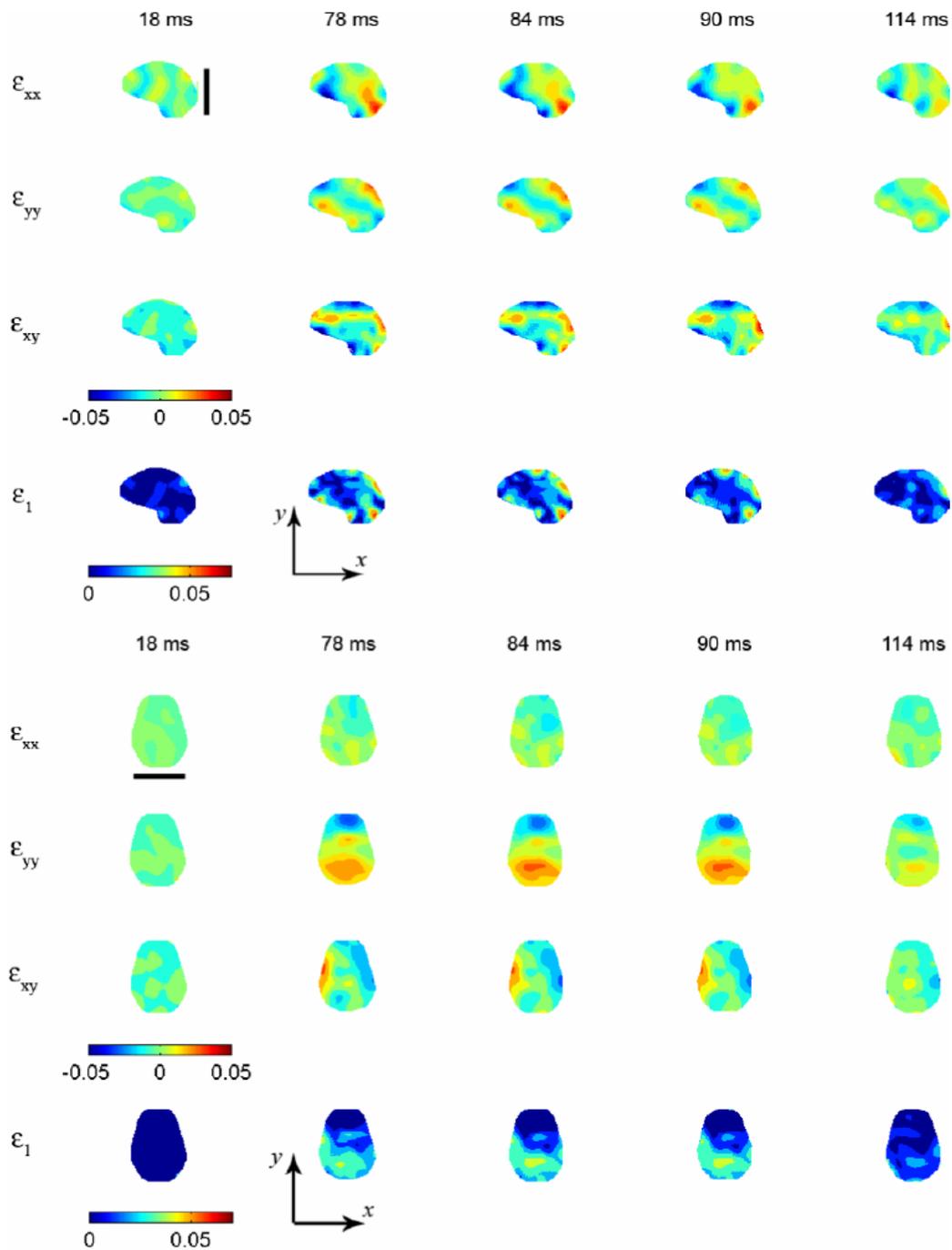


Abbildung 2.21: Dehnungen in sagittaler und axialer Ebene zu unterschiedlichen Zeiten mit maximaler Verzögerung bei 70-75 ms. (Bayly u. a., 2005)

#### 2.5.3.4 Versuche von Sabet

Sabet (2008) untersuchte ebenfalls die dynamische Relativbewegung des Gehirns mit Hilfe von „tag“ Linien in vier verschiedenen axialen Ebenen. Die Versuche wurden mit drei

männlichen Testpersonen durchgeführt. Der Kopf der Probanden wurde in einer Vorrichtung (Abbildung 2.23) fixiert mit der eine geringe kontrollierte Rotationsbeschleunigung des Kopfes induziert wurde. In Abbildung 2.22 ist diese Rotationsbewegung schematisch dargestellt. Beim Aufprall auf den deformierbaren Anschlag ergaben sich Winkelbeschleunigungen im Bereich von 250-300  $\text{rad/s}^2$ . Mittels Magnet-Resonanz-Tomographie wurden Einzelschnittbilder erstellt. Um genügend Daten zu erhalten, wurde der Kopf bei jedem Versuch 144 Mal rotiert. Es wurden Relativbewegungen des Hirns zum Schädel von 2-3 mm und Winkelverschiebungen um 1-2° gemessen. Die Auswertung der Lagrangeschen Tensoren in Abbildung 2.24 ergab, dass 70 % der Dehnungen größer als 2 % sind, aber in nur wenigen Ausnahmen 6 % übersteigen. (Sabet u. a., 2008)

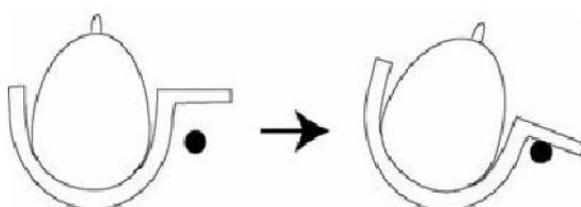


Abbildung 2.22: schematische Darstellung der Bewegung (Sabet u. a., 2008)



Abbildung 2.23: Foto von der Vorrichtung (Sabet u. a., 2008)

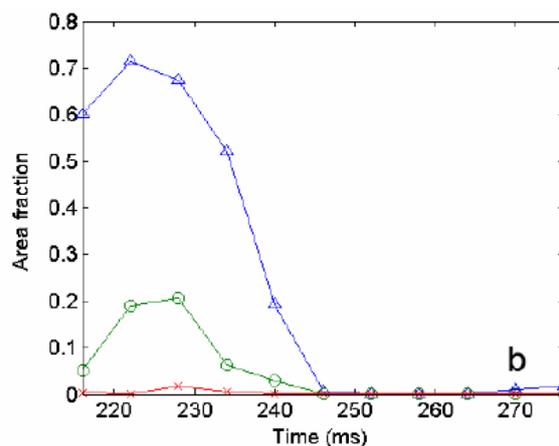
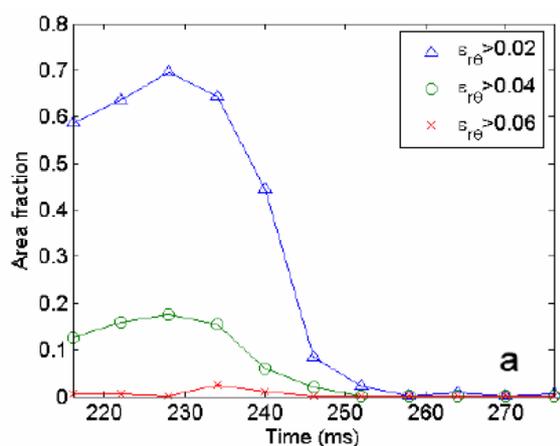


Abbildung 2.24: Relativer Anteil von Schubdehnungen nach Größenordnungen bei zwei verschiedenen Testpersonen (Sabet u. a., 2008)

### 2.5.3.5 Versuche von Feng

Feng (2010) untersuchte die Relativbewegungen zwischen Hirn und Schädel bei Rotations- und Längsbeschleunigungen. Dazu wurden drei freiwillige Männer im MRT in Bauchlage beobachtet. Der Kopf der Probanden wurde in einem starren Rahmen fixiert, der dazu diente, die definierte Bewegung zu erzwingen. Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 2.25 dargestellt. Um einen typischen frontalen Aufschlag zu simulieren wurde der Kopf 2 cm fallen gelassen, bevor er durch einen elastischen Block abgestoppt wurde. Die Auswertung erfolgte nach dem gleichen Prinzip wie bei Bayly u.a. (2005). Die lineare Beschleunigung betrug 1.5 g und die Rotationsbeschleunigung 120-140 rad/s<sup>2</sup>. Aus der vereinfachten Darstellung des Bewegungsmodells in Abbildung 2.26 ist ersichtlich, wie aus der rein linearen Beschleunigung des Schädels eine rotatorische und lineare Beschleunigung auf das Hirn resultiert. Daraus resultierten Relativbewegungen im Bereich von 2-3 mm. Die maximale Dehnung betrug 5 %.

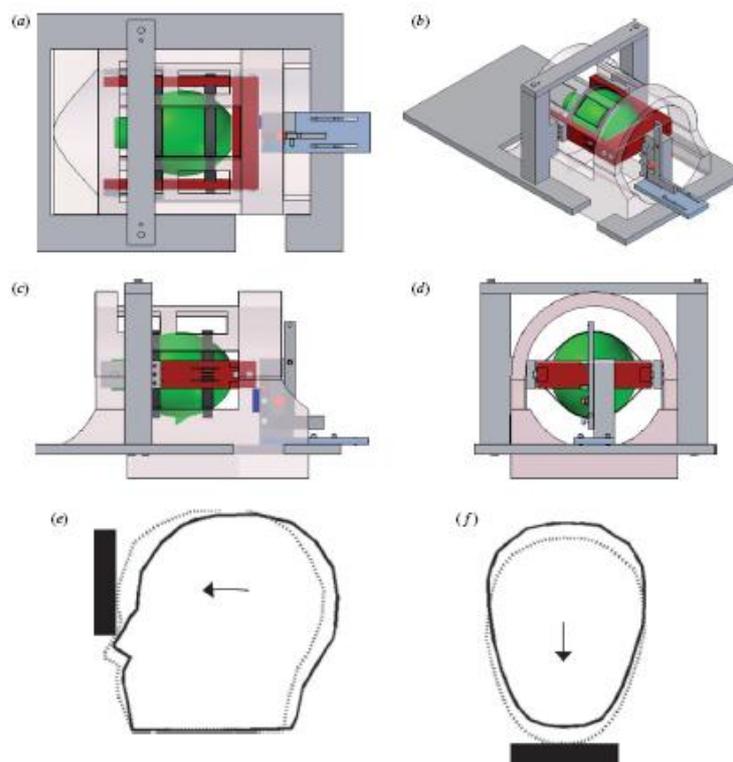


Abbildung 2.25: Versuchsaufbau (Feng u. a., 2010)

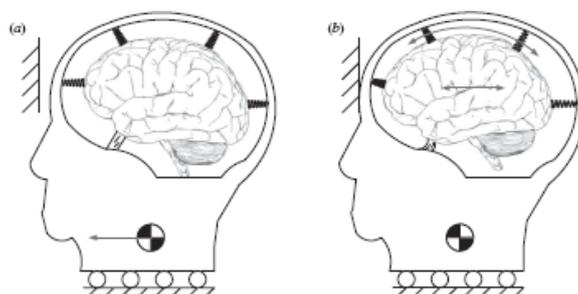


Abbildung 2.26: stark vereinfachtes Bewegungsmodell (Feng u. a., 2010)

#### 2.5.4 Physikalische Ersatzmodelle

Im Laufe der Jahre wurde eine Vielzahl von physikalischen Modellen entwickelt, um die Verletzungsmechanik des Kopfs beim Aufprall besser zu verstehen.

In den Sechzigern und Siebzigern wurden einige Versuche mit fluidgefüllten Kugeln durchgeführt. Eine Fluid-Struktur-Interaktion wurde hier nicht betrachtet und die technischen Mittel zur Messdaten Erfassung waren beschränkt. (Engin, 1969; Kenner, Goldsmith, 1972, 1973; Kopecky, Ripperger, 1969; Suh u. a., 1972)

Bradshaw u.a. (2001) geben in ihrer Arbeit einen guten Überblick über Ersatz-Modelle, die sich vor allem mit Rotationsverletzungen auseinandersetzen. Der große Vorteil von physikalischen Modellen ist die in der Regel hohe Reproduzierbarkeit von Versuchen und die besseren Visualisierungsmöglichkeiten. Es gibt Modelle mit vereinfachter und genauer Geometrie, zweidimensional oder dreidimensional. Im Folgenden werden einige aktuelle Beispiele genauer erörtert. Eine genaue Auflistung aller Versuche dieser Art würde den Rahmen dieser Arbeit sprengen.

##### 2.5.4.1 Versuche von Viano

Viano u.a. (1997) untersuchten die Reaktion des Gehirn auf einen Aufprall mit Hilfe eines zweidimensionalen Modells in der sagittalen Ebene. Als Modell für das Hirngewebe wurde Silikon verwendet. Dieses wurde vom Schädel mit einer dünnen, das CSF darstellenden, Flüssigkeitsschicht aus Paraffin getrennt. Die Verformungen und Bewegungen des Gehirnmodells wurden mit einer Hochgeschwindigkeitskamera und Rasterpunkten im Silikon ausgewertet. Bei einer Rotationsbeschleunigung von  $10200 \text{ rad/s}^2$  betrug die äußere Verschiebung  $\pm 15 \text{ mm}$ . Die Zugverformungen im Bereich der Schädelbasis betragen 40-70 % und die Schubverformungen in der Frontal und Okzipital Region 40-50 %. Bei einer linearen Beschleunigung von 200 g betrug die Relativbewegung des Gehirnmodells mehr als 20 mm.

Die gemessenen Zugverformungen waren hier 15-25 % und die Schubverformung weniger als 15 %. (Viano u. a., 1997)

### **2.5.4.2 Versuche von Ivarsson**

Ivarsson verglich zwei physikalische Modelle, um den Einfluss des natürlichen Schutzes des Ventrikels durch ihre Form zu untersuchen. Dazu baute er ein Modell, das an die natürliche anatomische Formgebung angelehnt war (Abbildung 2.27 a) und ein Modell in geometrisch zylindrischer Form (Abbildung 2.27 b). Als Hirnersatzmaterial diente Silikon. Das CSF wurde durch flüssiges Paraffin nachempfunden. Die zweidimensionalen Modelle wurden mit einem durch den Aufprall eines Pendel Impaktor mit  $7600 \text{ rad/s}^2$  für 6ms belastet. Nach einer Rotation um  $100^\circ$  wurde das Modell anschließend innerhalb von 30 ms abgebremst. Der Versuch wurde mit einer High Speed Kamera aufgenommen (1000 Bilder/s). Die Dehnungen wurde anhand der Verschiebung der Marker bestimmt. Im Subventrikel war die gemessene maximale Dehnung des anatomisch geformten Modells um 40 % geringer als jene bei dem Modell ohne Ventrikel. Aus diesen Ergebnissen wurde der Schluss gezogen, dass die lateralen Ventrikel eine sehr große Schutzfunktion haben. (Ivarsson u. a., 2000)

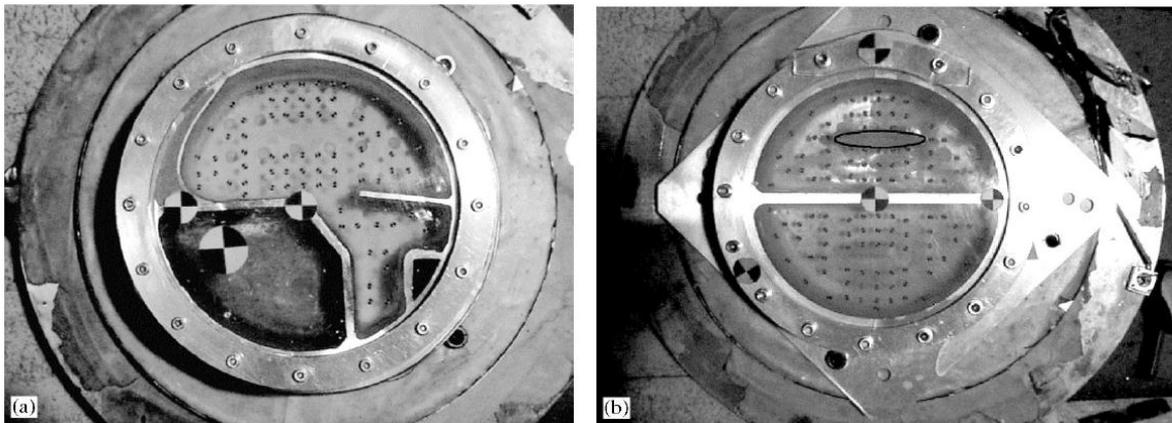


Abbildung 2.27: physikalisches Modell in a) anatomischer Form und b) zylindrischer Form (Ivarsson u. a., 2000)

### **2.5.4.3 Versuche von Bradshaw**

Bradshaw u.a. (2001) erstellten ein zweidimensionales physikalisches Ersatzmodell in koronarer Ebene. Als Ersatzmaterial für das Gehirn wurde Silikon gewählt. Dieses war von Paraffin umgeben, das das CSF nachahmen soll. Umhüllt wurde das Ganze anstelle des Schädelknochens von einer Schicht aus Aluminium. Im Silikon wurden Marker eingelassen, um die Bewegungen zu verfolgen.

Belastet wurde das Modell durch einen Schlag mit einem Pendel, das den Außenzylinder mit maximal  $7800 \text{ rad/s}^2$  beschleunigte. Die Bewegungen des Schädels wurden mit Beschleunigungssensoren gemessen. Die des Gels wurden mit einer Hochgeschwindigkeitskamera mit 1000 Bildern pro Sekunde aufgezeichnet und anschließend ausgewertet. Die Auswertung ergab, dass sich die Marker am Schluss wieder auf ihre Anfangsposition zurückbegeben.

Aus der Relativbewegung zwischen Schädel und Hirn wurden die Dehnungen in den Brückenvenen ermittelt. Die maximalen auftretenden Brückenvenen-Dehnungen haben sich bei den Experimenten mit Furchen ungefähr verdoppelt. Ebenfalls ausgewertet wurden die Green Lagrangeschen Dehnungstensoren. Diese beschreiben die reale Deformation eines Materials von einem Referenzzustand bis zum Zeitpunkt  $t$ . Aufgrund der ermittelten Daten wurde empfohlen, die Änderung der maximalen Winkelgeschwindigkeit als Verletzungskriterium für Subduralhämatome und diffuse axonale Verletzungen zu wählen. (Bradshaw u. a., 2001)

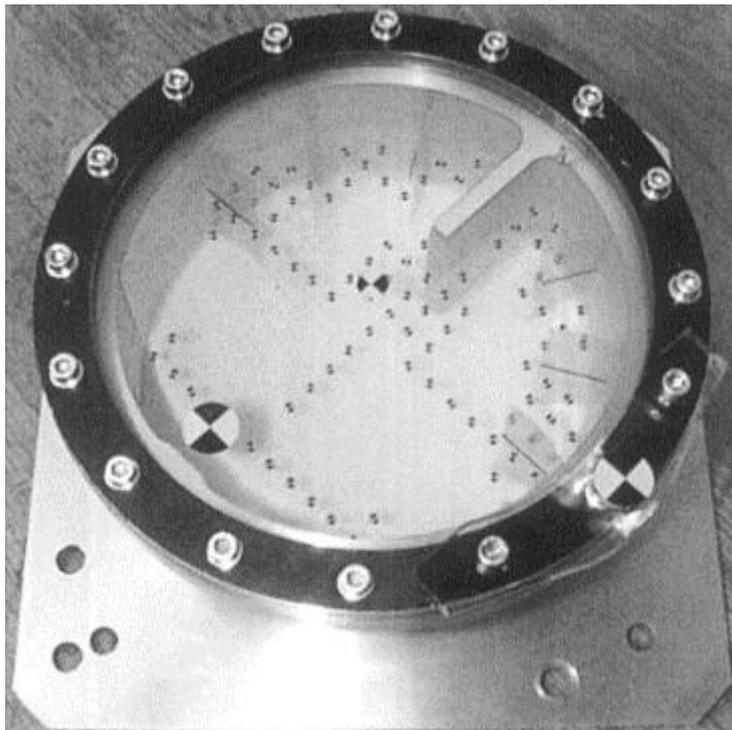


Abbildung 2.28: Zweidimensionales Ersatzmodell mit Markern, Furchen und Falx Cerebri (Bradshaw u. a., 2001)

#### 2.5.4.4 Versuche von Brands

Brands (2002) untersuchte das Verhalten des Hirngewebes in koronarer Ebene bei Rotation, um ein genaueres numerisches Modell des Gewebes zu validieren. Als Ersatzmodell diente eine mit Silikon gefüllte Schale. Abbildung 2.29 zeigt den schematischen Aufbau des

Versuchs. An der Schale und im Silikon waren Marker angebracht. Die Marker im Silikon hatten eine geringere Dichte als dieses. Die Schale wurde um ihre Achse, welche über ein Sperrrad mit einer Feder verbunden war, um maximal 2.2 rad ausgelenkt. Nach den ersten 53 ms wurde das Modell auf ungefähr 90 rad/s beschleunigt und dann abgestoppt. Abbildung 2.30 zeigt die dreidimensionale Verformung des Silikons nach dem Abbremsen in der offenen Schale (zeitlicher Verlauf von links nach rechts). Die maximal gemessenen Dehnungen betrugen jeweils 49 % bei Versuchen mit offener Schale und 14 % bei jenen, wo die Schale mit einem Deckel verschlossen wurde. (Brands, 2002)

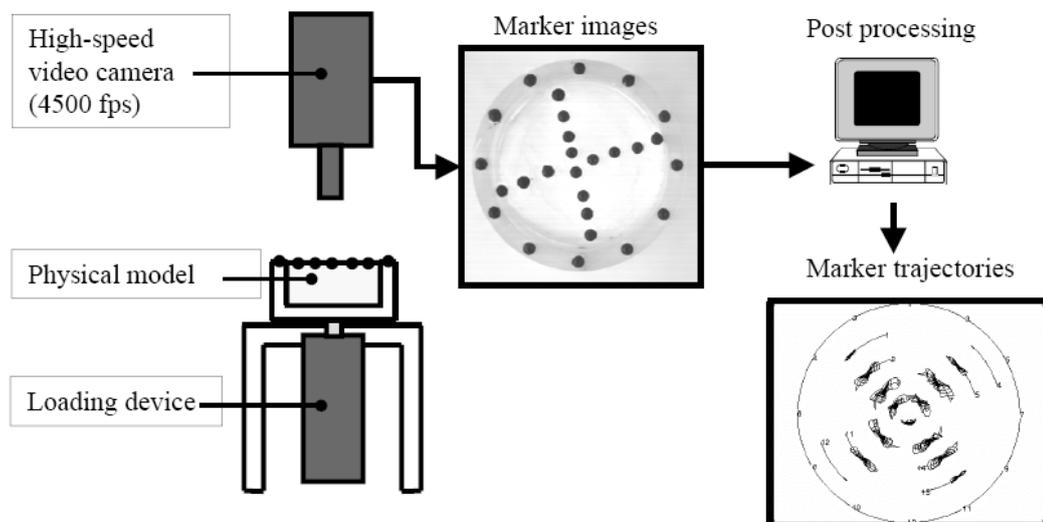


Abbildung 2.29: Schematischer Versuchsaufbau (Brands, 2002)

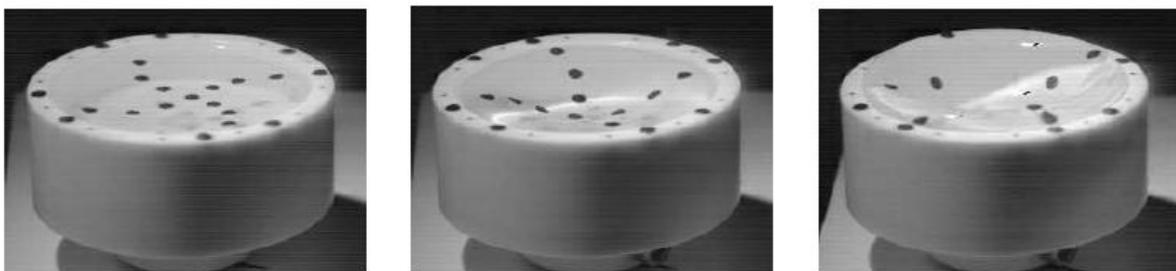
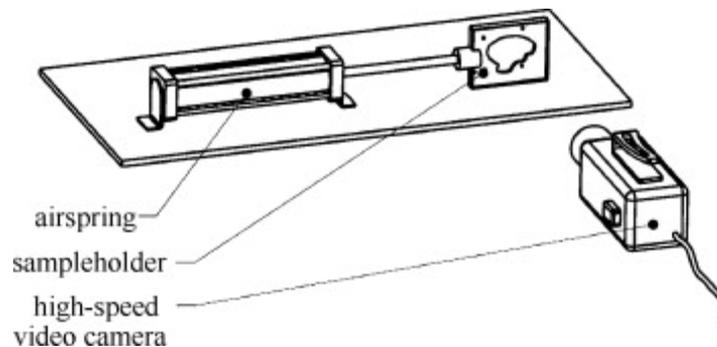


Abbildung 2.30: Dreidimensionale Verformung des Silikons in der Schale (Brands, 2002)

### 2.5.5 Experimentelle Schichtmodelle

Um die Verformung des Gehirns vereinfacht zweidimensional zu betrachten werden Schichtmodelle mit echtem Hirngewebe untersucht. Diese geben Aufschluss über die Dehnungen bei Beschleunigung in einer Ebene des Gehirns.

Lauret u.a. untersuchten Verformungen des Hirngewebes bei translatorischer Beschleunigung, um neue Daten für die Validierung numerischer Modelle zu erhalten. Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 2.31 dargestellt. Es wurden 4 mm dicke inhomogene sagittale Scheiben von Schweinehirn verwendet. Die Scheiben wurden in ACSF eingelegt und von einer starren Hülle umgeben, die den Schädel darstellen sollte. Die Hülle wurde mit  $900 \text{ m/s}^2$  auf  $4 \text{ m/s}$  beschleunigt und danach mit mehr als  $2000 \text{ m/s}^2$  verzögert. Mit Hilfe einer Hochgeschwindigkeitskamera wurden hochauflösende Bilder aufgenommen. Durch Auswertung der Bilder wurden Van-Mises Vergleichsdehnungen berechnet. Rund um die Furchen wurden höhere Spannungen gemessen. Für die Auswertung mit digitaler Bildkorrelations Technik (digital image correlation technique) wurde ein geflecktes Muster mit  $0.5 \text{ mm}$  Durchmesser aufgetragen. Die höchsten gemessenen Dehnungen betragen  $10 \%$ . (Lauret u. a., 2009)



**Abbildung 2.31: schematischer Versuchsaufbau. (Lauret u. a., 2009)**

Der Vollständigkeit halber seien an dieser Stelle auch in Vitro Modelle (Morrison u. a., 2006) angeführt, die sich mit der Biomechanik der Hirnzellen beschäftigen. Diese Untersuchungen spielen allerdings für diese Arbeit keine wesentliche Rolle.

## 3 Experimentelles Ersatzmodell

Eine Validierung des Fluidmodells anhand der vorhin erläuterten Versuche gestaltet sich als schwierig. Bei Versuchen mit Freiwilligen und Leichen gibt es das Problem, da Versuche mit Humanmaterial große Schwankungen hinsichtlich der Randbedingungen mit sich bringen: lokale Fluiddicke, als auch die Schädel- und Hirngeometrie als Ganzes variieren. Daneben gibt es viele unzureichend definierte Randbedingungen infolge von Membranen (Falx-Cerebri) und Gefäßen. Die aktuellen physikalischen Ersatzmodelle sind besser für die Validierung von Gehirnmodellen als für jenes des Fluids und die Fluid-Struktur-Interaktion geeignet. Es ist nicht klar wie sehr die Eigenschaften des Paraffins jenem des CSF entsprechen. Außerdem werden meist nur Relativbewegungen und Dehnungen des Gewebes gemessen.

Deshalb wurden in der hier vorgestellten Arbeit Versuche mit einem neuartigem Ersatzmodell durchgeführt.

Das Ersatzmodell soll Ähnlichkeiten mit dem System Schädel-Hirn aufweisen, jedoch sehr klar definierte Randbedingungen besitzen. Aufgrund dieser Vorgabe wurde ein System bestehend aus einer inneren vollen Kugel und einer äußeren Hohlkugel mit dazwischenliegendem Fluid gewählt.

Damit eine mechanische Ähnlichkeit des Ersatzmodells zum Realproblem gegeben ist, müssen sich die Ersatzmaterialien mechanisch ähnlich wie die organischen verhalten. Außerdem waren eine einfache Herstellung und eine gute Darstellbarkeit auf den Videos gefordert.

### 3.1 Hirnmodell

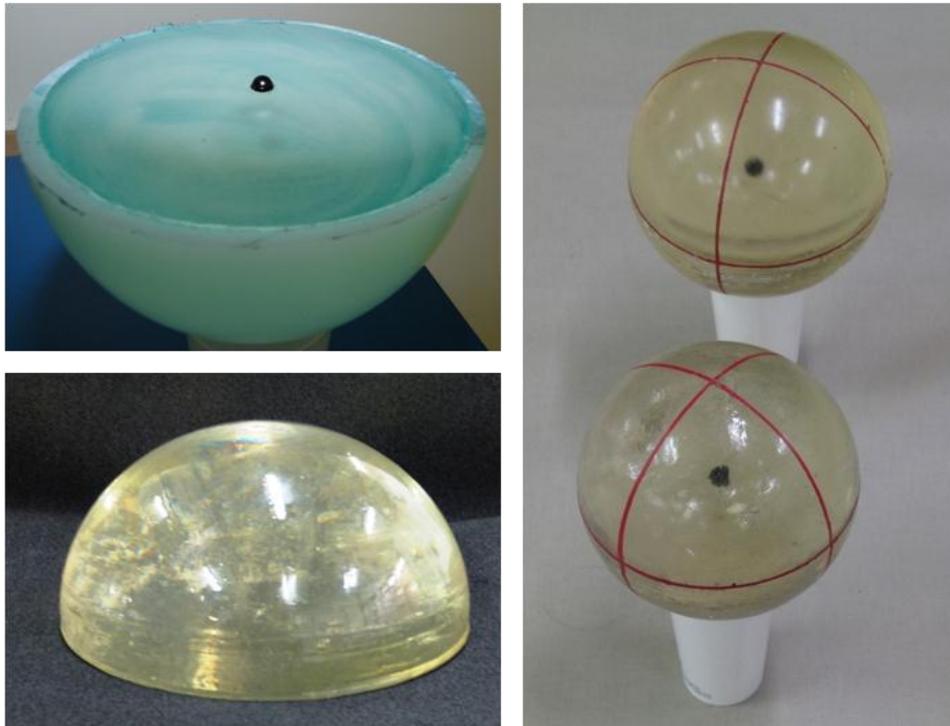
Es wurden drei unterschiedliche Hirnmodelle verwendet. Es soll einerseits der Unterschied zwischen unterschiedlichem Fluidvolumen, und andererseits zwischen elastischem – annähernd starrem und viskoelastischem Verhalten des Modells veranschaulicht werden.

Deshalb wurden zwei annähernd starre Modelle mit unterschiedlichen Durchmessern und eine Kugel aus viskoelastischem Material verwendet.

#### 3.1.1 Starres Modell

Das starre Hirnmodell wurde aus Epoxidharz mit einer Dichte von ca.  $1.09 \text{ kg/m}^3$  und einem E-Modul von  $2800 \text{ N/mm}^2$  gefertigt. Von Polyesterharz, das wesentlich leichter zu Gießen wäre wurde, aufgrund dessen höherer Dichte abgesehen.

Das Harz wurde in ca. 1 cm dicken Schichten vergossen. Jede Schicht härtete mindesten 24 Stunden aus. Es wurden jeweils zwei Halbkugeln gegossen, die mit einer dünnen Schicht Epoxidharz miteinander verklebt wurden. In den Schwerpunkt der Kugel wurde eine kugelförmige Markierung mit 1 cm Durchmesser gesetzt.



**Abbildung 3.1: starre Hirnmodelle**

Es wurden zwei Kugeln mit unterschiedlichen Durchmessern erstellt. Die erste Kugel misst 188 mm und die zweite 197 mm. Die Durchmesser wurden so gewählt, dass sie eine Fluiddicke von 1.5 mm bzw. 6 mm ergeben. In Abbildung 3.1 sind die starren Hirnmodelle in den einzelnen Herstellungsphasen abgebildet. Zur Visualisierung der Relativbewegungen wurden, zusätzlich zur Markierung im Inneren der Kugeln, Umfangslinien in der Kontrastfarbe Rot aufgemalt.

### 3.1.2 Viskoelastisches Modell

Für das zweite Modell war es notwendig ein Material zu finden, das den Eigenschaften des Hirngewebes möglichst nah kommt. Dazu werden in der Literatur Gelatine, Silikon und Agar als Möglichkeiten vorgeschlagen.

Das mechanische Verhalten von viskoelastischem Material wird durch den komplexen Schubmodul  $G^*$  beschrieben. Dieser setzt sich wie in Formel 3.1 ersichtlich aus einem Realteil, dem Speichermodul  $G'$  und einem Imaginärteil, dem Verlustmodul  $G''$  zusammen. Der komplexe Schubmodul ist temperatur- und frequenzabhängig. Die Verformung von

### 3. Experimentelles Ersatzmodell

---

viskoelastischem Material ist durch die zeitabhängige elastische Verformung bei dynamischer Belastung zeitlich um den Phasenwinkel  $\varphi$  verschoben (Formel 3.2). Er ergibt sich aus dem Verhältnis von Relaxationszeit  $t_r$  (werkstoffabhängig) und der Schwingdauer  $t_0$  (Hornbogen u. a., 2008)

Die Bestimmung dieser Materialkennwerte fällt in das Fachgebiet der Rheologie (=Fließkunde). (Spurk, Aksel, 2010)

**Formel 3.1: komplexer Schubmodul (Hornbogen u. a., 2008)**

$$G^* = G' + i \cdot G''$$

**Formel 3.2: Phasenwinkel (Hornbogen u. a., 2008)**

$$\tan \varphi = \frac{G''}{G'} \qquad \varphi = \frac{2\pi \cdot t_r}{t_0}$$

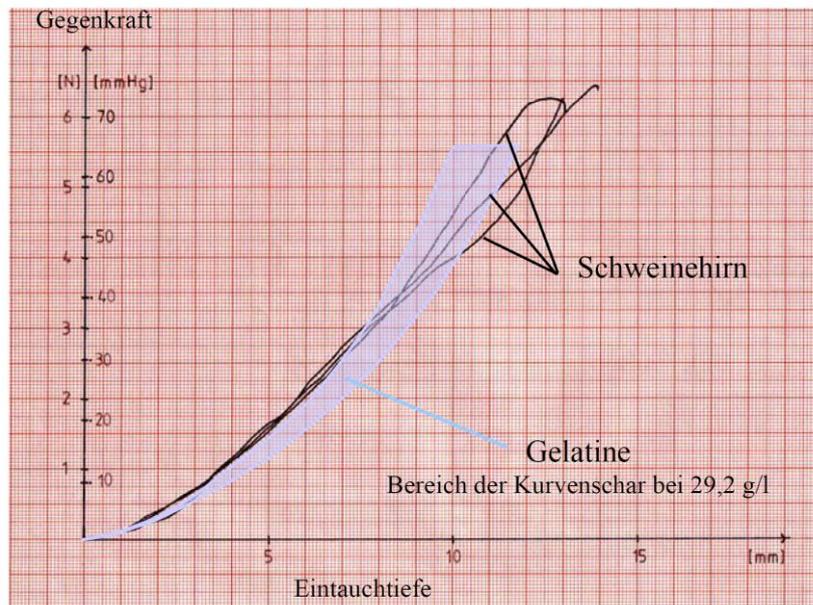
Kleiven (2002) fasste in seiner Arbeit in der Literatur vorgefunden Werte für den Speicher- und Verlustmodul von Hirngewebe zusammen (Tabelle 3.1).

**Tabelle 3.1: frequenzabhängiger Schubmodul des Hirngewebes (Kleiven, 2002)**

Quelle	f (Hz)	G' (kPa)	G'' (kPa)
Fallenstein u. a. (1969)	9.0 - 10.0	0.6 - 11.0	0.35 - 6
Schuck und Advani (1972)	5- 350	7.6 - 33.9	3.9 - 81.6
Fitzgerald und Ferry (1953)	10	1.17	0.6
McElhaey u. a. (1973)	9-10	0.43-0.95	0.35-0.6
Galford und McElhaney (1970)	34	22.3	8.7
Donnelly und Medige (1997)	0-90	1.8	

#### 3.1.2.1 Gelatine

Loosemann (2009) untersuchte für seinen Modellversuch zur intrakraniellen Druckmessung bei Raumforderungen (nach DUDEN (2002): „Verdrängungserscheinung im Körper durch Volumenzunahme von Gewebe infolge einer Krankheit“) Gelatine auf seine Eignung als Ersatzmaterial. Er führt Druckversuche mit Gelatine in verschiedenen Konzentrationen durch und verglich die elastischen Eigenschaften mit jenen von Schweinehirn. Er kam dabei zu dem Ergebnis, dass Gelatine mit einer Konzentration von 29.2 g/l am besten das Verhalten des Hirngewebes widerspiegelte.



**Abbildung 3.2: Kraft-Weg Diagramm von Gelatine (blau) und Schweinehirn (schwarz) (Loosemann, 2009)**

In der Gerichtsmedizin findet Gelatine häufig Anwendung, beispielsweise, um Schussverletzungen zu untersuchen. Als problematisch erweist sich allerdings die Zusammensetzung der Gelatine und den (Sellier, Kneubuehl, 2001). Ein weiteres Problem stellt die Wärmeempfindlichkeit und die Veränderung der Eigenschaften dar, wenn Gelatine mit Flüssigkeiten in Kontakt tritt.

### 3.1.2.2 Silikon

Silikon wurde in der Literatur schon oft als Ersatzmaterial für physikalische Modelle des Gehirns verwendet. (Bradshaw u. a., 2001; Brands, 2002; Viano u. a., 1997)

Brands (2002) verwendete zur Untersuchung des nicht linearen Verhaltens des Hirngewebes in seinem numerischen Modell Silikon (Dow Corning Sylgard 527 A&B), um das dynamische Verhalten des Hirngewebes zu simulieren. Er kam zu dem Schluss, dass dieses Silikon die Materialeigenschaften des Gehirns gut widerspiegelt und die Verformungen für kleine Belastungen gut übereinstimmen. Allerdings ist die Schubfestigkeit von Silikon viel größer, als die in der Literatur beschriebenen Werte für das Hirngewebe. Das Silikon von Dow Corning Sylgard (Dielectric Gel 527 A&B) wurde schon für frühere Versuche als Ersatzmaterial verwendet (Bradshaw u. a., 2001; Viano u. a., 1997). Es besteht aus zwei Komponenten die im Verhältnis 1:1 gemischt werden. Wegen der steigenden viskosen Dämpfung und der fehlenden Scherverdünnung (Abhängigkeit der Zähigkeit von der Scherrate) weicht das Verhalten des Silikons von jenem des Hirngewebes zwar etwas ab, für

Trend-Studien und Benchmarking von numerischen Modellen scheint es jedoch geeignet zu sein. (Brands, 2002)

Viano u.a. (1997) verwendeten für ihr physikalisches Modell schon früher Silikon Gel von Dow Corning (Dielectric Gel Q3 6527) und testeten die Materialeigenschaften. Die Tests ergaben bei Frequenzen von 2-4 Hz ein  $G^*$  von 1 kPa und  $G'$  von 0.75kPa.  $G''$  stieg ab 2 Hz linear von 0.3 kPa auf 0.5 kPa bei 5 Hz an. Diese Kennwerte änderten sich zwischen Raumtemperatur und 35°C nicht und können daher in diesem Bereich als temperaturunabhängig betrachtet werden.

#### **3.1.2.3 Agar**

Deepthi u.a. (2010) führten eine rheometrische Studie zur Bestimmung der viskoelastischen Eigenschaften von Agar als Hirnersatzmaterial durch. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass die mechanischen Eigenschaften von Agar mit einer Konzentration von 0.65 % jenen von Schweine- und Menschenhirnen, die in der Literatur zu finden sind, am nächsten kommen. Die experimentell ermittelten Werte für Agar in Abhängigkeit von Konzentrationen und Belastungsfrequenzen, sowie ein Vergleich zu Werten aus der Literatur das Hirngewebe von Menschen (Fallenstein u. a., 1969; Sack u. a., 2008; Vappou u. a., 2007) und Schweinen (Arbogast, Margulies, 1998; Garo u. a., 2007; Thibault, Margulies, 1998) ist in Abbildung 3.3 dargestellt.

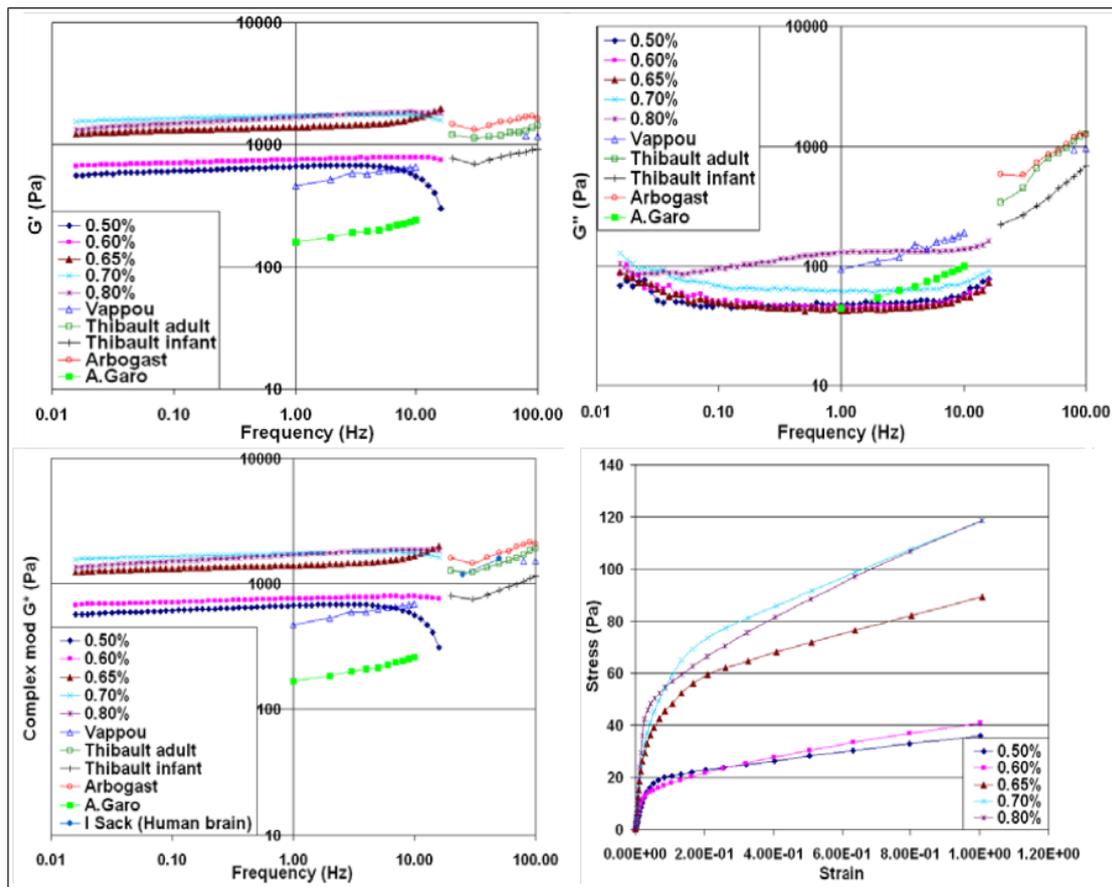


Abbildung 3.3: Ergebnisse der rheometrischen Studie von Deepthi u.a (2010)

### 3.1.2.4 Vergleich der Hirn-Ersatzmaterialien

Brands (2002) verglich Silikon und Gelatine bezüglich ihrer Eignung als Ersatzmaterial: Es wurden der dynamische Schubmodul  $G_d$  und der Phasenwinkel  $\varphi$  von Silikon, Gelatine und frischem Schweinehirn verglichen. Mit Formel 3.3 können die Werte in Speicher- und Verlustmodul umgerechnet werden.

**Formel 3.3: dynamischer Schubmodul (Brands, 2002)**

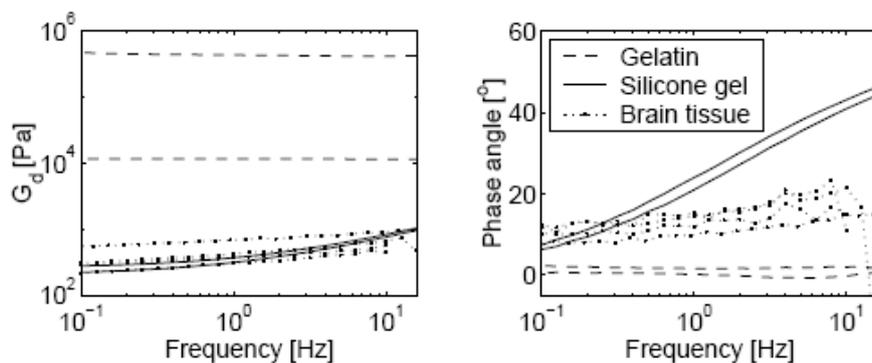
$$G' = G_d \cdot \cos \varphi$$

$$G'' = G_d \cdot \sin \varphi$$

Gelatine ist Brands Angaben zufolge steifer (100kPa) als das Gewebe von Schweinehirn und zeigt kein viskoses Verhalten. Silikon Gel ähnelt dem Hirngewebe bei niedrigen Frequenzen, wird jedoch bei hohen Frequenzen viel steifer, weil viskoser. Der dynamische Modul liegt bei

### 3. Experimentelles Ersatzmodell

0.1 Hz bei 245 Pa und einem Phasenwinkel von  $7^\circ$  während es bei 260 Hz schon bei 5100 Pa ( $\varphi = 54^\circ$ ) liegt. Außerdem verhält sich Silikon erst ab Dehnungen über 10 % linear, während sich das Hirngewebe schon ab 1 % linear verhält. Brands testete Mischungen mit 4 % und 20 % Gelatine (1 Teil Gelatine und 4 Teile Wasser). Die 20 % Mischung wird von der NATO als gewebeähnliches Material empfohlen. Brands kam zu dem Schluss, dass Silikon für Untersuchungen bis 10 Hz bei Temperaturen zwischen  $-50$  und  $25^\circ\text{C}$  geeignet ist, da hier das dynamische Modul mit jenem des Hirngewebes gut übereinstimmt. Die Materialeigenschaften von Silikon werden von ihm als stabiler als jene der Gelatine beschrieben. Die Materialparameter der Gelatine würden sich während des Vorbereitens verändern. Die Gelatine verhält sich rein elastisch und zeigt keine frequenzabhängige Veränderung der Steifigkeit (Abbildung 3.4). Um die geeignete Steifigkeit zu erreichen müsste eine niedriger dosierte Mischung als 4 % verwendet werden, was Probleme der Stabilität mit sich bringt, da die Gelatine dann leichter zerreißt. Die Handhabung von Silikon ist hingegen sehr einfach. Aus diesen Gründen hat er sich gegen die Verwendung von Gelatine entschieden. (Brands, 2002)



**Abbildung 3.4: Dynamischer Modul  $G_d$  und Phasenwinkel (rechts) bei konstanter Dehnungsamplitude (Brands, 2002)**

Um einen Eindruck von den verschiedenen - scheinbar geeigneten - Materialien zu bekommen, wurden Proben in einer halbkugelähnlichen Form mit ca. 10 cm Durchmesser gegossen (Abbildung 3.6).

Beim Entformen des Musters aus dem Silikongel (a) von Dow Corning zeigte sich das erste Problem: Das Silikongel bleibt nach dem Aushärten weiterhin klebrig. Es liegt die Vermutung nahe, dass ein Klebenbleiben der inneren an der äußeren Kugel die Ergebnisse der experimentellen Tests verfälschen würde. Ein haptischer Vergleich mit einem Leichenhirn bei einer Obduktion (Abbildung 3.5) zeigte, dass das Silikongel (a) zu weich und zu wenig formstabil ist, um ein dreidimensionales Hirn mit umgebender Pia Mater zu simulieren.

Daraufhin wurde nach einem alternativen Silikon gesucht. Die Anfertigung einer Probe mit Elastosil Vario (Shore A Härte 15) der Firma Wacker führte allerdings wiederum zu keinem zufriedenstellenden Ergebnis. Die Steifigkeit war zu groß, als das es für ein Hirnmodell geeignet gewesen wäre. Bei den Herstellern wurde Nachfrage nach weiteren geeigneten Materialien gehalten (ausgehend von den Schubmodulii, die aus der Literatur bekannt waren): Alle geeignete Silikone wiesen eine hohe Klebrigkeit an der Außenfläche auf. Für Versuche, bei denen die Grenzfläche unerheblich für den Versuch ist, wäre Silikon unter Umständen in Frage gekommen. Für die geplanten Versuche hat sich aber Silikon als ungeeignet erwiesen.

Das Anfertigen einer Probe aus 0.65 %igen Agar gestaltete sich sehr unkompliziert. Nach nur wenigen Stunden war das Agar erstarrt und konnte problemlos entformt werden. Die Haptik erinnerte stark an jene des humanen Gehirns. In Verbindung mit den, im Vergleich zum Silikon, viel geringeren Kosten schien Agar die beste Wahl für das Ersatzmodell zu sein.

Dies bestätigte sich auch bei der in Abbildung 3.7 gezeigten Erstellung des Hirn-Ersatzmodells in Kugelform mit 188 mm Durchmesser. Die Dichte des Materials beträgt etwas über  $1 \text{ kg/dm}^3$ . Damit sinkt das Ersatzmodell im CSF nach kurzer Zeit ab.



**Abbildung 3.5: menschliches Gehirn**



Abbildung 3.6: Proben zum Materialvergleich aus a) Silikongel b) Silikon c) Agar

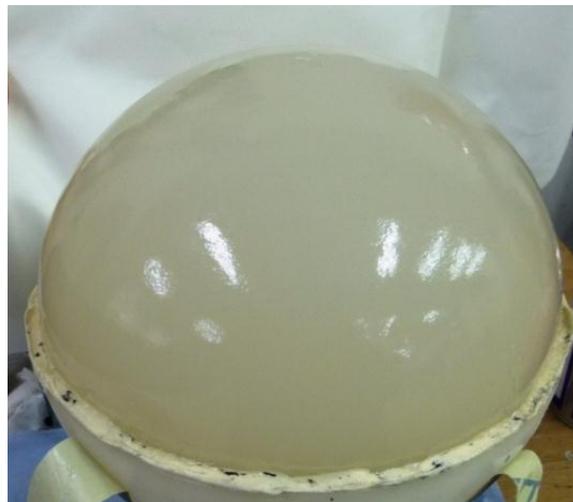


Abbildung 3.7: teilweise entformtes, viskoelastisches Modell

### 3.2 Ersatzmodell für den Schädel

Anstelle des Schädels, dient bei dem Ersatzmodell eine Hohlkugel mit 200 mm Innendurchmesser als äußere Hülle.

Um einen Einblick in das Verhalten der Kugeln zueinander zu ermöglichen, muss das Material transparent sein. Es soll mechanisch möglichst steif sein und einem Innen-Druck von bis zu 5 bar bei einer Wandstärke von 5 mm standhalten.

Ein weiteres sehr wichtiges Entscheidungskriterium war die Verarbeitbarkeit, da die Hohlkugel selbst gefertigt wurde. Schlussendlich gab die Wahl des Fertigungsverfahrens den Ausschlag für die Materialentscheidung. Es wurde PET-G (Polyethylenterephthalat) mit einem E-Modul von 2200 N/mm<sup>2</sup> einer Dichte von 1.27 g/cm<sup>3</sup> gewählt, da es aufgrund seiner guten Wärmeumformungseigenschaften tiefgezogen werden kann. Durch das Tiefziehen der Kugel sind eine hinreichend hohe geometrische Toleranz sowie die Transparenz gegeben.

Es wurde hierfür ein (siehe Abbildung 3.8) Vakuum-Tiefziehgerät gebaut. Eine Stahlkugel mit 200 mm Durchmesser wurde auf ein luftdurchlässiges Gitter gesetzt, welches auf einem luftdichten Grundrahmen sitzt. Der Rahmen wurde mit einem Anschluss für einen Staubsauger versehen.

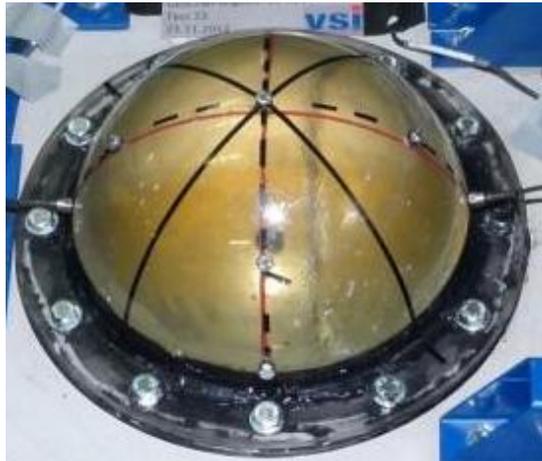
Eine 15 mm dicke PET-G-Platte wurde auf einen zweiten Rahmen aufgespannt und in einem Backrohr auf 150°C erwärmt. Anschließend wurden die zwei Rahmen zusammengefügt. Eine Dichtung zwischen Grundrahmen und Aufspannrahmen gewährleistete, dass ein ausreichend hoher Unterdruck aufgebaut werden konnte. Durch den von dem Staubsauger erzeugten Unterdruck zwischen Kugel und PET schmiegt sich Letztere hervorragend an die Positiv-Form an. Anschließend wurden das PET und die Kugel so schnell wie möglich abgekühlt und die Hohlkugel abgezogen, um ein Kristallisieren des Materials zu verhindern.

Die so gefertigte PET-Hohlkugel mit einer Wandstärke von 5-7 mm wurde anschließend an seiner freien Kante mit einem Flansch verklebt, um die Kugelhälften später zusammenzufügen. Die Flächen zwischen den zwei Halbkugeln bzw. den Flanschen wurden mit Moosgummi und selbstklebendem Dichtungsband abgedichtet und auf den Schlitten geschraubt.

An der Außenseite der PET-G Außenkugel wurden Umfangslinien zur besseren Visualisierung der Relativbewegungen aufgeklebt. Das zusammengebaute Ersatzmodell ist in Abbildung 3.9 dargestellt.



**Abbildung 3.8: Tiefziehen: Grundrahmen, Aufspannrahmen und Positivform**



**Abbildung 3.9: Ersatzmodell zusammgebaut**

### 3.3 Cerebrospinal Fluid

Für medizinische Forschungszwecke wird ein sogenanntes Artificial Cerebrospinal Fluid (ACSF) verwendet. Diese Flüssigkeit ist bei verschiedenen Herstellern fertig zusammengemischt erhältlich.

Das ACSF wurde selbst hergestellt. Dabei wurde ein Rezept eines Herstellers von Pumpen (Durect Corporation, 2013) für medizinische Forschungszwecke verwendet, das in seiner Zusammensetzung dem handelsüblichen ACSF (Harvard Apparatus, 2012) ergänzt um Albumin, entspricht.

**Tabelle 3.2: Lösung A**

Chemische Formel	Menge (g)	Bezeichnung
NaCl	8.66	Sodium chloride
KCl	0.224	Potassium chloride
CaCl <sub>2</sub> • 2H <sub>2</sub> O	0.206	Calcium chloride dihydrate
MgCl <sub>2</sub> • 6H <sub>2</sub> O	0.163	Magnesium chloride hexahydrate

**Tabelle 3.3: Lösung B**

Chemische Formel	Menge (g)	Bezeichnung
Na <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub> • 7H <sub>2</sub> O	0.214	Sodium phosphate dibasic heptahydrate
NaH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> • H <sub>2</sub> O	0.027	Sodium phosphate monobasic monohydrate

Die Lösungen A und B wurden laut Tabelle 3.2 und Tabelle 3.3 jeweils mit 500 ml destilliertem Wasser zubereitet und im Verhältnis 1:1 zusammengemischt. Daraus ergibt sich ein ACSF mit der in Tabelle 3.4 dargestellten Zusammensetzung. Der Vergleich mit dem menschlichen CSF zeigt, dass das mit diesem Rezept erstellte ACSF diesem sehr nahe kommt. Für ACSF wird generell kein  $\text{HCO}_3$  verwendet, da dieses zur Bläschenbildung führen würde.

Tabelle 3.4: Vergleich CSF und ACSF

Komponente	Cerebrospinal Fluid (Löffler, 2008)	Artificial Cerebrospinal Fluid
Na [mmol/l]	150	150
K [mmol/l]	2.9	3.0
Ca [mmol/l]	1.2	1.4
Mg [mmol/l]	1.1	0.8
P [mmol/l]	0.5	1.0
Cl [mmol/l]	120	155
$\text{HCO}_3$ [mmol/l]	25	--
Albumin [g/l]	0.1-0.3	0.3

Die Flüssigkeit ist klar und niederviskos. Sie zieht keine Fäden und es kann davon ausgegangen werden, dass sie sich wie ein Newtonsches Fluid verhält und ihre Bewegung daher den Navier-Stokes Gleichungen gehorcht.

Eine Messung der kinematischen Viskosität mit Kapillarviskosimeter bei Raumtemperatur ergab, dass diese der von Wasser entspricht (Tabelle 3.5).

Tabelle 3.5: Viskositätsmessung

Messung	Kapillare	Messbereich [mm <sup>2</sup> /s]	Gerätekonstante [mm <sup>2</sup> /sec <sup>2</sup> ]	Zeitmessung [s]	Viskosität [mm <sup>2</sup> /sec]
1	0a Typ 501.01	0.8-5 mm	0.004957	204	1.011
2				201	0.996
3	0c Typ 501.03	0.5-3	0.002798	373*	1.043
4				357	0.999
Wasser					1.0

\* Aufgrund von Bläschen im Fluid war bei dieser Messung kein genaues Ablesen möglich

## 4 Versuchsaufbau

Als Voraussetzungen für die Versuchsdurchführung wurden folgende Kriterien definiert:

- Die Versuche müssen eine hohe Reproduzierbarkeit aufweisen
- Es sollen Versuche bei zwei unterschiedlichen Geschwindigkeiten durchgeführt werden können
- Die maximale Geschwindigkeit soll in der Größenordnung der europäischen Fußgängerschutzprüfung liegen (35 km/h)
- Es sollen auch Vorbeschleunigungen größer als 1 g möglich sein

Da am Institut kein Prüfstand vorhanden war, der diese Kriterien erfüllte, musste eine neue Vorrichtung konstruiert werden. Die Ideengenerierung brachte vier unterschiedliche, in Tabelle 4.1 aufgelistete, Konzeptideen. Nach der Bewertung wurde eine Entscheidung für ein Konzept mit Linearführung getroffen, da dieser Ansatz als einziger dazu in der Lage war, alle Anforderungen zu erfüllen. Als Energiequellen standen elektrische, potentielle oder Federenergie zur Auswahl. Es wurde potentielle Energie gewählt, da ein Elektroantrieb hohe Kosten und weniger Flexibilität, also überwiegende Nachteile mit sich gebracht hätte. Eine genaue Vorstellung des Konzepts folgt im nächsten Kapitel.

**Tabelle 4.1: Konzeptideen**

Konzept	Vorteile	Nachteile
Pendel	<ul style="list-style-type: none"> <li>– Wiederholbarkeit</li> <li>– einfacher Aufbau</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– Max. Beschleunigung: 1 g</li> <li>– Max. Geschwindigkeit: 3 m/s</li> <li>– Problem mit Stabilität um Hochachse</li> </ul>
Linearführung	<ul style="list-style-type: none"> <li>– Wiederholbarkeit</li> <li>– unterschiedliche Antriebsarten möglich</li> <li>– große Beschleunigungen möglich</li> <li>– große Geschwindigkeiten möglich</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– Reibung</li> <li>– Baugröße</li> </ul>
Intrusionszylinder	<ul style="list-style-type: none"> <li>– große Beschleunigungen möglich</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– Aufwändige Testdurchführung</li> <li>– Schlechte Wiederholbarkeit</li> </ul>
Pendel mit vorgespannten Federn	<ul style="list-style-type: none"> <li>– große Beschleunigungen möglich</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– Schlechte Wiederholbarkeit</li> </ul>

### 4.1 Konzept

Zur optimalen Nutzung der potentiellen Energie einer Ballastmasse wurde ein Aufbau nach dem „Flaschenzugprinzip“ angedacht. Dabei wird ein horizontal geführter Schlitten über ein Seil von einer fallenden Ballastmasse angezogen. Dies erwies sich als günstig, da durch die Umlenkung eine Beschleunigung größer der Gravitation realisiert werden kann. So kann trotz einer im Labor begrenzten Raumhöhe von 4 m, eine Schlitten-Geschwindigkeit von bis zu 10 m/s erreicht werden.

Formel 4.1: Kinetik

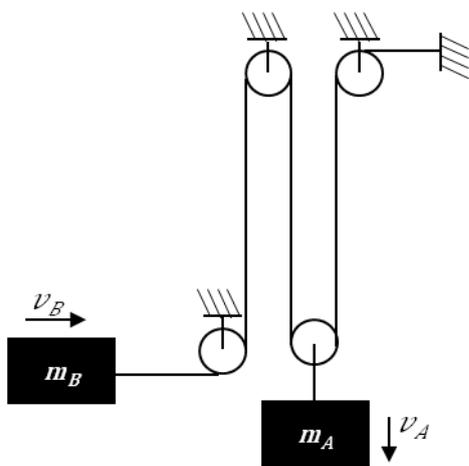


Abbildung 4.1: Prinzipskizze

$$\Delta E_{pot,A} + \Delta E_{kin,A} + \Delta E_{pot,B} + \Delta E_{pot,B} = 0$$

$$m_A g \Delta h_A + \frac{1}{2} m_A v_A^2 + m_B g \Delta h_B + \frac{1}{2} m_B v_B^2 = 0$$

$$v_B = 2v_A$$

$$\Delta h_B = 0$$

$$v_A = \sqrt{\frac{m_A g \Delta h_A}{\frac{1}{2} m_A + 2m_B}}$$

$$v_B = 2 \sqrt{\frac{m_A g \Delta h_A}{\frac{1}{2} m_A + 2m_B}}$$

In Abbildung 4.1 ist das Prinzip der Konstruktion dargestellt. Die durch den Fall der Masse  $m_A$  freiwerdende potentielle Energie wird in kinetische Energie umgewandelt. Dadurch wird der Schlitten ( $m_B$ ) beschleunigt. Durch die Umlenkung ist die Geschwindigkeit des Schlittens doppelt so groß, wie jene der fallenden Masse.

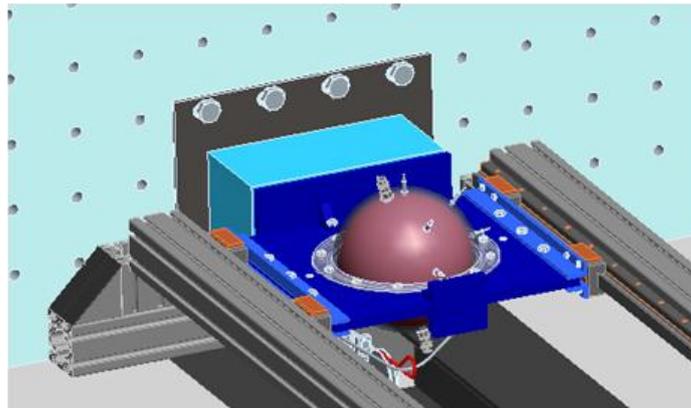
Die Geschwindigkeit des Schlittens kann nach Formel 4.1 abgeschätzt werden. In der Realität wird diese durch Reibungsverluste in den Führungen und in den Seilumlenkrollen vermindert. Durch Variation der Masse  $m_A$  und der Höhe  $h_A$  können unterschiedliche Geschwindigkeiten erzielt werden. Dies ermöglicht ein relativ simples Einstellen der gewünschten Geschwindigkeit und gewährleistet eine sehr gute Reproduzierbarkeit.

Der Prüfkörper wird auf einem Schlitten befestigt, der mit Kugelumlauf Führungen geführt wird (Abbildung 4.2). Diese bieten die Vorteile einer geringen Reibung und hoher

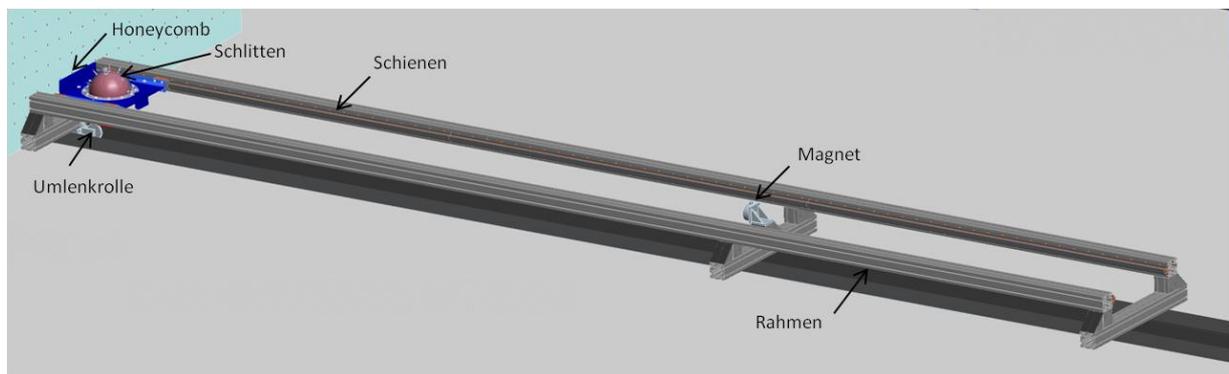
#### 4. Versuchsaufbau

---

Belastbarkeit. Als Rahmen für die Führung dienen Aluminium Profi mit einem Querschnitt von 80 x 80 mm. Der gesamte Aufbau ist in Abbildung 4.3 dargestellt.



**Abbildung 4.2: Schlittenführung**



**Abbildung 4.3: Linearführung auf Profil-Rahmenkonstruktion**

Als Barriere zur Verzögerung des Schlittens wurden Aluminiumwaben, sogenannte Honeycombs, gewählt. Dies ermöglicht eine reproduzierbare Verzögerung auf annähernd konstantem Niveau.

Es wurde bei den Vorversuchen auch eine Barriere aus EPS getestet, die sich jedoch aufgrund des großen Rebounds – infolge hoher Elastizität - als weniger geeignet herausstellte.

Weil bereits am Institut vorhanden, wurden Honeycombs der Firma Hexcel vom Typ ACG-3/4-1.8 verwendet. Die Abmessungen und damit die Anzahl der Waben wurden mit 400x15 mm so gewählt, dass die Verzögerung im Bereich von 50 g liegt. Die Wabe wurde auf eine Loch-Platte geklebt. Die Löcher gewährleisteten ein Entweichen der Luft beim Zusammenfallen des Honeycombs. Die Waben wurden vorgestaucht, um die Kraftspitzen, die zur Initiierung des Fallens und Beulens erforderlich ist, abzuschwächen.

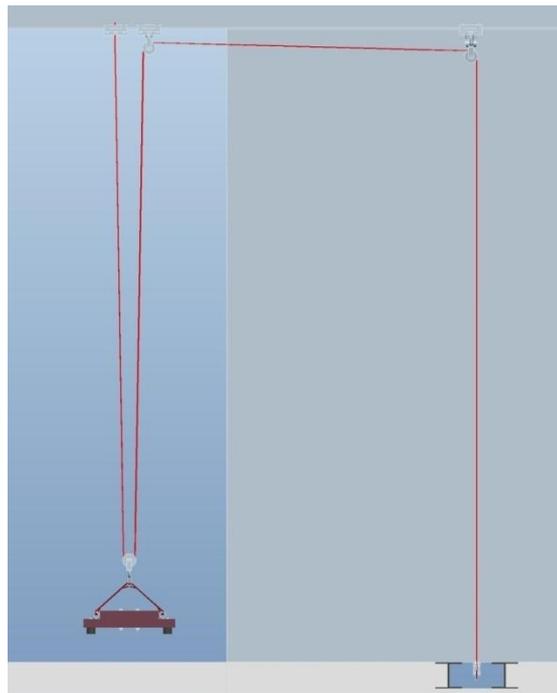


Abbildung 4.4: Seilzug

In Abbildung 4.4 ist der Aufbau des Seilzugs mit den Umlenkungen dargestellt. Die Ballastmasse wird mittels eines, am Schlitten befestigten Drahtseils, hochgezogen und gesichert. Kurz vor der Versuchsdurchführung wird das Seil vom Schlitten gelöst. Der Schlitten und die verbundene Masse wird dann lediglich von einem Permanent Magnet gehalten, der elektrisch gelöst werden kann. Dieser bietet im Gegensatz zu einem herkömmlichen Elektrohaftmagnet den Vorteil, dass die Haltekraft so lange wirkt, bis Strom fließt. So ist die Sicherung der Masse auch bei unerwarteten Problemen mit der Stromversorgung gewährleistet. Nach Lösen des Magneten fällt die Ballastmasse im freien Fall nach unten und wird auf dem Boden mit Gummi-Metall-Puffern und einer Schaumstoffmatte abgebremst. Die Seillänge wurde so gewählt, dass der Schlitten auf den letzten Zentimetern vor dem Aufprall keine Beschleunigung mehr erfährt, da die Ballastmasse bereits am Boden aufliegt.

## 4.2 Messtechnik

Druck und Beschleunigung wurden mit Messsensoren aufgezeichnet. Dies erfolgte mit einer Auflösung von 20 kHz. Der Aufprall wurde mit Hochgeschwindigkeitskameras gefilmt, um Relativbewegungen beurteilen zu können. Weiters erfolgte eine optische Geschwindigkeitsmessung.

### 4.2.1 Beschleunigungsmessung

Die Beschleunigung wurde mit einem einachsigen MEMS (micro-electro-mechanical systems) Beschleunigungssensor (Measurement Instruments – 1201) aufgezeichnet. Dieser wurde mittels Heißklebepistole am Schlitten fixiert. Ein einfaches Relais detektiert wenn sich der Schlitten vom Magneten löst. Aufgrund der Hysterese des Magneten wurde für ein mechanisches Relais entschieden, welches den tatsächlichen Lösezeitpunkt detektiert. Dieses Relais dient als  $t_{-1}$ -Trigger für die Datenerfassung. Der Sensor sowie das Relais für das Triggersignal sind in Abbildung 4.5 ersichtlich.

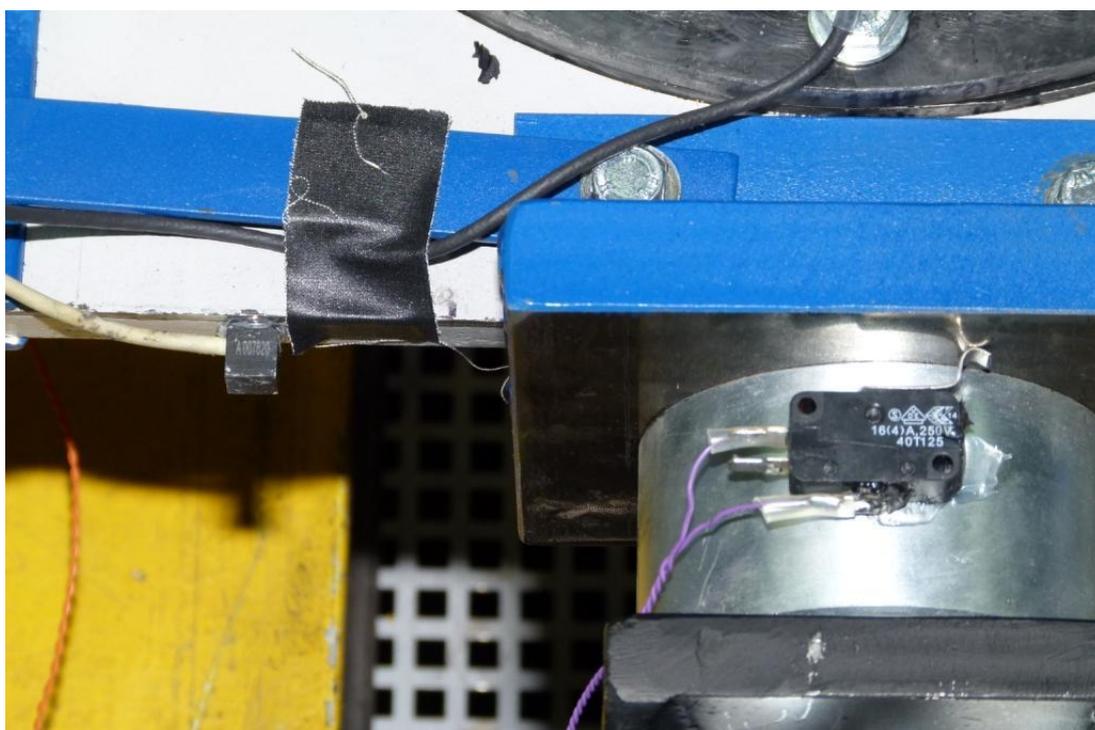


Abbildung 4.5: Beschleunigungssensor und Trigger

### 4.2.2 Drucksensoren

Bei der Auswahl der Drucksensoren wurde besonders darauf geachtet, dass das Drucksignal durch die hohen Beschleunigungen nicht gestört wird. Außerdem wurde auf eine kleine Baugröße und die Dynamik des Sensors geachtet.

Zur Messung des Drucks wurden zwei piezoresistive Miniatursensoren der Firma Kulite (XTL-123C-190) mit einem Messbereich von 12 bar verwendet. Der Sensor hat ein M5 Gewinde mit dem er direkt in die äußere Kugel eingeschraubt wurde (Abbildung 4.6). Zum Abdichten wurde ein O-Ring verwendet. Zur Überprüfung des Einflusses der Beschleunigung auf das Drucksignal wurde ein Probeversuch durchgeführt, bei dem der Sensor direkt am Schlitten, neben dem Beschleunigungssensor angebracht wurde. Die Messung ergab eine annähernde

Nulllinie, weshalb davon ausgegangen werden kann, dass das Drucksignal durch Einwirken der Beschleunigung nicht gestört wird.

Aufgrund begrenzter finanzieller Mittel, wurden nur zwei Sensoren für das Projekt gekauft. Daher wurde, wie in Tabelle 4.2 dargestellt, ein Sensor als Referenzsensor an der Stelle f2 platziert, während die Position des anderen Sensors bei jedem Versuch geändert wurde. Der Sensor f2 dient also dazu, die Wiederholbarkeit der Versuche zu beweisen. Der zweite Sensor soll den Druck an verschiedenen diskreten Messpunkten aufzeichnen. In Abbildung 4.7 sind die einzelnen Mess-Positionen an der Außenkugel dargestellt. Der Index 1 steht für einen Winkel von  $45^\circ$  und der Index 2 für  $10^\circ$  zur Horizontalebene.



Abbildung 4.6: Drucksensor XTL-123C-190

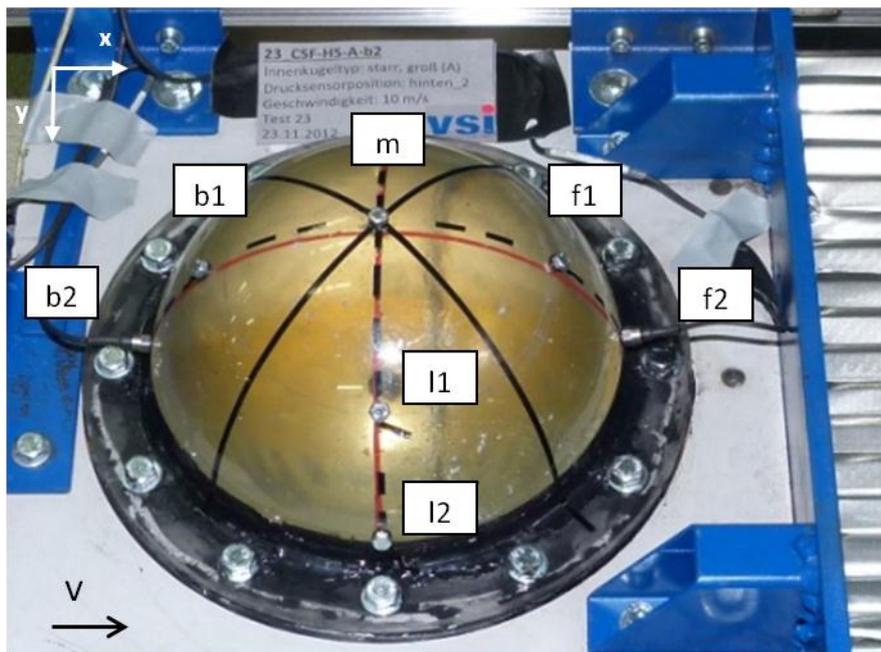


Abbildung 4.7: Bezeichnungen der Sensorpositionen

### 4.2.3 Hochgeschwindigkeitskameras

Es wurden drei Hochgeschwindigkeitskameras verwendet (Mikrotron Cube 7, MacroVIS EoSens), wovon eine für die Geschwindigkeitsmessung und die anderen beiden zur Aufzeichnung der Bewegungen von oben bzw. von der Seite verwendet wurden. Abbildung

4.8 zeigt die Anordnung der Kameras relativ zum Testaufbau. Die Aufnahme der Bewegungen während des Crashes erfolgte mit 500 Bildern pro Sekunde.

Am Schlitten wurde ein Lineal angebracht, das unmittelbar vor bzw. während der Verzögerungsphase an einer Nadel vorbeistreicht, die am Führungsrahmen fix montiert war. Die Kamera zur Geschwindigkeitsaufzeichnung wurde auf diese Nadel ausgerichtet, die also dazu diente, den Verfahrweg abzulesen. Aus der Zeit, die zum Durchfahren der letzten 5 cm vor dem Kontakt mit dem Honeycomb benötigt wurde, konnte die Geschwindigkeit berechnet werden. Zur Kontrolle wurde das Schlitten-Beschleunigungssignal auch integriert. Die Aufzeichnungsrate für die Geschwindigkeitsmessung betrug 1000 Bilder pro Sekunden. Abbildung 4.9 zeigt den Bildausschnitt für die Geschwindigkeitsmessung bei  $t_0$  (Zeitpunkt des Aufpralls).

In Abbildung 4.10 und Abbildung 4.11 sind die beiden Perspektiven der Hochgeschwindigkeitskameras zur Dokumentation der Bewegungen dargestellt.

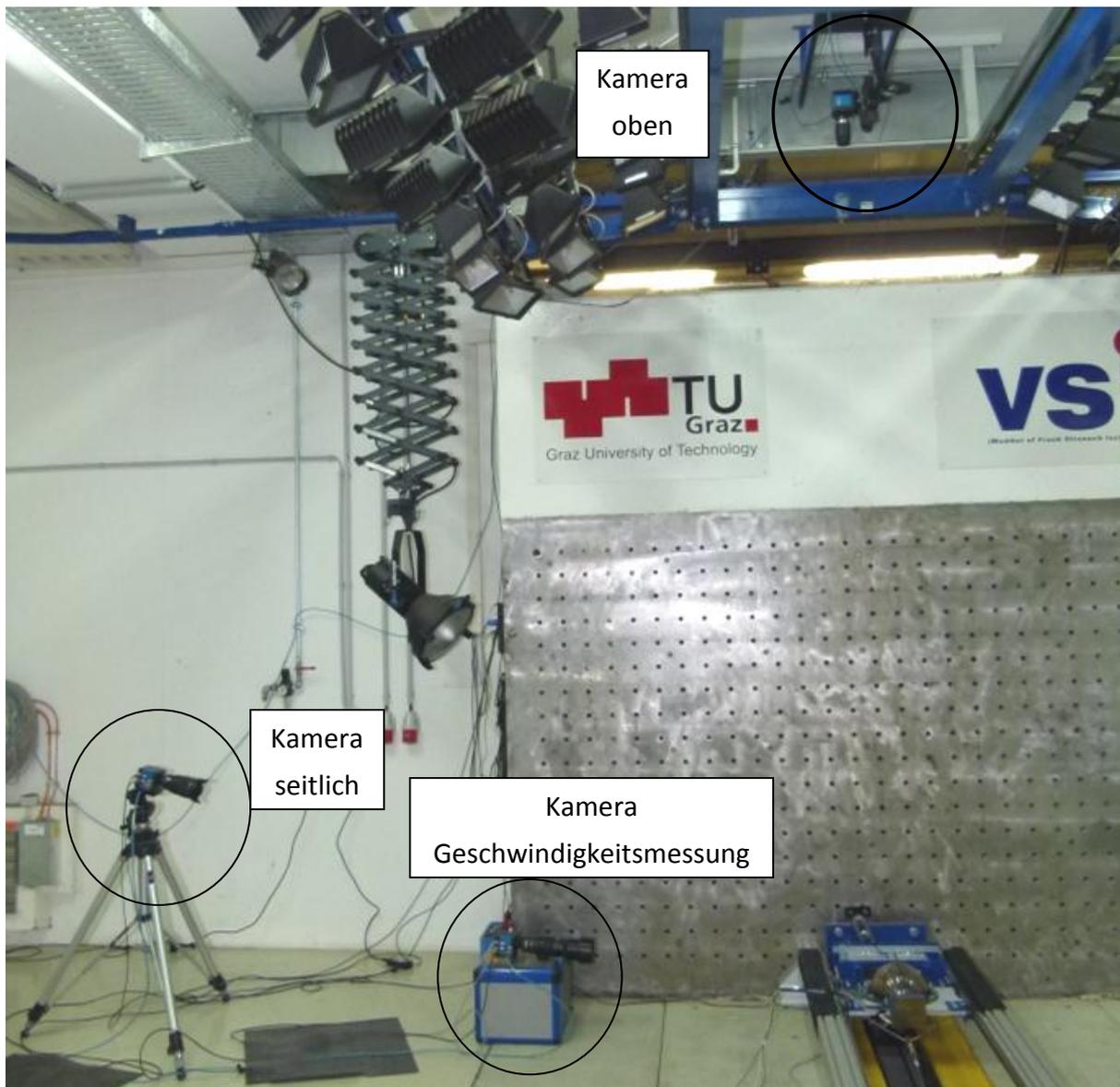


Abbildung 4.8: Aufbau Kameras



Abbildung 4.9: Geschwindigkeitsmessung



Abbildung 4.10: Aufnahme der seitlichen Kamera

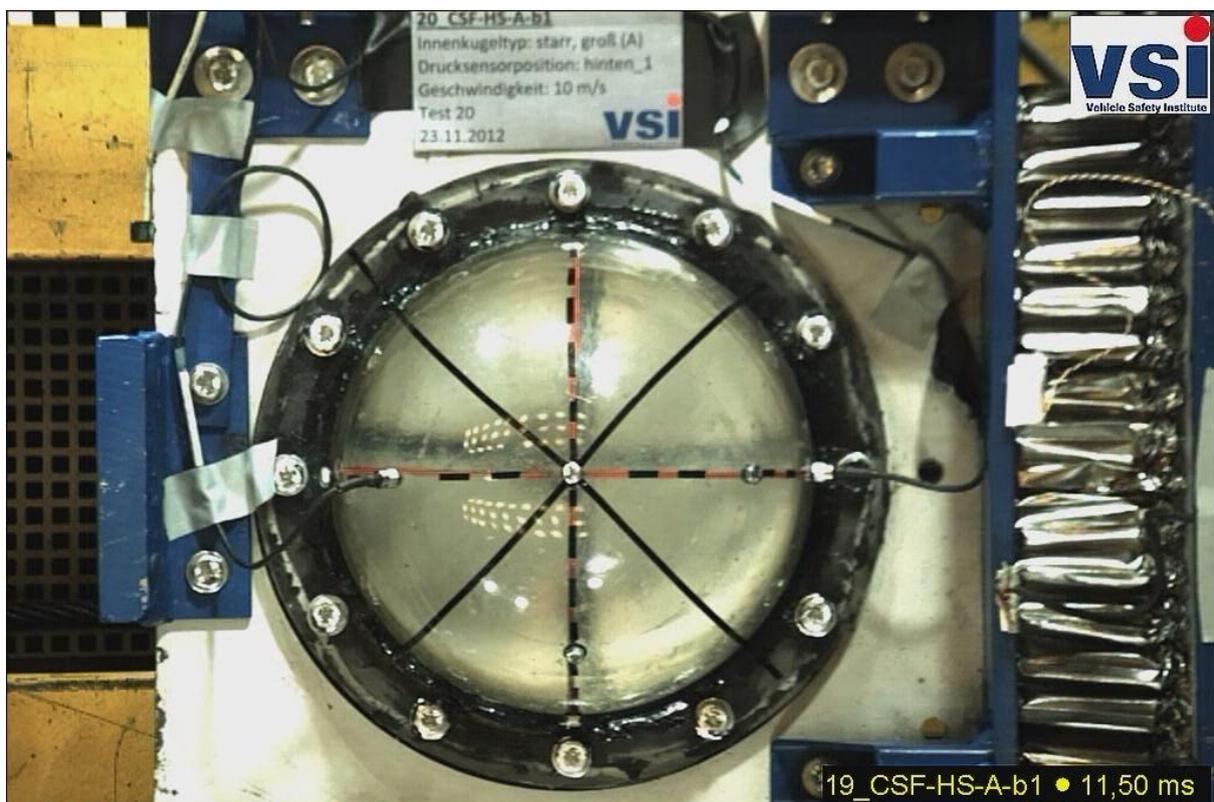


Abbildung 4.11: Aufnahme der oberen Kamera

### 4.3 Versuchsablauf

Tabelle 4.2 erklärt die verwendeten Versuchsbezeichnungen. Es wurden insgesamt 33 Versuche, bestehend aus 6 Versuchsreihen, zwischen denen jeweils die innere Kugel getauscht wurde, durchgeführt. Zwischen Versuch 18 und 19 wurde die Geschwindigkeit von 6 auf 9 m/s erhöht indem die Anlaufspur verlängert wurde, und dadurch die Höhe für den freien Fall vergrößert wurde.

In Abbildung 4.7 sind die in Tabelle 4.2 verwendeten Positionsbezeichnungen erläutert.

Tabelle 4.2: Versuchsbezeichnungen

Geschwindigkeit	Hirnmodell	Sensor 1	Sensor 2	Versuchsbezeichnung
6.5 m/s	starr groß (A)	vorne 2	Mitte	01_CSF_LS-A-m
		vorne 2	hinten 1	02_CSF_LS-A-b1
		vorne 2	links 1	03_CSF_LS-A-l1
		vorne 2	vorne 1	04_CSF_LS-A-f1
		vorne 2	hinten 2	05_CSF_LS-A-b2
		vorne 2	links 2	06_CSF_LS-A-l2
	starr klein (B)	vorne 2	Mitte	07_CSF_LS-B-m
		vorne 2	hinten 1	08_CSF_LS-B-b1
		vorne 2	links 1	09_CSF_LS-B-l1
		vorne 2	vorne 1	10_CSF_LS-B-f1
		vorne 2	hinten 2	11_CSF_LS-B-b2
		vorne 2	links 2	12_CSF_LS-B-l2
	viskoelastisch klein (C)	vorne 2	Mitte	13_CSF_LS-C-m
		vorne 2	hinten 1	14_CSF_LS-C-b1
		vorne 2	links 1	15_CSF_LS-C-l1
		vorne 2	vorne 1	16_CSF_LS-C-f1
		vorne 2	hinten 2	17_CSF_LS-C-b2
		vorne 2	links 2	18_CSF_LS-C-l2
9 m/s	starr groß (A)	vorne 2	Mitte	19_CSF_LS-A-m
		vorne 2	hinten 1	20_CSF_LS-A-b1
		vorne 2	links 1	21_CSF_LS-A-l1
		vorne 2	vorne 1	22_CSF_LS-A-f1
		vorne 2	hinten 2	23_CSF_LS-A-b2
		vorne 2	links 2	24_CSF_LS-A-l2
	starr klein (B)	vorne 2	Mitte	25_CSF_LS-B-m
		vorne 2	hinten 1	26_CSF_LS-B-b1
		vorne 2	links 1	27_CSF_LS-B-l1
		vorne 2	vorne 1	28_CSF_LS-B-f1
		vorne 2	hinten 2	29_CSF_LS-B-b2
		vorne 2	links 2	30_CSF_LS-B-l2
	viskoelastisch klein (C)	vorne 2	Mitte	31_CSF_LS-C-m
		vorne 2	hinten 2	32_CSF_LS-C-b2
		vorne 2	hinten 1	33_CSF_LS-C-b1

### 5 Ergebnisse aus den Versuchen

Die Versuche konnten mit einer hohen Reproduzierbarkeit durchgeführt werden. Dies ist aus den Messungen des Referenzdrucks (Abbildung 5.8) sowie der Beschleunigung (Abbildung 5.4) ersichtlich.

#### 5.1 Geschwindigkeit

Die mit der Hochgeschwindigkeitskamera gemessene Geschwindigkeit betrug bei den Versuchen 1-18 (LS) 6.4 m/s. Durch Erweitern der Anlaufspur (HS) wurde die Geschwindigkeit für die Versuche 19-33 (HS) auf 8.9 m/s erhöht.

#### 5.2 Beschleunigung

Die Beschleunigungssignale der einzelnen Versuche unterscheiden sich kaum. Bei den Versuchen mit niedriger Geschwindigkeit wurden die Honeycombs jeweils zweimal verwendet. Die etwas größere Streuung der Messergebnisse (Abbildung 5.4) bei diesen Versuchen ist vermutlich auf die wiederholte Nutzung der selben Energieabsorber zurückzuführen. Die Versuche mit hoher Geschwindigkeit zeigten eine geringere Streuung. Hier wurde nach jedem Versuch der Absorber ausgetauscht.

Aus den gemessenen Beschleunigungen wurde als Vergleichswert der  $HIC_{36}$  berechnet. Abbildung 5.1 zeigt, dass die HIC Werte der einzelnen Versuche bei gleicher Testgeschwindigkeit nur eine geringe Streuung aufweisen.

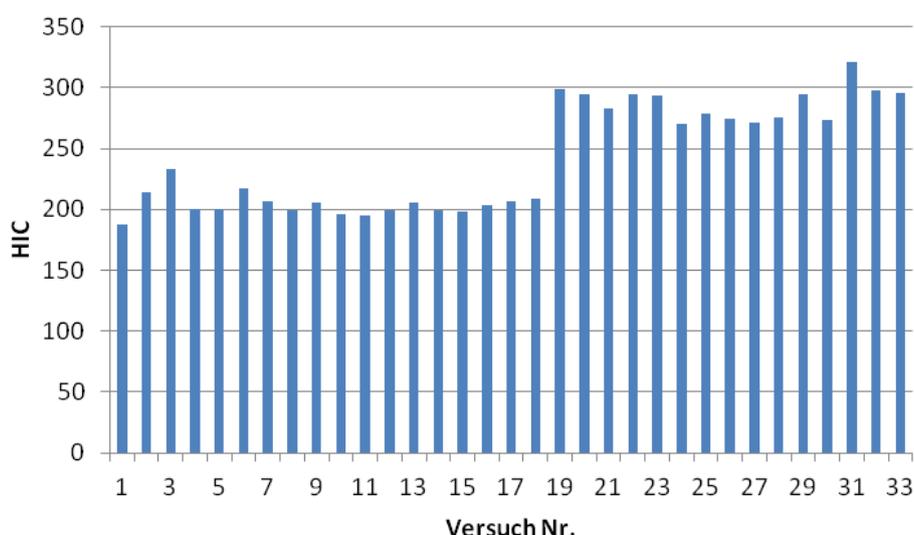


Abbildung 5.1: Auswertung des HIC

Das Beschleunigungssignal wurde mit einem CFC 600 Filter gefiltert. So wurden hochfrequente Schwingungen gefiltert und der Druck bzw. Beschleunigungs-Anstieg am Beginn des Aufpralls blieb dennoch unverfälscht. Abbildung 5.2 zeigt die Auswirkung unterschiedlich hoher Filtergrenzfrequenzen. Der CFC Filter, der in der Fahrzeugsicherheit Anwendung findet, entspricht dem Butterworth-Filter. Die Grenzfrequenz des CFC 1000 Filters beträgt 1650 Hz, des CFC 600 in etwa 1000 Hz und des CFC 180 rund 300 Hz. Man erkennt, dass der CFC 180 die Schwingungen im Signal erfolgreich abschwächt, aber gleichzeitig den Anstieg zu Beginn stark verfälscht.

Die außerordentlich gute Reproduzierbarkeit ist in Abbildung 5.4 erkennbar. Hier sind die gemittelten Beschleunigungsverläufe aller Versuche zusammen mit den maximalen Abweichungen der Messdaten aufgetragen. Abbildung 5.3 zeigt alle Beschleunigungsverläufe bei niedriger Geschwindigkeit im Vergleich zu dem Mittelwert und dem Streuungsband.

Es stellt sich bei beiden Testgeschwindigkeiten nach ca. 5 ms ein annähernd konstantes Niveau von ungefähr 45 g ein.

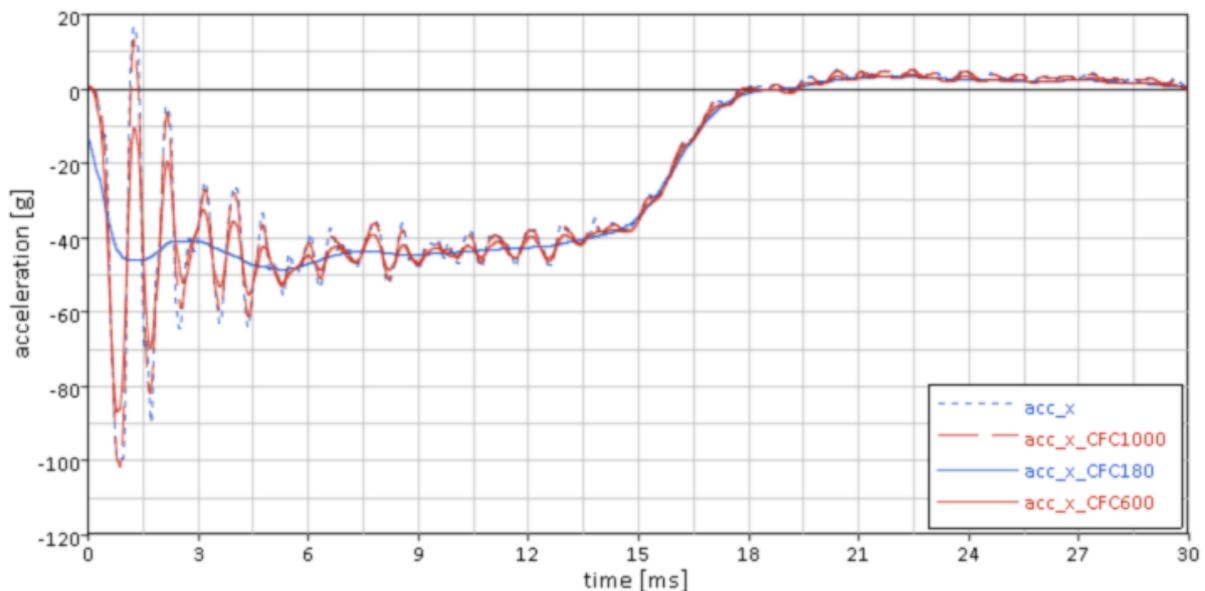


Abbildung 5.2: Filtervergleich Beschleunigungssignal (01\_CSF-LS-B-m)

## 5. Ergebnisse aus den Versuchen

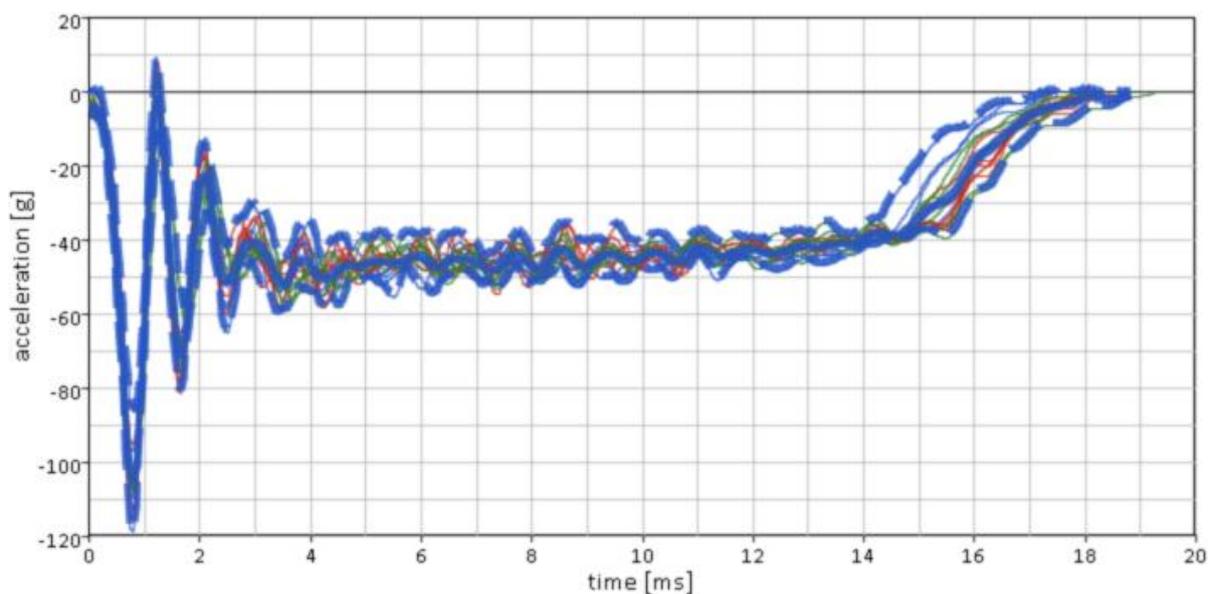


Abbildung 5.3: Streuung der Beschleunigungssignale bei niedriger Testgeschwindigkeit

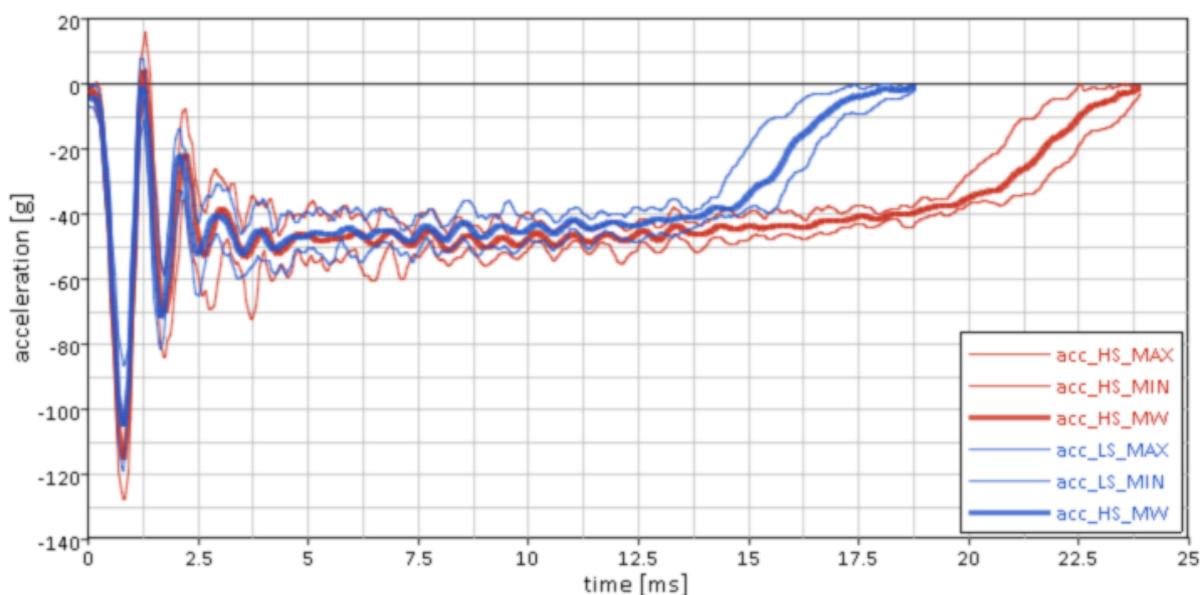


Abbildung 5.4: Beschleunigungsverlauf gesamt

### 5.3 Druck

Die Ergebnisse der Druckmessung werden in 3 Kategorien unterteilt: Der Druck auf der Coup Seite (f1 und f2), der Contrecoup Seite (b1, b2) und in frontaler Ebene (l1, l2, m).

Die Drucksignale wurden für den Verlaufsvergleich ebenfalls mit CFC 600 gefiltert, da so extreme Schwingungen gedämpft werden, ohne den Druckanstieg zu verfälschen. Der maximale und minimale Druck werden jedoch ungefiltert abgelesen, da die Spitzen durch den Filter etwas vermindert werden. In Abbildung 5.5 sind exemplarisch die Druckverläufe

an der Coup (blau) und Contrecoup (rot) Seite eines Versuchs (Test 05\_CSF-LS-B-b2) abgebildet. Die strichlierten Linien zeigen die ungefilterten Kurven. Ein Vergleich der Druckverläufe an den unterschiedlichen Sensorpositionen für die Versuchsreihe LS-B ist in Abbildung 5.6 dargestellt.

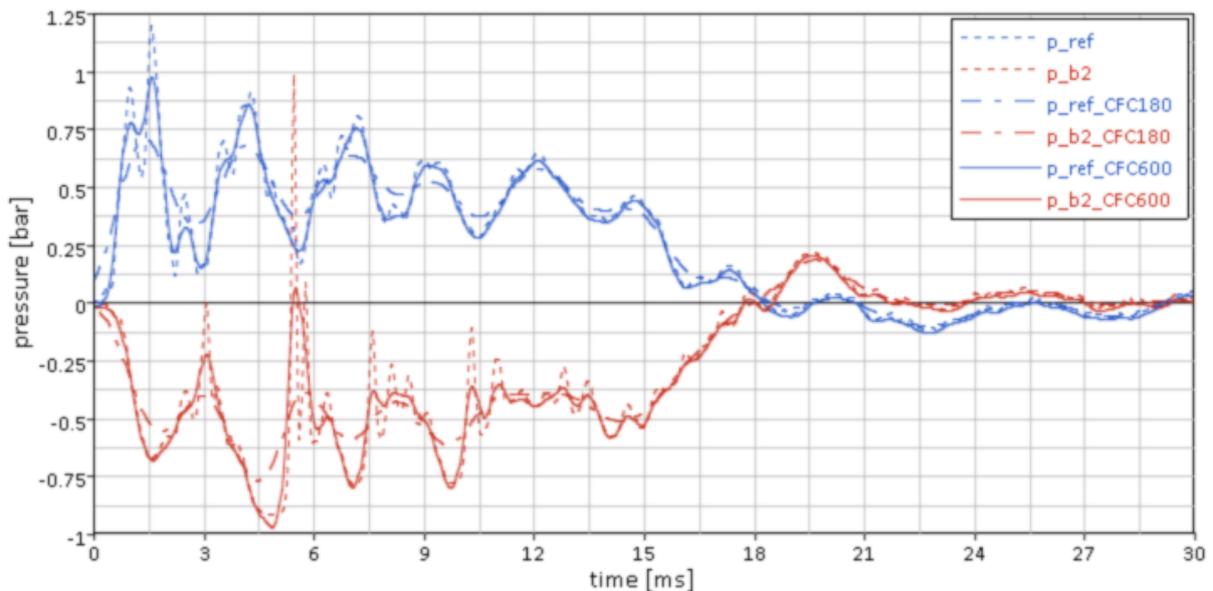


Abbildung 5.5: Filtervergleich Drucksignal (05\_CSF-LS-B-b2)

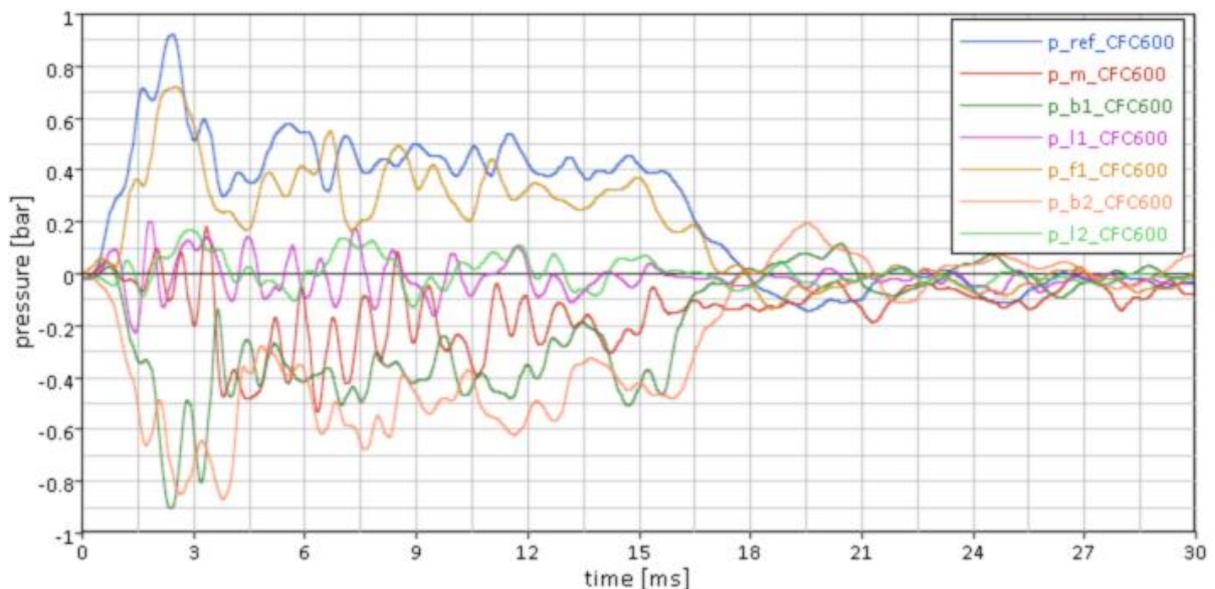


Abbildung 5.6: Druckverläufe der Versuchsreihe LS-B

### 5.3.1 Coup-Druck

Der höchste Coup-Druck wurde bei Versuch 06\_CSF-LS-A-l2 an der Stelle des Referenzdrucksensors (f2) gemessen und betrug ungefiltert 1.36 bar. Er trat 1.5 ms nach dem Crash, bei einer Beschleunigung von -71.7 g (CFC600 gefiltert) auf (Abbildung 5.7)

## 5. Ergebnisse aus den Versuchen

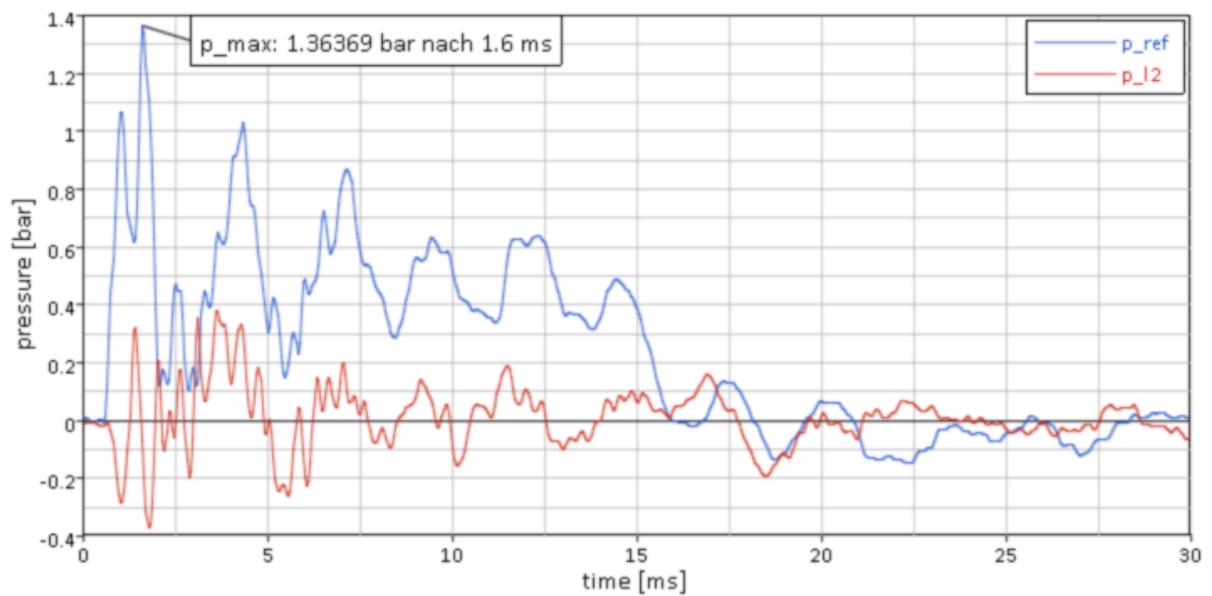


Abbildung 5.7: maximaler Coup Druck bei 06\_CSF-LS-A-I2

Der an der Stelle f2 gemessene Referenzdruck erwies sich, wie in Abbildung 5.8 für die Versuchsreihe LS-C ersichtlich, als sehr gut reproduzierbar.

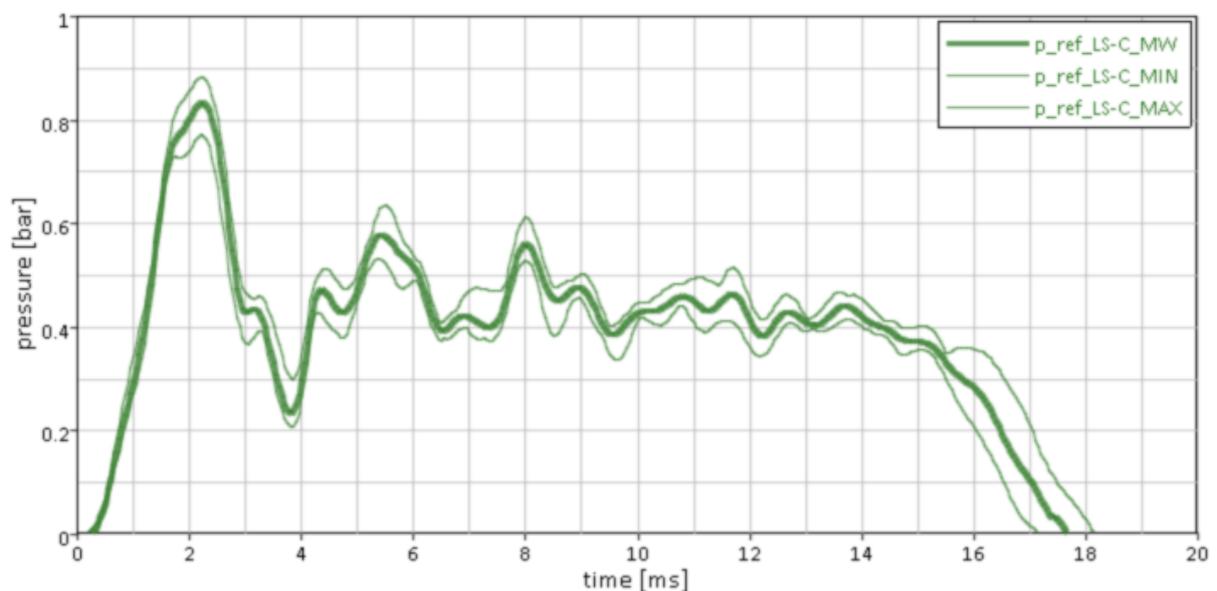


Abbildung 5.8: Streuung des Referenzdrucks der Versuchsreihe LS-C

### 5.3.2 Contrecoup-Druck

Der maximal gemessene Unterdruck auf der Contrecoup Seite betrug -1.03 bar und trat bei Versuch 26\_CSF-LS-B-b1 auf. Er wurde nach 4.1 ms gemessen, wobei bereits nach 2.75 ms das erste Mal ein Druck -1.02 bar gemessen wurde. Wie in Abbildung 5.9 ersichtlich,

schwingt das Signal zu dieser Zeit sehr stark, woraus sich erklären lässt, warum es zu diesen Messergebnissen kam. Tatsächlich ist es physikalisch nicht möglich, dass der Unterdruck -1 bar überstieg. Diese Abweichung im zehntel Bereich kann vermutlich als Messungenauigkeit gewertet werden.

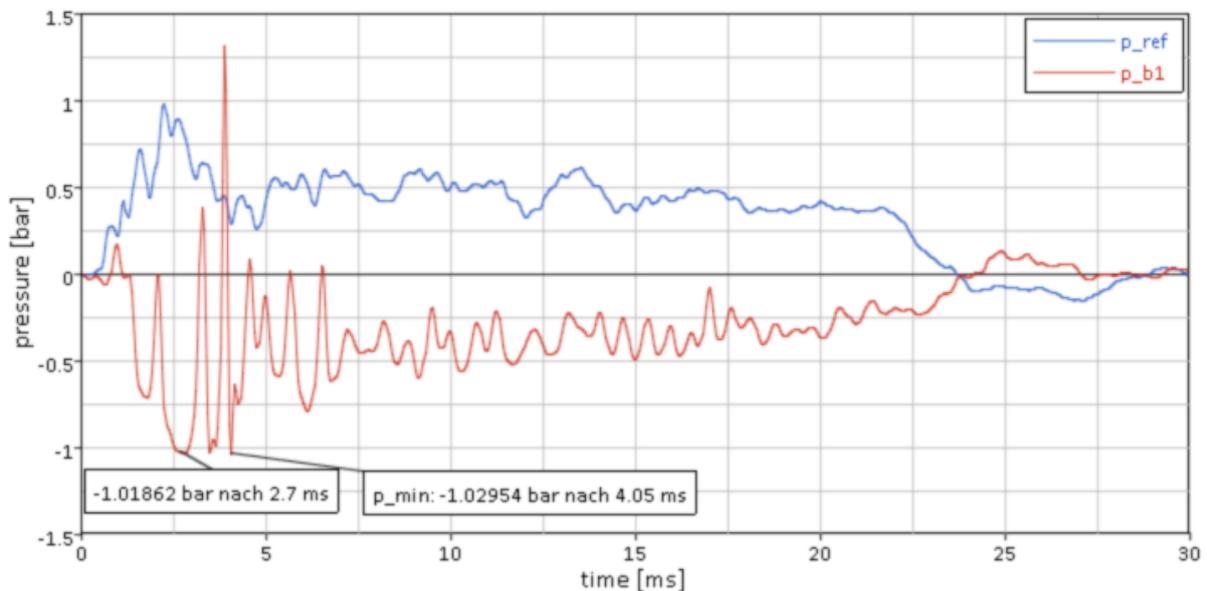


Abbildung 5.9: minimaler Contrecoup-Druck (26\_CSF-LS-B-b1)

### 5.3.3 Druck in der frontalen Ebene

Der Druck in dieser Ebene hat kein eindeutiges Vorzeichen und schwingt mit geringer Amplitude um null (Abbildung 5.10). Dies gilt sowohl für die Position „m“ am höchsten Punkt der Außenkugel, als auch für die seitlichen Positionen (I1, I2).

Der Grund hierfür ist, dass das Modell nur linear und zentral in x-Richtung beschleunigt wurde. Bis auf die Erdbeschleunigung traten in der frontalen Ebene somit keine Belastungen auf, was zu den gemessenen Signalen führte.

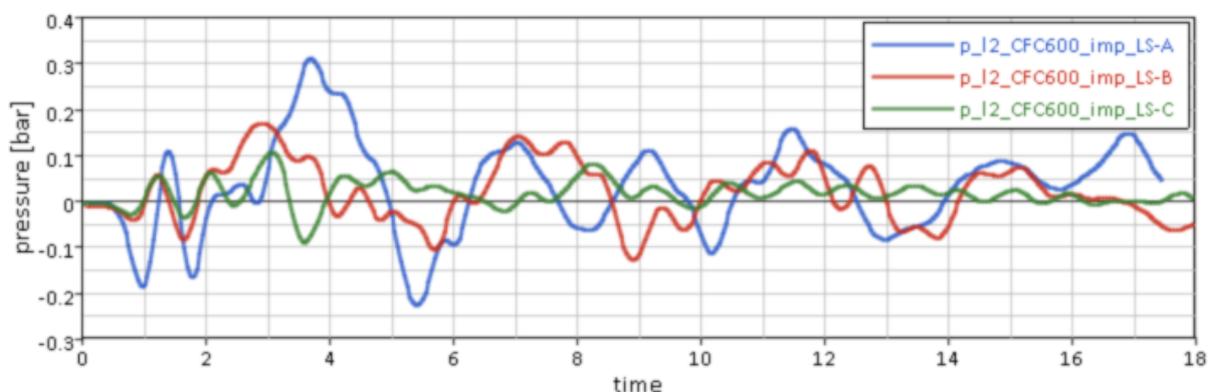


Abbildung 5.10: Druckverlauf an der unteren seitlichen Sensorposition (I2)

### 5.4 Relativbewegungen

Die Bewegungen zwischen den Kugeln waren aufgrund der aufgebrauchten Umfangslinien bei den Versuchen mit den starren Kugeln klar ersichtlich. Die Relativbewegung von Modell A (mit der großen, quasi-starren Kugel) waren minimal und mit dem freien Auge kaum wahrnehmbar. Bei Modell B, mit der kleinen, quasi-starren Innenkugel kam es zu größeren Bewegungen. Das Maximum der Bewegung wurde erst nach dem Ende der Verzögerungsphase erreicht, als der Schlitten bereits zum Stillstand gekommen war.

Mit Hilfe des Programms Target Tracking wurde eine Relativbewegung zwischen innerer und äußerer Kugel bei den Versuchen mit kleiner starrer Kugel durchgeführt. Es wurden 3 Punkte (Targets) auf der Umfangslinie der inneren Kugel verfolgt, die in etwa einem Winkel von 45°, 10° und 90° zur Transversalebene entsprechen. Ein weiterer Punkt wurde an der Außenkugel verfolgt (Abbildung 5.12). Die Bewegung in x-Richtung wurde in Pixel aus dem Video von oben gemessen. Daraus ergaben sich die in Abbildung 5.14 dargestellten Änderungen des Abstands zwischen dem Referenzpunkt auf der äußeren und den Punkten auf der inneren Kugel.

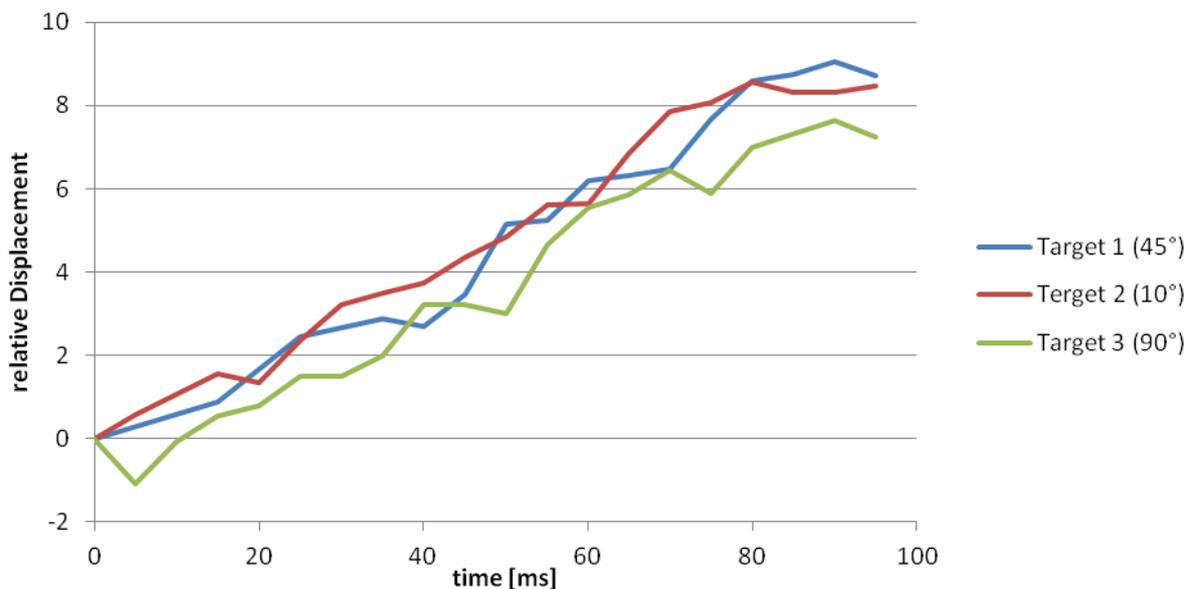


Abbildung 5.11: Relativbewegung der inneren zur äußeren Kugel an 3 verschiedenen Punkten bei Versuch 08\_CSF-LS-B-b1



Abbildung 5.12: Targettracking

Die Visualisierung der Bewegungen mit der viskoelastischen Kugel (Model C) gestaltete sich als schwierig. Hier waren aufgrund der Konsistenz und der Farbe des Materials keine Umrisse der Innenkugel erkennbar. Ein Bemalen der Kugel war ebenfalls nicht möglich, da auf der feuchten Oberfläche kein Halt gegeben war. Nach den ersten Versuchen wurde versucht durch Einfärben des Fluids mit Lebensmittelfarbe eine bessere Sichtbarkeit zu erreichen. Auch ein Einfärben des Agars selbst brachte keinen Erfolg. Schließlich wurden kleine Kupfer-Marker in das Material mit eingegossen, um zumindest an lokalen Punkten Bewegungen zu erkennen.

### 5.5 Vergleich der unterschiedlichen Modelle

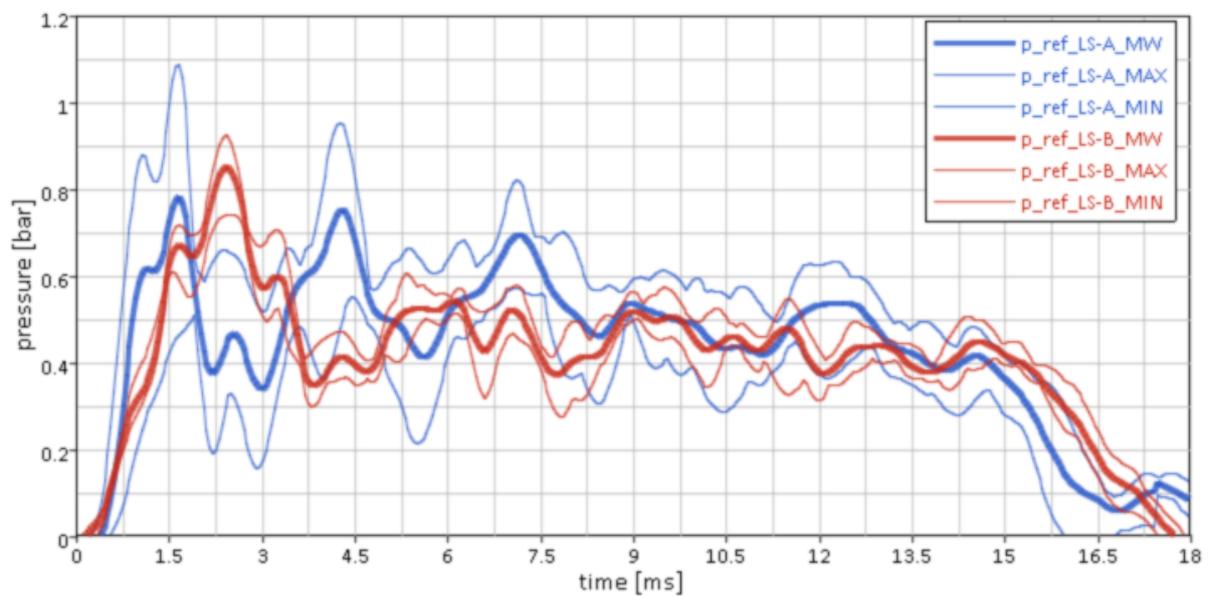
Beim Betrachten des Coup-Drucks der Versuche ist ein Unterschied zwischen den einzelnen Modellen erkennbar. Der Druckgradient kurz nach dem Crash ist bei Modell A größer als bei den anderen Modellen (B und C), was auf den kleineren Spalt zwischen Innen- und Außenkugel zurückgeführt werden kann.

## 5. Ergebnisse aus den Versuchen

---

Die kleineren Kugeln (Modell B und C), erreichen im Durchschnitt einen höheren Maximaldruck (Abbildung 5.14). Modelle B und C schwingen schneller aus und es stellt sich annähernd ein Druckplateau ein. Bei Modell A hingegen nehmen die großamplitudigen Schwingungen erst nach 10 ms ab. Die niederfrequentesten Schwingungen sind beim Modell C zu erkennen.

Versuche mit Modell A zeigen bei den Versuchen mit niedriger Geschwindigkeit die größten Streuungen hinsichtlich des Drucksignals (siehe Abbildung 5.13). Versuche mit den Modellen B und C zeigen sehr geringe Streuungen (siehe Abbildung 5.15).



**Abbildung 5.13: Vergleich der Modelle A und B**

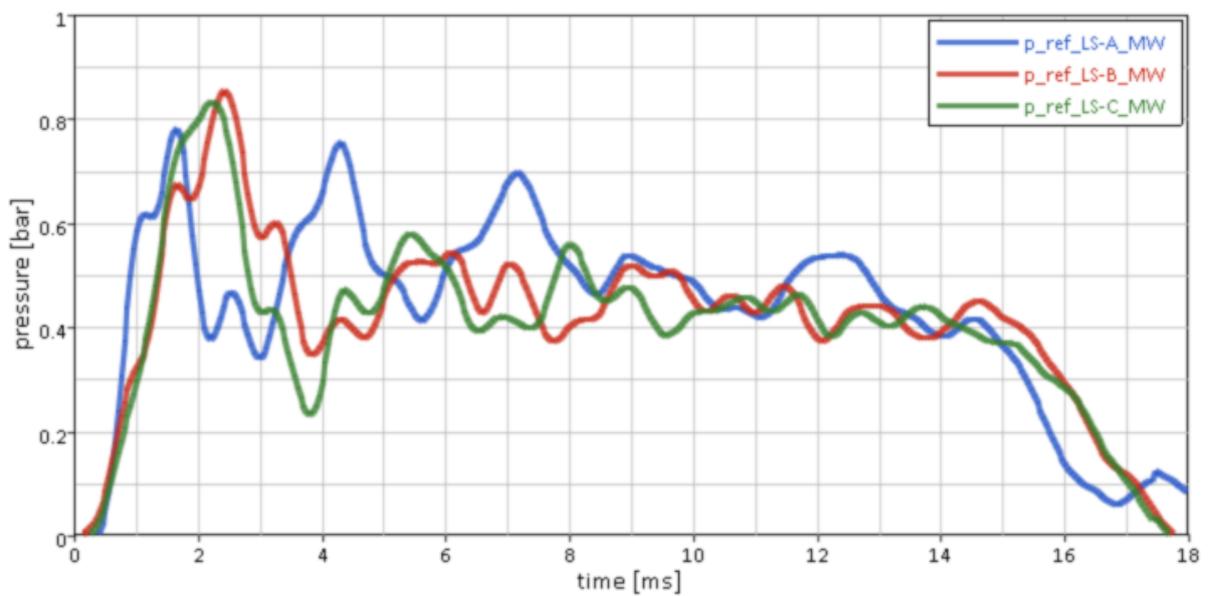


Abbildung 5.14: Vergleich des gemittelten Druckverlaufs aller Modelle bei niedriger Testgeschwindigkeit

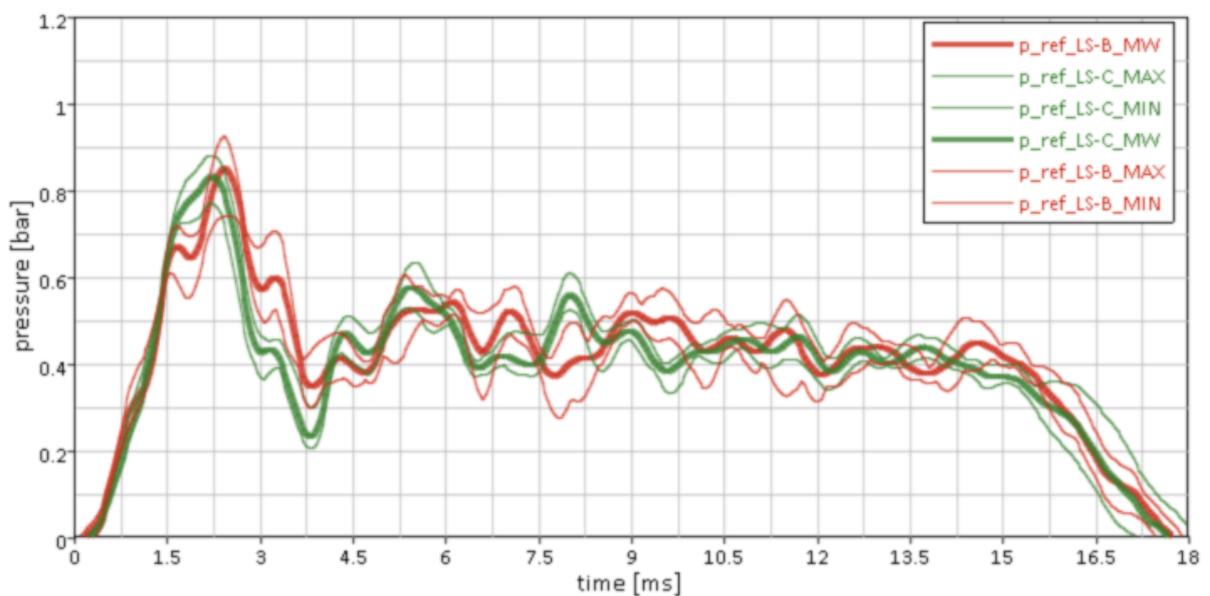


Abbildung 5.15: Vergleich der Modelle B und C

Auch bei den Contrecoup Verläufen sind Unterschiede zwischen den einzelnen Modellen erkennbar. Während bei den Versuchen mit Modell A sowohl bei den HS, als auch bei den LS Versuchen (Abbildung 5.16) der maximale Unterdruck erst nach 5 ms gemessen werden konnte, stellte sich dieser bei den kleineren Modellen B und C bereits nach ca. 2.5 ms ein. Der maximale Unterdruck ist bei Modell A am größten.

## 5. Ergebnisse aus den Versuchen

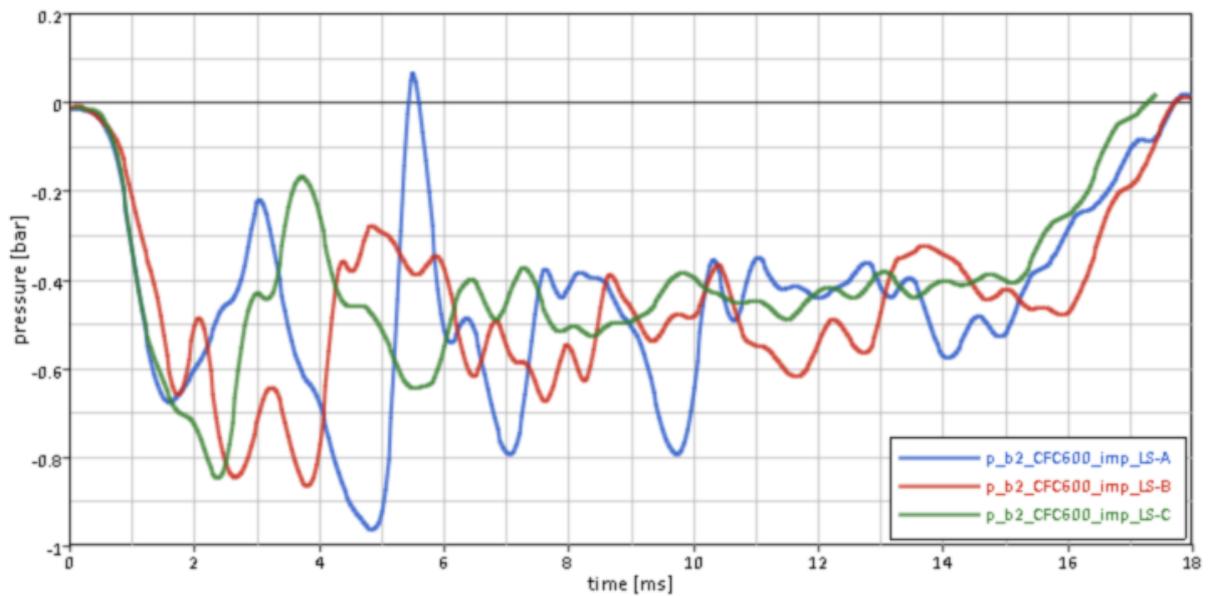


Abbildung 5.16: Vergleich des Contrecoup Druckverlaufs an der Position b2 bei LS-Versuchen

Wie in Abbildung 5.17 ersichtlich konnte ein weiterer Unterschied im Verhalten der beiden Druckseiten zueinander festgestellt werden: Während der Verlauf von Coup und Contrecoup Druck bei Modell C um die Zeitachse symmetrisch ist (die grünen Linien liegen übereinander), ist dies bei dem annähernd starren Modell (rot) nicht der Fall.

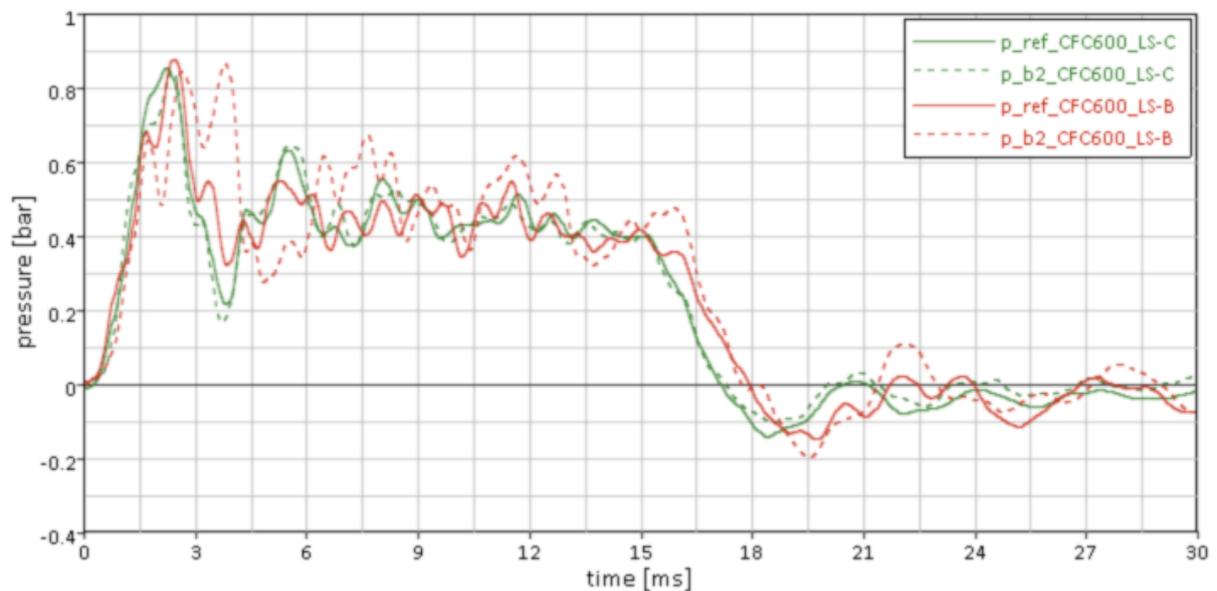


Abbildung 5.17: gespiegelte Contrecoup Verläufe von Modell B und C (strichliert...gespiegelter Contrecoup, durchgezogen...Coup)

## 5.6 Vergleich der unterschiedlichen Testgeschwindigkeiten

In Abbildung 5.18 sind die Druckverläufe des Referenzdrucksensors bei den Versuchen mit näherungsweise starrer, kleiner Kugel (B) bei den zwei unterschiedlichen Testgeschwindigkeiten dargestellt. Hieraus ist ersichtlich, dass die Variation der Geschwindigkeit zu keinem unterschiedlichen Druckniveau, sondern lediglich zu einer längeren Wirkdauer führt.

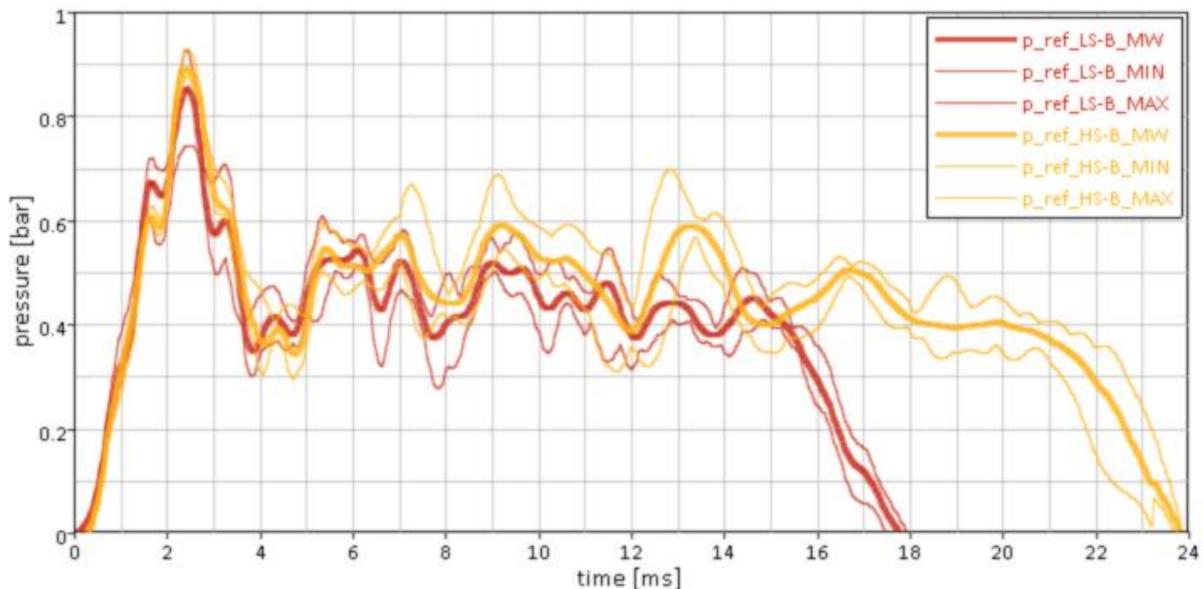
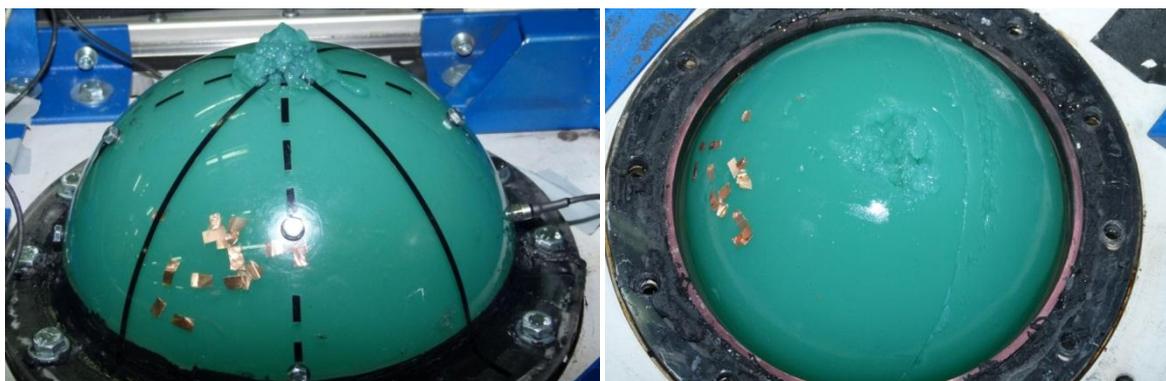


Abbildung 5.18: Vergleich von HS- und LS-Versuchen bei Versuchen mit Kugel B

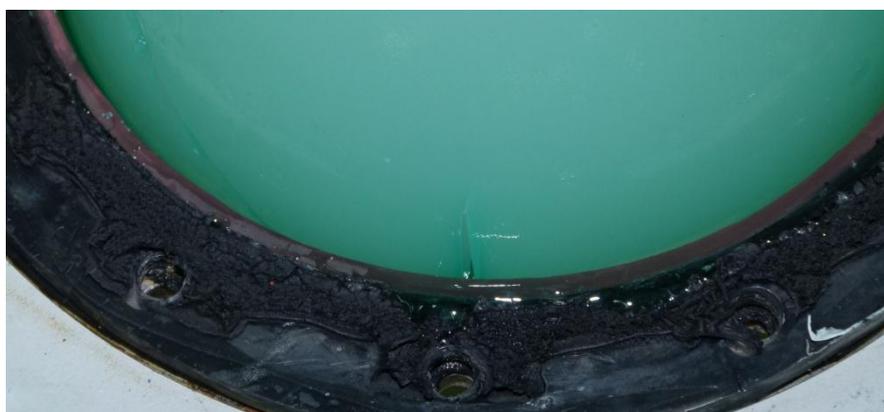
## 5.7 Verhalten des viskoelastischen Hirnmodells

Bei den Versuchen mit hoher Geschwindigkeit kam es bereits beim ersten Versuch zur Schädigung des Modells (Abbildung 5.19). Aus diesem Grund wurden bei dieser Versuchsreihe auch nur drei anstatt ursprünglich sechs vorhergesehenen Versuchen durchgeführt. Beim Herausschrauben des Drucksensors an der höchsten Stelle der Kugel trat das abgetragene Material aus (Abbildung 5.19, links).



**Abbildung 5.19: Beschädigtes Agar-Modell nach HS-Versuchen**

Auch bei den Versuchen mit niedriger Testgeschwindigkeit konnte beim Ausbau der Kugel ein Riss auf der Contrecoup Seite des Modells festgestellt werden (Abbildung 5.20).

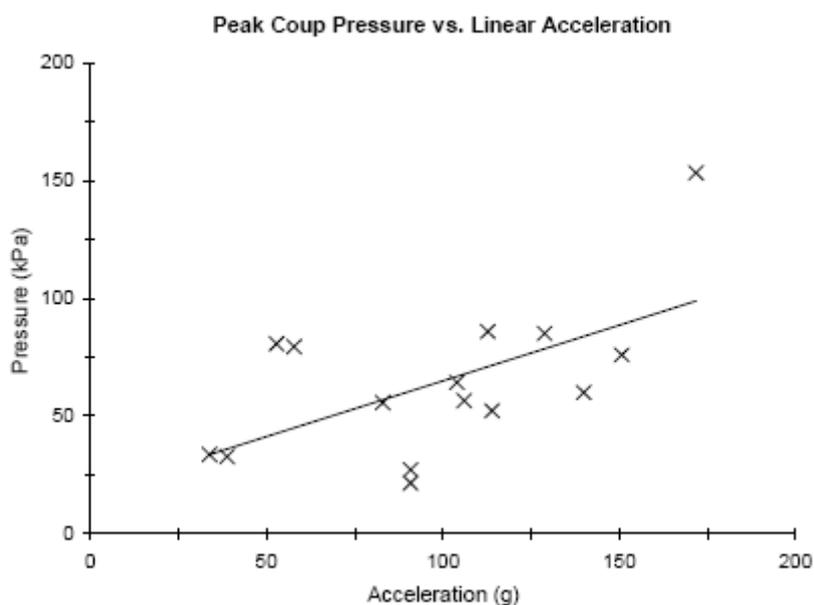


**Abbildung 5.20: Riss auf der Contrecoup Seite**

### **5.8 Diskussion der Ergebnisse aus den Versuchen**

Bei den in 2.5.4 vorgestellten Versuchen mit physikalischen Ersatzmodellen wurde keine Druckmessung durchgeführt. Außerdem wurden diese entweder zweidimensional als Schichtmodelle oder als Zylinder durchgeführt. Dass in vorangegangenen Studien zumeist solche zwei-dimensionale Modelle zur Anwendung kamen, liegt wohl in erster Linie an der einfacheren Versuchsvorbereitung und -durchführung. Fertigung und Zusammenbau des dreidimensionalen Modells hat sich als aufwändig erwiesen. Dafür ähnelt das Modell weitaus mehr dem menschlichen Kopf als ein Zylinder im Zylinder. Ein Vergleich mit diesen Versuchen, die in erster Linie der Dehnungsmessung des Gehirngewebes ohne die Grenzfläche zwischen Hirn und Schädel weiter zu berücksichtigen dienen, ist nicht sinnvoll.

Die Versuche von Hardy (2007) und Nahum (1977) scheinen hier schon eher zum Vergleich geeignet zu sein. Allerdings muss beachtet werden, dass die Verläufe der Beschleunigung stark abweichen, was wiederum zu einem starken Unterschied bei den Druckverläufen führt. Sowohl bei den Versuchen von Nahum als auch von Hardy wurde mit einem kurzen und sehr hohen (bis zu 500 g) Puls verzögert. Auch wurde keine annähernd konstante Verzögerung wie bei den hier vorgestellten Versuchen erreicht. Der lineare Zusammenhang zwischen Beschleunigung und intrakraniellen Druck wurde sowohl von Hardy, als auch Nahum festgestellt und passt auch mit den Messergebnissen der aktuellen Studie zusammen. Verglichen mit den Versuchen von Hardy (2007) (Abbildung 5.21) war der gemessene Spitzendruck bei den aktuellen Versuchen höher. Die kann einerseits an den unterschiedlichen Messsensoren liegen, andererseits sind die Maximalwerte auch stark von dem verwendeten Filter für die Signale abhängig. Es ist auch erkennbar, dass hier die Daten auch bei Hardy sehr stark streuen, weshalb sich ein Vergleich schwierig gestaltet.



**Abbildung 5.21: maximaler Coup-Druck bei unterschiedlichen Beschleunigungen (Hardy, 2007)**

## 5. Ergebnisse aus den Versuchen

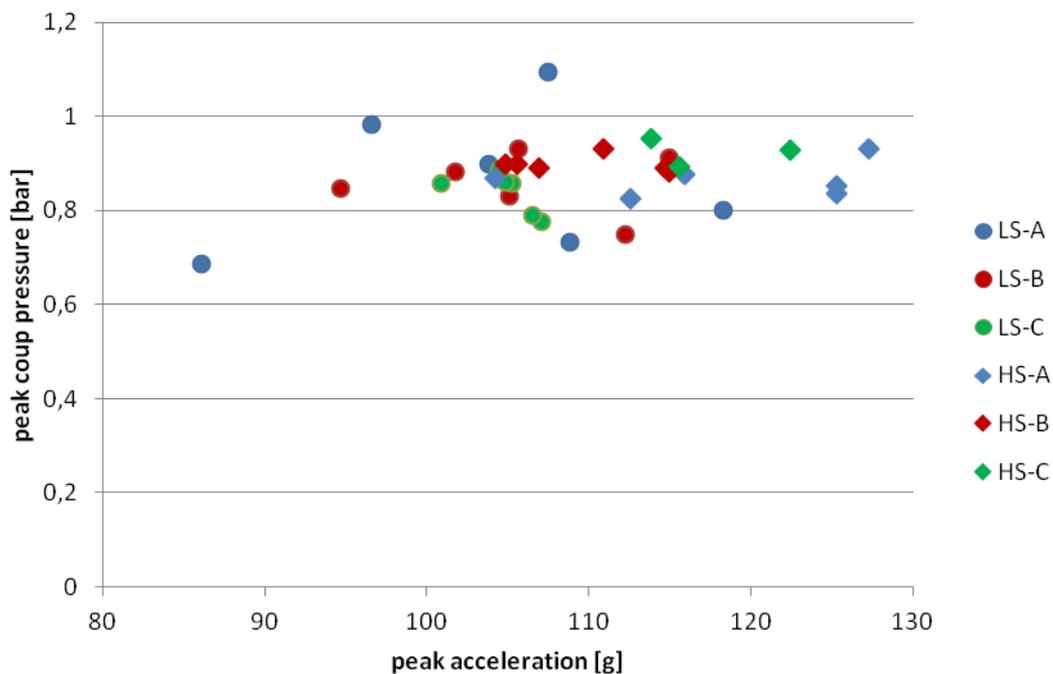


Abbildung 5.22: maximaler Druck über maximale Beschleunigung

Eine bessere Vergleichbarkeit ist bei den über die Dauer der Belastung gemittelten Werten gegeben. In Abbildung 5.23 werden die Messdaten der aktuellen Versuche mit jenen von Nahum (1977) verglichen. Trotz der vereinfachten Rahmenbedingungen des Ersatzmodells, liegen die Messergebnisse sehr nahe an der (ca. 0.05 bar darunter) von Nahum ermittelte Trendlinie. Die größten Abweichungen zu dieser fand bei der Versuchsreihe HS-C statt und ist durch die Beschädigungen des Materials bei diesen Versuchen erklärbar wie in der Literatur beschrieben konnte ein annähernd linearer Zusammenhang zwischen Druck und Beschleunigung festgestellt werden. Dieser lässt sich bei Modell B mit einer besonders hohen Korrelation darstellen (Abbildung 5.24). Die Trendlinie verläuft annähernd parallel zu jener von Nahum (1977).

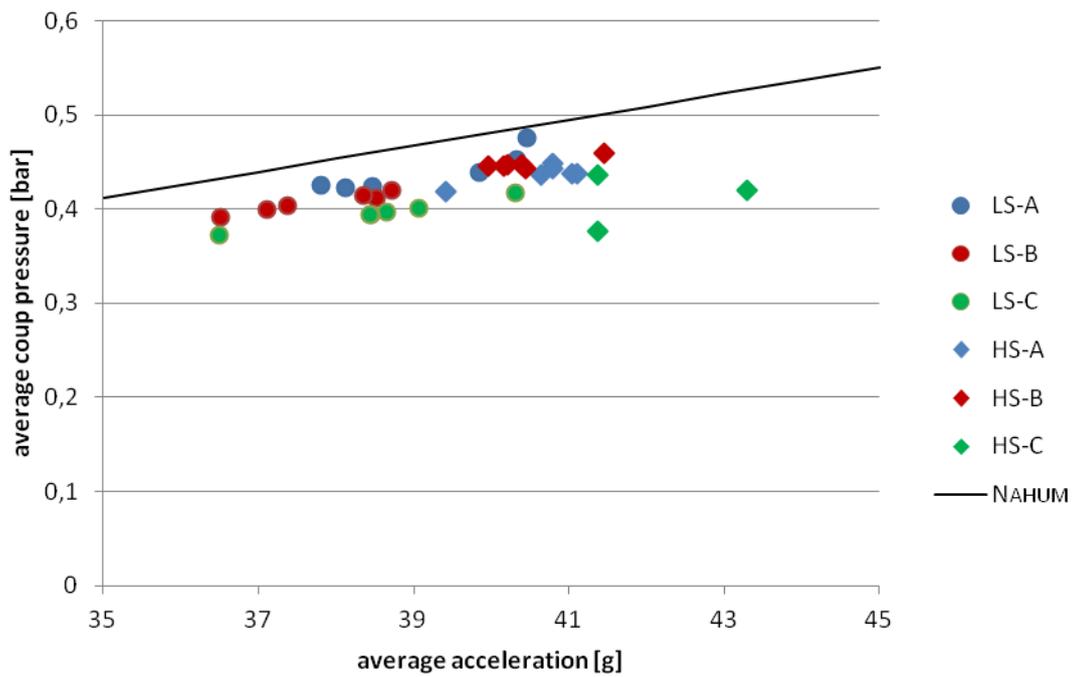


Abbildung 5.23: Vergleich gemittelter Druck über gemittelte Beschleunigung mit Nahum u.a. (1977)

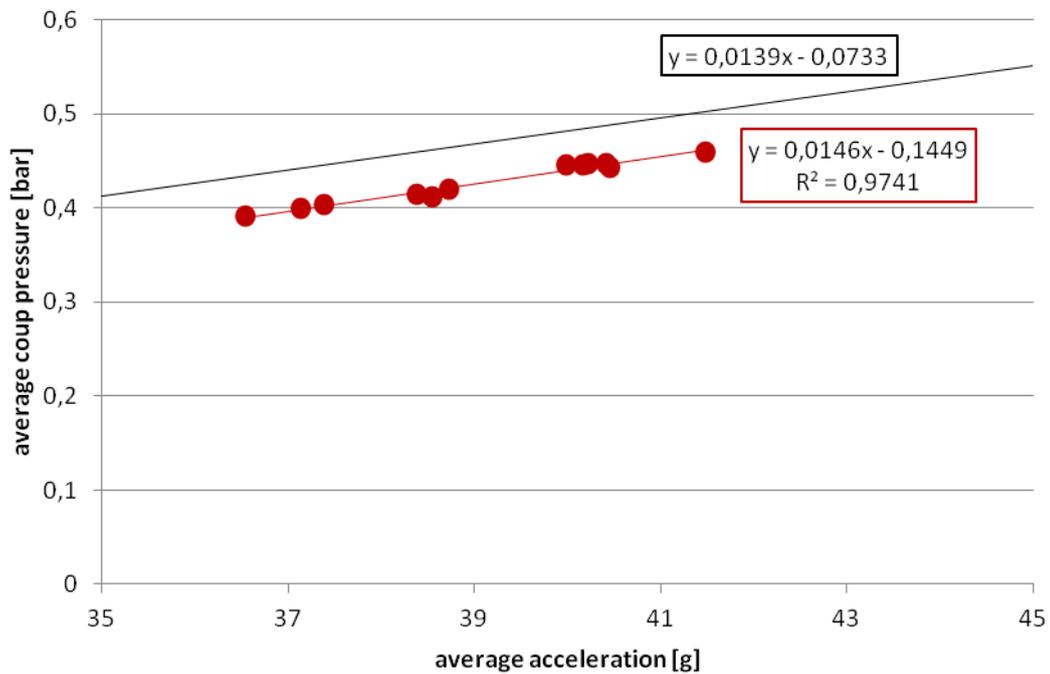


Abbildung 5.24: gemittelter Druck über gemittelte Beschleunigung - Versuche mit Modell B (rot) im Vergleich zur Trendlinie von Nahum u.a. (1977) (schwarz)

Der gewählte Versuchsaufbau brachte die gewünschte hohe Reproduzierbarkeit. Die gewonnenen Druckverläufe stellen eine gute Vergleichsgröße für Validierungsversuche dar.

Das Wechseln der Sensorpositionen stellte sich als geeignete Methode heraus, um mit nur zwei Sensoren Druckverläufe an sieben Punkten zu erhalten.

Der Referenzdruck zeigt bei den Versuchen mit Modell A und niedriger Geschwindigkeit die größte Streuung, da es bei den ersten Versuchen noch Probleme mit eingeschlossenen Luftblasen im ACSF und dem Abdichten der äußeren Kugel gab. Dies konnte allerdings durch ein Optimieren des Füllvorgangs und dem Verwenden von zusätzlichem Dichtmaterial zwischen den beiden Außenkugeln verbessert werden. Die niederfrequentesten Schwingungen bei Modell C zu sind vermutlich auf das viskoelastische und damit energieverzehrende Verhalten des Materials zurückzuführen.

Der höhere Druckgradient des Coup Drucks bei Modell A zeigt, dass das vorhandene Fluidvolumen einen Einfluss auf diesen hat. Das Vorhandensein von mehr Flüssigkeit, wie es bei älteren Menschen der Fall ist, scheint eine bessere Dämpfung auf der Aufprallseite zu bewirken. Weiters konnte beobachtet werden, dass die Dicke der Fluidschicht die Relativbewegungen stark beeinflusste. Bei einem Flüssigkeitsspalt von ca. 1.5 mm keine Verschiebung zwischen innerer und äußere Kugel festgestellt werden, während diese bei der kleineren Kugel eindeutig erkennbar und in der Größenordnung des Spalts waren. Dies ist einerseits auf die unterschiedliche Schwerpunktlage und andererseits auf den begrenzten Freiraum zur äußeren Kugel zurückführbar.

Die Drücke auf der Contrecoup Seite liegen immer wieder unter dem Niveau des Dampfdruckes von Wasser bei Raumtemperatur (nach Truckenbrodt (2008)  $p_{d\_absolut} = 0.0234$  bar). Daraus lässt sich schließen, dass ein Auftreten von Kavitation durchaus möglich ist. Dies könnte eventuell auch die Verletzungen des Agars bei den Versuchen mit hoher Testgeschwindigkeit erklären.

Der Vergleich der Druckverläufe bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten zeigt den direkten Zusammenhang zwischen Druck und Beschleunigung. Eine Änderung der Geschwindigkeit führte zu keiner Druckniveauänderung. Das längere Einwirken der Beschleunigung führte allerdings zu einem länger wirkenden Druck. Bei gemittelten Werten für Coup Druck und Beschleunigung zeigt sich ein klarer linearer Zusammenhang.

Die geringe Relativgeschwindigkeit zwischen innerer und äußerer Kugel dürfte wohl am geringen Dichteunterschied zwischen Innenkugel und ACSF liegen (<10 %). Mit anderen Worten: Die Auftriebskraft (i.d.F. ist die Auftriebskraft negativ) des Hirns beträgt nur ein

Zehntel seiner Gewichtskraft. D.h. in weiterer Folge, dass die Absolute der Auftriebskraft selbst bei 50 g Beschleunigung nur rund 100-150 N beträgt.

Die Auswertung der Relativbewegungen mittels Targettracking ist äußerst ungenau. Da erst im Nachhinein entschieden wurde, die Bewegungen quantitativ auszuwerten waren keine richtige Targets, sondern lediglich Linien auf den Kugeln vorhanden. Dies erschwerte das Verfolgen der Punkte. Ein weiteres Problem ist die fehlende Unterscheidung von Rotation und linearer Bewegung. Die Rotation ist an der Relativbewegung zwischen den einzelnen Targets auf der inneren Kugel erkennbar.

Agar erwies sich als geeignetes Hirn-Ersatzmaterial. Es liegt die Vermutung nahe, dass der Riss auf der Contrecoup Seite durch den hohen Unterdruck entstanden ist. Daraus kann vermutet werden, dass sich Agar möglicherweise auch eignet, um Verletzungen des Hirngewebes nachzubilden. Allerdings ist das Material aufgrund des höheren Wasseranteils und der damit verbundenen niedrigeren Kompressibilität und geringeren Zugfestigkeit empfindlicher als Hirngewebe. Durch den extrem hohen Wasseranteil kann davon ausgegangen werden, dass Agar beinahe inkompressibel ist. Auch dieses Verhalten ist konsistent mit jenem von Gehirngewebe. Es wird in der Literatur i.a. ein Querkontraktionszahl von 0.5 für Gehirngewebe angegeben. Die Sichtbarkeit der Verschiebung sowie die Stabilität könnten bei zukünftigen Versuchen durch eine Erweiterung des Modells um künstliche Hirnhäute verbessert werden.

## 6 Analytisches Modell

Auf Basis der Beobachtungen der Experimente wurde ein Ansatz für die analytische Beschreibung des Problems gefunden. Es wurde nach einer Gleichung zur Berechnung des Drucks im Fluid des Ersatzmodells gesucht. Der so gewonnene Druckverlauf wurde mit den Messdaten verglichen und gibt Aufschluss über die Einflussgrößen.

### 6.1 Grundlagen der Fluidmechanik

Für die Erklärung des Ansatzes werden zunächst einige Grundbegriffe der Strömungslehre erläutert.

- **Fluid:** „Materie, die sich unter dem Einfluss von Scherkräften unbegrenzt verformt. Die zur Verformung eines flüssigen Körpers notwendigen Scherkräfte gehen gegen null, wenn die Verformungsgeschwindigkeit gegen null geht.“ (Spurk, Aksel, 2010: S. 1)
- **Festkörper:** „Im Gegensatz dazu gehen beim festen Körper die zu einer bestimmten Verformung notwendigen Kräfte gegen null, wenn die Verformung selbst gegen null geht.“ (Spurk, Aksel, 2010: S. 1)
- **Newtonsches Fluid:** Medium für das ein linearer Zusammenhang zwischen Schubspannung und Verformungsgeschwindigkeit gegeben ist. D.h., dass die Viskosität  $\mu$  konstant und nicht abhängig von der Schergeschwindigkeit ist. (Zierep, Bühler, 2010)

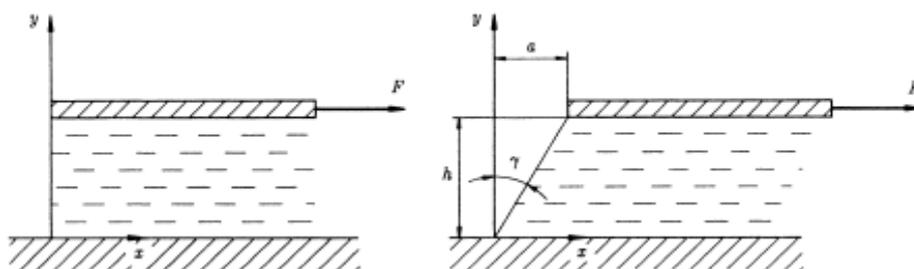


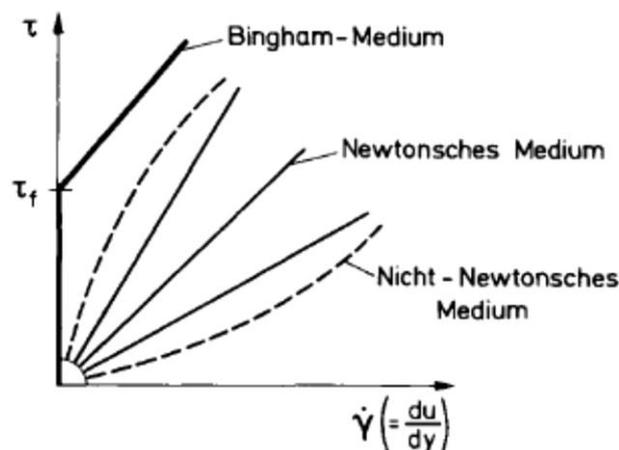
Abbildung 6.1: Scherung zwischen zwei Platten (Spurk, Aksel, 2010)

Zur Veranschaulichung des Unterschieds zwischen Fluid und Festkörper soll Abbildung 6.1 dienen. Man stelle sich, wie hier dargestellt zwei Platten vor, wobei eine davon mit einer Scherkraft  $F$  beaufschlagt wird. Wenn nun der Körper zwischen den zwei Platten ein Festkörper ist, dann ist die auf die Plattenfläche  $A$  bezogene Kraft  $\tau$  proportional zum Scherwinkel  $\gamma$  (Formel 6.1 für Festkörper), der sich aus der Auslenkung  $a$  und dem Plattenabstand  $h$  ergibt. Als materialabhängiger Proportionalitätsfaktor dient bei diesem

Zusammenhang der Schubmodul  $G$ . Ist das Material zwischen den zwei Platten eine Flüssigkeit, geht die Auslenkung gegen unendlich. Die auftretende Schubspannung ist abhängig von der Schergeschwindigkeit  $\dot{\gamma}$  und der Viskosität  $\mu$  (Formel 6.1 für Fluid). Bei einem Newtonsches Fluid ist dieses Verhältnis linear (Abbildung 6.2). Die Geschwindigkeit der Strömung wird in x-Richtung als  $u$  bezeichnet und ist eine lineare Funktion von  $y$ . (Spurk, Aksel, 2010)

**Formel 6.1: Berechnung der Schubspannung bei Festkörpern - Fluiden (Spurk, Aksel, 2010)**

Festkörper:	$\tau = G \cdot \gamma = G \cdot \frac{a}{h}$	$(\gamma \ll 1)$
Fluid:	$\tau = \mu \cdot \dot{\gamma} = \mu \cdot \frac{du}{dy}$	



**Abbildung 6.2: Unterschied zwischen Newtonschen und Nicht-Newtonschen Fluiden (Zierep, Bühler, 2010)**

Die Navier Stokes Gleichungen bzw. Impulsgleichungen in Formel 6.2 besagen, dass die zeitliche Änderung des Impulses eines Körpers gleich der Summe der angreifenden Oberflächen- und Volumenkräfte ist. (Spurk, Aksel, 2010)

**Formel 6.2: allgemeine Impulsgleichung (Durst, 2006)**

$$\rho \cdot \left[ \underbrace{\frac{\partial u_i}{\partial t}}_{\text{Zeitliche Änderung des Impulses im Kontrollvolumen}} + \underbrace{u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j}}_{\text{Impulsfluss über Oberfläche}} \right] = - \underbrace{\left( \frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial \tau_{ji}}{\partial x_j} \right)}_{\text{Summe der Oberflächen- und Volumenkräfte}} + \rho \cdot f_i^B$$

Dabei steht der Index  $i$  für die Normalenrichtung der Durchtrittsfläche und  $j$  für die Richtung des übertragenen Impulses.

## 6.2 Ansatz für die analytische Näherung

Aufgrund der Beobachtungen in den Versuchen wurden folgende Vereinfachungen angenommen (Brenn, 2012):

- Das CSF ist ein Newtonsches Fluid.
- Der Einfluss der Gravitation ist vernachlässigbar klein.
- Lediglich die Kräfte infolge der Verzögerung normal zur Frontalebene werden berücksichtigt.
- Der Druck in der mid-Frontalebene wird als konstant angenommen.
- Aufgrund der minimalen Relativbewegungen zwischen den beiden Kugeln wird die Strömungsgeschwindigkeit vernachlässigt.

Da angenommen wird, dass die Strömungsgeschwindigkeiten vernachlässigbar klein sind, kann die Grundgleichung der Hydrostatik (Formel 6.3) verwendet werden. Neben den Geschwindigkeitstermen verschwinden hier auch die Spannungsterme, da diese nur in bewegten Fluiden vorhanden sind. Durch Transformation (Formel 6.4) in Kugelkoordinaten (Abbildung 6.3) erhält man die Differentialgleichungen in Formel 6.5. Die z-Richtung wird als Belastungsrichtung definiert, da es hier zu keiner Abhängigkeit von  $\phi$  kommt und so die Rotations-Symmetrie um die Belastungsrichtung natürlich gegeben ist.

**Formel 6.3: Grundgleichung der Hydrostatik (Spurk, Aksel, 2010)**

$$\nabla p = \rho \cdot f^B \qquad f^B = \text{Volumenkraft} \quad \left[ \frac{N}{kg} \right] = \left[ \frac{m}{s^2} \right]$$

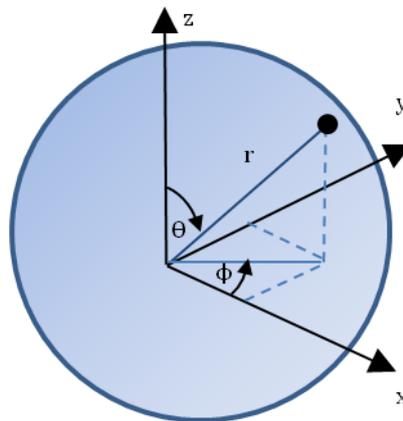


Abbildung 6.3: Kugelkoordinaten (basierend auf Kallenrode, 2005)

Formel 6.4: Kugelkoordinaten-Transformation (Kallenrode, 2005)

$x = r \cdot \sin(\theta) \cdot \cos(\phi)$ $y = r \cdot \sin(\theta) \cdot \sin(\phi)$ $z = r \cdot \cos(\theta)$	$\nabla = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial r} \\ \frac{1}{r} \cdot \frac{\partial}{\partial \theta} \\ \frac{1}{r \cdot \sin(\theta)} \cdot \frac{\partial}{\partial \phi} \end{bmatrix}$	$e_r = \begin{bmatrix} \sin(\theta) \cdot \cos(\phi) \\ \sin(\theta) \cdot \sin(\phi) \\ \cos(\theta) \end{bmatrix}$ $e_\theta = \begin{bmatrix} \cos(\theta) \cdot \cos(\phi) \\ \cos(\theta) \cdot \sin(\phi) \\ -\sin(\theta) \end{bmatrix}$ $e_\phi = \begin{bmatrix} -\sin(\phi) \\ \cos(\phi) \\ 0 \end{bmatrix}$
--	---	---

Formel 6.5: analytischer Ansatz

Grundgleichung der Hydrostatik in Kugelkoordinaten:

$$\frac{\partial}{\partial r} p = \rho \cdot f_r$$

$$\frac{\partial}{\partial \theta} p = r \cdot \rho \cdot f_\theta$$

$$\frac{\partial}{\partial \phi} p = r \cdot \rho \cdot \sin(\theta) \cdot f_\phi$$

Volumenkraft in Kugelkoordinaten:

$$f^B = \begin{bmatrix} a \cdot \cos(\theta) \\ -a \cdot \sin(\theta) \\ 0 \end{bmatrix} \left[ \frac{m}{s^2} \right]$$

Randbedingung:

$$p\left(\theta = \frac{\pi}{2}\right) = p_0 = 0 \text{ bar}$$

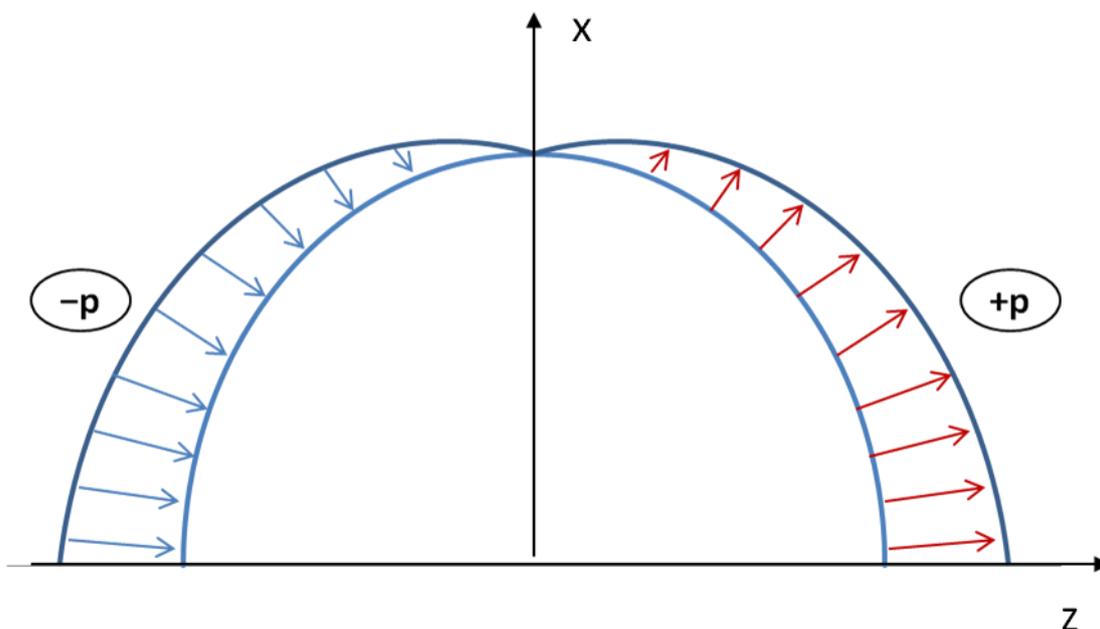
Durch Lösen der partiellen Differentialgleichungen aus Formel 6.5 erhält man den in Formel 6.6 beschriebenen Zusammenhang zwischen Druck und Beschleunigung in z-Richtung  $a$ , der Dichte  $\rho$  sowie der Geometrie (Radius  $r$ , Azimutwinkel  $\theta$ ).

**Formel 6.6: analytische Näherung für den Druckverlauf**

$$p = a \cdot \rho \cdot r \cdot \cos(\theta)$$

### 6.3 Ergebnisse aus der analytischen Näherung

Aus Formel 6.6 ist ersichtlich, dass der Radius, die Dichte und die Beschleunigung einen linearen Einfluss auf den Druck haben. Darüber hinaus kann der Verlauf des Drucks über den Querschnitt der Kugel, wie in Abbildung 6.4 dargestellt, berechnet werden. Der Vorzeichenwechsel des Drucks zwischen Coup- und Contrecoup Seite ist hier klar ersichtlich.



**Abbildung 6.4: qualitativer Druckverlauf in der Sagittalebene**

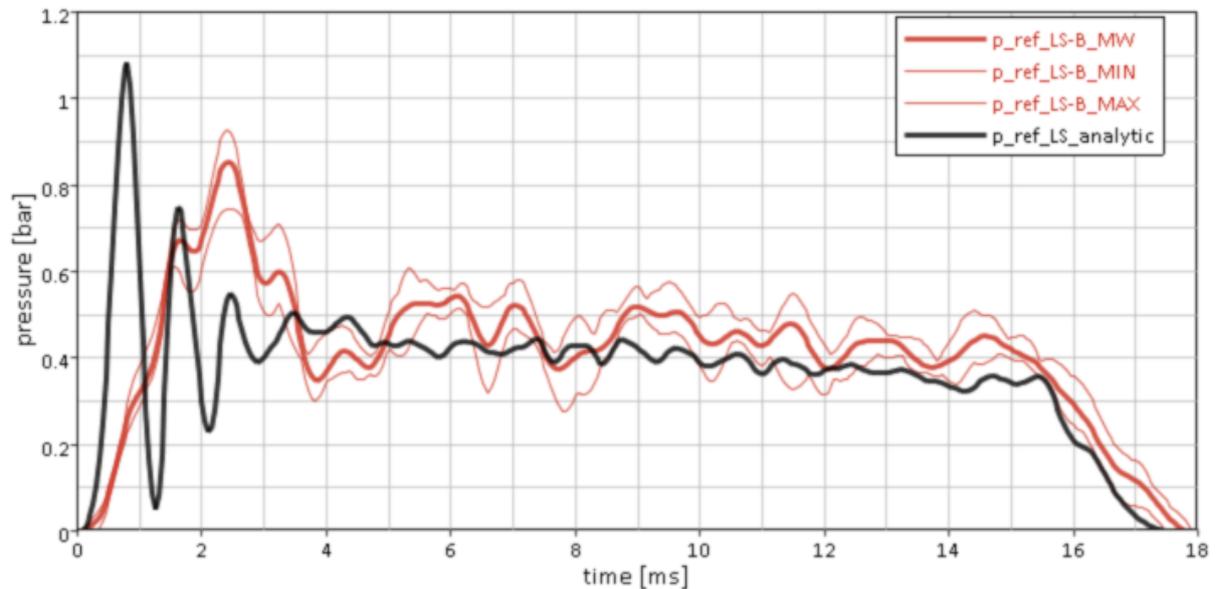
Durch Einsetzen des Beschleunigungsverlaufs kann ein Druckverlauf über die Zeit berechnet werden.

### 6.4 Vergleich der analytischen Näherung mit den Messdaten

In Abbildung 6.5 wird der analytisch ermittelte Druckverlauf mit dem gemessenen an der Referenzposition bei niedriger Geschwindigkeit und Hirnmodell B (kleine starre Kugel) verglichen. Daraus ist ersichtlich, dass das Druckniveau der analytischen Näherung gut an die

gemessenen Werte herankommt. Allerdings steigt der berechnete Druck steiler an und schwingt am Beginn mehr und später weniger als der gemessene Druck.

Trotz der sehr einfachen Annahmen stimmt der Verlauf tendenziell mit dem experimentellen Modell gut überein, v.a. das Druckplateau, das sich nach 3-4 ms einstellt.

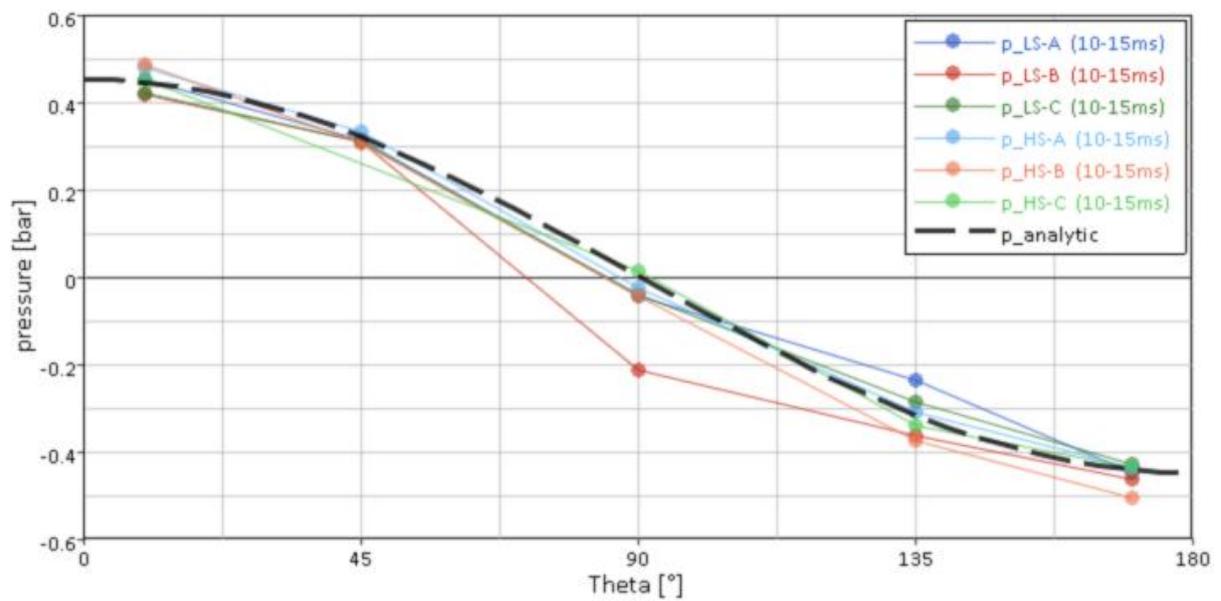


**Abbildung 6.5: Vergleich der analytischen Näherung mit den Messdaten der Versuchsreihe LS-B**

Die Abweichung zwischen analytischem Modell und experimentellem Versuch sind einerseits in den Annahmen für das analytische Modell zu suchen, andererseits in den Randbedingungen des experimentellen Modells:

- Strömung zwischen Coup- und Contrecoup Seite wurde nicht berücksichtigt. Das ist auch daran zu sehen, dass in der Formel die Fluiddicke, die ja auch den Ringspalt, durch den der Volumenaustausch zu erfolgen hat, definiert, nicht berücksichtigt wird. Die Strömungsgeschwindigkeiten werden vernachlässigt.
- Strukturverformung der Außenschale und der Kugel blieben unberücksichtigt
- Im Experiment konnte keine eindeutig definierte Anfangslage erreicht werden – infolge der Vorbeschleunigung, die zur Erreichung der Testgeschwindigkeit erforderlich war

## 6. Analytisches Modell



**Abbildung 6.6: Verlauf des Drucks über den Azimutwinkel  $\theta$  in der Sagittalebene**

Ein Vergleich des gemittelten Drucks gegen Ende des Crashes (5-10 ms) an den verschiedenen Sensorpositionen (abhängig von  $\theta$ ) in Abbildung 6.6 zeigt, wie ausgesprochen gut analytische Näherung ( $a=45g$ ) und Messergebnisse für diese Zeit zusammenpassen.

## 7 Numerisches Modell

Das Hauptaugenmerk in dieser Untersuchung liegt auf der Modellierung des CSF. In bisherigen numerischen Kopfmodellen wird, zufolge zugehöriger Veröffentlichungen, das CSF entweder vernachlässigt oder als elastischer Körper modelliert. (z.B. Deck, Willinger, 2009; Horgan, Gilchrist, 2003; Kleiven, 2002; Takhounts u. a., 2008)

Während es in den letzten Jahren in erster Linie darum ging, die Geometrie hinreichend genau abzubilden, wurde verhältnismäßig wenig Augenmerk auf die numerische Genauigkeit gelegt. Bisherige numerische Modelle wurden alle anhand von Leichenversuchen validiert, indem der Druck unter Einwirkung einer Beschleunigung im CSF gemessen wurde. Dieser zeigt im Allgemeinen eine gute Übereinstimmung mit den experimentellen Tests. Es wurden auch Realunfälle mit derart validierten Modellen nachgestellt, und so konnten Messwerte (z.B. Dehnung, Dehnrage, Spannungen, Drücke,...) und Verletzungsart (diffuse axonale Verletzungen, Hämatome,...) bzw. -schwere korreliert werden. Die bisherigen numerischen Modelle können also das Verletzungsrisiko mit recht hoher Genauigkeit prognostizieren. Dennoch wird vermutet, dass die aktuellen numerischen Modelle die tatsächlichen Phänomene und damit die Verletzungsmechanismen nicht korrekt simulieren. Grund für diese Vermutung liefert zum Beispiel die Veröffentlichung von Baeck.

Baek u.a. (2011) untersuchten den Einfluss unterschiedlicher CSF- Modellierungen und Vernetzungen an einem zylinderförmigen Ersatzmodell. Das Ergebnis der Studie von Baek zeigte, dass die unterschiedlichen Modelle des CSF dringend überprüft werden sollten und es noch immer an einer realistischen Abbildung des CSF mangelt. Konkret wurden folgende Modellierungsarten verglichen:

- SPH (Smoothed Particle Hydrodynamics) (Mat\_SPH)
- Elastisches Material (Mat\_Elastic)
- Elastisches Fluid Material (Mat\_Elastic\_Fluid)

Eine Modellierung mit SPH (Smoothed Particle Hydrodynamics) ist in der Studie von Baek u.a. (2011) aufgrund von Problemen bei den Kontaktbedingungen gescheitert. Die Modellierung mit einem „Elastischen Fluid Material“ ist bereits etwas realistischer als eine Modellierung mit einem rein elastischen Material- hier kann das Modell keine Schubspannungen übertragen. Das Fließen der Flüssigkeit ist jedoch auch hier nicht möglich. Zum Vergleich der verschiedenen Modellierungsarten wurden die Van Mises Vergleichsspannung sowie die Verformungsenergie des Hirngewebes und der intrakranielle Druck herangezogen. Die großen Unterschiede hinsichtlich der Messwerte zeigten den

beachtlichen Einfluss der Modellierung des CSF auf die Ergebnisse und beweisen somit die Wichtigkeit einer korrekten Formulierung der Flüssigkeitsschicht. Je mehr Energie von der Flüssigkeitsschicht aufgenommen wird, umso niedriger werden die Spannungen und die Verformungsenergie des Hirngewebes. (Baeck u. a., 2011)

Erwähnenswert ist, dass die Drücke, die im CSF gemessen wurden, bei allen Modellen ungefähr gleich groß sind (Baeck u. a., 2011). Das zeigt, dass eine Validierung des FE Schädel-Hirnmodells ausschließlich über Druckmessung unzureichend ist.

Die von Baeck gewählten Materialparameter werden als erster Ansatz auch in dieser Studie herangezogen. Allerdings unterscheidet sich der untersuchte Ersatzkörper hinsichtlich seiner Geometrie – hier wurde eine Kugel und kein Zylinder betrachtet. Die Form der Kugel wurde gewählt, da sie einem menschlichen Kopf näher ist als ein Zylinder und trotzdem einfach zu handhaben ist.

Die aus der Simulation ermittelten Relativbewegungen und der Druck im Cerebrospinal Fluid wurden mit den in den Realversuchen gemessenen Werten verglichen, um herauszufinden, welche Modellierung der Realsituation am nächsten kommt.

### 7.1 Grundbegriffe für das numerische Modell

Zum besseren Verständnis werden an dieser Stelle kurz ein paar Grundbegriffe erklärt, die später verwendet werden:

- **LS-DYNA** ist ein in der Fahrzeugindustrie häufig verwendetes Programm zur FE Berechnung. Es wird in erster Linie als expliziter FE-Solver verwendet, da sich die explizite Rechnung bei großen Verformungen und hohen Beschleunigungen als stabil und schnell bewährt hat.
- **Shell:** zweidimensionales Schalenelement, das um die Mittelebene symmetrisch „aufgedickt“ wird. Schalenelemente kommen in erster Linie dort zur Anwendung, wo die Abmessung eines Kontinuums in einer der drei Dimensionen relativ zu den anderen zwei räumlichen Ausdehnungen verhältnismäßig klein ist. Schalenelemente gehören zu den Strukturelementen.
- **Solid:** dreidimensionales Element. Ein Solidelement ist die allgemeinste Diskretisierung eines Kontinuums.
- **Lagrangesche Betrachtungsweise:** „teilchenfeste Betrachtung“- dabei wird der zeitliche Verlauf der Bewegung jedes einzelnen Massenpunktes verfolgt. Diese Betrachtungsweise wird vorrangig in der Festkörpermechanik verwendet., (Spurk, Aksel, 2010)

- **Eulersche Betrachtungsweise:** „ortsfeste Betrachtung“ - im Gegensatz zur Lagrangeschen Betrachtungsweise wird hier darauf verzichtet, den zeitlichen Verlauf der Bewegung eines Fluidteilchens zu folgen, sondern die physikalischen Größen werden an einem festen Raumpunkt zu einer gegebenen Zeit ermittelt. Diese Betrachtungsweise ist vor Allem in der Fluidmechanik von Vorteil. (Spurk & Aksel, 2010)
- **ALE (Arbitrary Lagrangian Eulerian Method):** Kombination von Lagrangescher und Eulerscher Betrachtungsweise. Knoten, die mit Struktur interagieren können sich mit dieser mit bewegen, während innere Knoten der Euler Betrachtungsweise entsprechen (Nasdala, 2012). Oder für den konkreten Fall: innerhalb eines bewegten Systems (der äußeren Kugel) bleibt das Netz, mit dem die Flüssigkeit diskretisiert wird, unverändert. Im globalen System gesehen, handelt es sich dann um ein ALE Betrachtungsweise, im lokalen System um ein Euler Betrachtungsweise.
- **Void:** Als Void wird ein Bereich des Netzes bezeichnet, der nach Bedarf (wenn sich ein Teil aus diesem hinausbewegt oder es zu Verformungen kommt) von dem Fluid aufgefüllt werden kann. Im Void ist also noch kein Material vorhanden, kann aber von diesem befüllt werden. Insbesondere für Eulermethoden ist es wichtig, dass ausreichend Void-Elemente um die, mit Material gefüllten, Elemente (Non-Void) vorhanden sind, um die Verformung eines Körpers fehlerfrei zu simulieren.
- **Multi-Material Groups** ermöglichen die Verfolgung von unterschiedlicher Fluidmaterialien (z.B. Wasser und Luft) oder Fluidanteile (z.B. zur Unterscheidung von Wasser innerhalb einer Kugel und Wasser, das durch ein Ventil nach außen getreten ist). MMGs stehen also im einfachsten Fall für ein Fluid-Material oder im aufwändigeren Fall für Fluid-Material-Anteile.

## 7.2 Vergleich bestehender FE Kopf-Modelle

Es gibt bereits mehrere FE Kopfmodelle, die teilweise auch käuflich erworben werden können, mit deren Hilfe das Risiko von Kopfverletzungen aufgrund von äußeren Belastungen beurteilt werden kann. Diese Modelle weisen erhebliche Unterschiede hinsichtlich Aufbau und Modellierung auf. Die verwendeten Materialparameter stimmen nur selten überein. Hier werden vier Modelle miteinander verglichen:

- Strasbourg University Finite Element Head Model (SUFEHM)
- University College Dublin Brain Trauma Model (UCDBTM)
- Simulated Injury Monitor Finite Element Head Model (SIMON FEHM)
- Modell des Royal Institutes of Technology in Stockholm (KTH- Modell)

### 7.2.1 Strasbourg University Finite Element Head Model (SUFEHM)

Dieses Modell wurde ursprünglich im FE Solver Radioss erstellt. In der Veröffentlichung von Deck und Willinger (2009) wird das Modell für LS-DYNA präsentiert. Dieses setzt sich aus sieben Komponenten, die in Abbildung 7.1 dargestellt sind, zusammen. Es besteht in Summe aus 13208 Elementen und hat eine Gesamtmasse von 4.7 kg. Bis auf den Schädel und das Gehirn werden alle Komponenten mit einem linear elastischen Materialmodell beschrieben. (Deck, Willinger, 2009)

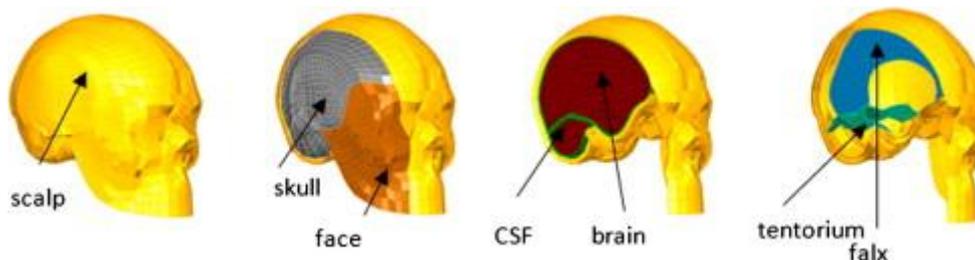


Abbildung 7.1: Aufbau SUFEHM (Tinard u. a., 2012)

Tabelle 7.1: Materialparameter SUFEHM (Tinard u. a., 2012)

Part	Illustration	Meshing	Material property	Mechanical characteristics	Mechanical characteristics
Falx and tentorium		471 shell elements	Linear elastic	$e = 1 \text{ mm}$ $\rho = 1140 \text{ kg/m}^3$ $E = 31.5 \text{ MPa}$ $\nu = 0.45$	/
CSF		2591 brick elements	Linear elastic	$\rho = 1040 \text{ kg/m}^3$ $E = 0.012 \text{ MPa}$ $\nu = 0.49$	/
Cerebrum, cerebellum and brainstem		5508 brick elements	Viscoelastic	$\rho = 1040 \text{ kg/m}^3$ $K = 1125 \text{ MPa}$ $G_0 = 0.049 \text{ MPa}$ $G_{inf} = 0.0167 \text{ MPa}$ $\beta = 145 \text{ s}^{-1}$	/
Skull		1813 shell elements three layered composite	Elastic plastic orthotropic	Cortical $e = 2 \text{ mm}$ $\rho = 1900 \text{ kg/m}^3$ $E = 15,000 \text{ MPa}$ $\nu = 0.21$ $K = 6200 \text{ MPa}$ $UTS = 90 \text{ MPa}$ $UTC = 145 \text{ MPa}$	Trabecular $e = 3 \text{ mm}$ $\rho = 1500 \text{ kg/m}^3$ $E = 4600 \text{ MPa}$ $\nu = 0.05$ $K = 2300 \text{ MPa}$ $UTS = 35 \text{ MPa}$ $UTC = 28 \text{ MPa}$
Face		529 shell elements	Linear elastic	$e = 10 \text{ mm}$ $\rho = 2500 \text{ kg/m}^3$ $E = 5000 \text{ MPa}$ $\nu = 0.23$	/
Scalp		2296 brick elements	Linear elastic	$\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$ $E = 16.7 \text{ MPa}$ $\nu = 0.42$	/

Dieses Modell ist sehr vereinfacht. Es werden weder Brückenvenen noch Hirnhäute explizit modelliert. Bei dem Modell wird angenommen, dass die Dichte des CSF und die des Hirns

gleich groß sind. Um das CSF als linear elastisches Material zu beschreiben, wurden für das inkompressible Fluid eine hohe Poissonzahl (0.49) sowie ein niedriger Elastizitätsmodul (0.012 MPa) verwendet. Tabelle 7.1 gibt einen Überblick über alle verwendeten Materialparameter.

### **7.2.2 University College Dublin Brain Trauma Model (UCDBTM)**

Dieses Modell wurde von Horgan und Gilchrist (2003) mit der Software Abaqus entwickelt. Das Gehirn wird in drei Komponenten unterteilt: Großhirn, Hirnstamm und Kleinhirn. Im Großhirn wird zwischen weißem und grauem Hirngewebe unterschieden. Außerdem besteht das Modell aus Falx, Tentorium, Dura Mater, Pia Mater und CSF. Dieses wird als elastisches Modell mit dem Elastizitätsmodul von Wasser und einer Poissonzahl von 0.5 modelliert. (Horgan, Gilchrist, 2003, 2004).

Es wurden zahlreiche Variationen des Modells wie heterogenes/homogenes Hirngewebe (Unterscheidung zwischen weißem und grauem Hirngewebe), Netzqualität und -art, Fluiddicke untersucht. (Horgan, Gilchrist, 2004)

Für die Untersuchung der Fluidicken wurde eine 1.3 mm dicke Schicht für junge und eine 3 mm dicke Schicht für ältere Menschen angenommen. Die Ergebnisse zeigten bei der dickeren Schicht einen niedrigeren Coup und einen höheren Contrecoup Druck als bei dem Modell mit dünner Flüssigkeitsschicht. (Horgan, Gilchrist, 2004)

### **7.2.3 Simulated Injury Monitor Finite Element Head Model (SIMon FEHM)**

Dieses Modell besteht aus Blutgefäßen, Falx, Ventrikeln, Tentorium, Kleinhirn, Hirnstamm, CSF (mit Pia Arachnoidea) und Großhirn (Abbildung 7.2). In den Ventrikeln ist das CSF als elastisches Fluid ausgeführt, während es im Subarachnoidalraum gemeinsam mit der Pia Arachnoidea als viskoelastisches Material (Kelvin Maxwell) modelliert ist. Die Dichte dieser Komponente beträgt  $1050 \text{ kg/m}^3$  und ist somit größer als jene des Hirns mit  $1040 \text{ kg/m}^3$ . Ein hoher Kompressionsmodul (4966 MPa) und niedrige Schubmodule ( $G_0=0.1 \text{ MPa}$   $G_I=0.02 \text{ MPa}$   $\tau=0.01$ ) sollen das Verhalten der Flüssigkeit widerspiegeln. Das Modell besteht insgesamt aus 45875 Elementen und wurde so skaliert, dass die Masse des Kopfes jener des 50 Perzentil HIII Dummies mit 4.5 kg entspricht. (Takhounts u. a., 2008)

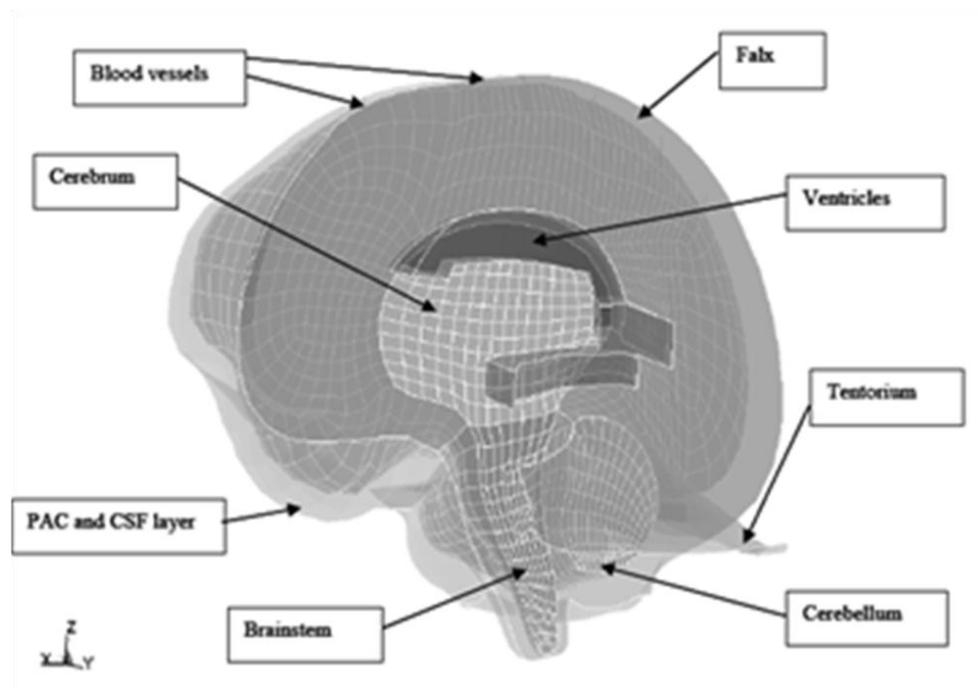


Abbildung 7.2: SIMon FEHM (Takhounts u. a., 2008)

### 7.2.4 Modell des Royal Institutes of Technology in Stockholm

Das von Kleiven (2002, 2006b, 2007, 2008) entwickelte KHT Modell besteht aus Schädel, Kopfschwarte, Hirn, Hirnhäuten, CSF und elf Paaren von den größten parasagittalen Brückenvenen. Beim Hirnmodell wird zwischen grauem und weißem (Volumenverhältnis 0.5) Gewebe und den Ventrikeln unterschieden. Der genaue Aufbau ist in Abbildung 7.3 und Abbildung 7.4 dargestellt.

Das Hirn wurde als hyperelastisches Material modelliert. Die Mooney-Rivlin Konstanten des hyperelastischen Materialmodells wurden so gewählt, dass sie einem effektiven langfristigen Schubmodul von 520 Pa entsprechen. Das graue Gewebe wurde um 4 % steifer als das weiße, und der Hirnstamm um 80 % steifer als das graue Hirngewebe modelliert. (Kleiven, 2006b)

Die Dura Mater wurde mit dem Schädel mittels eines „tied to surface“ Kontakts verbunden, während der Kontakt zum Gehirn gleitend mittels „sliding only“ Kontakt und zwar mit einem Reibungskoeffizient von 0.2 modelliert wurde. Dieser erlaubt tangentialen Gleiten und überträgt Zug und Druck in radialer Richtung (also ist ein Lösen in Richtung der Kontaktflächennormalen nicht möglich). (Gervaise u. a., 2007; Ho, Kleiven, 2009; Kleiven, 2006a, 2002, 2006b, 2008; Kleiven, von Holst, 2002)

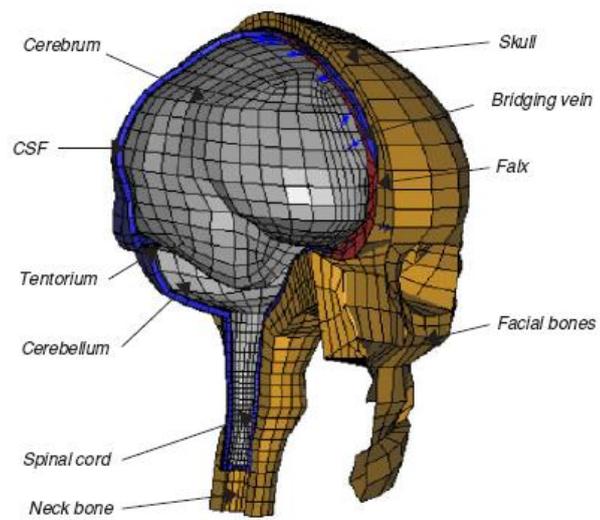


Abbildung 7.3: KHT Modell (Kleiven, 2006b)

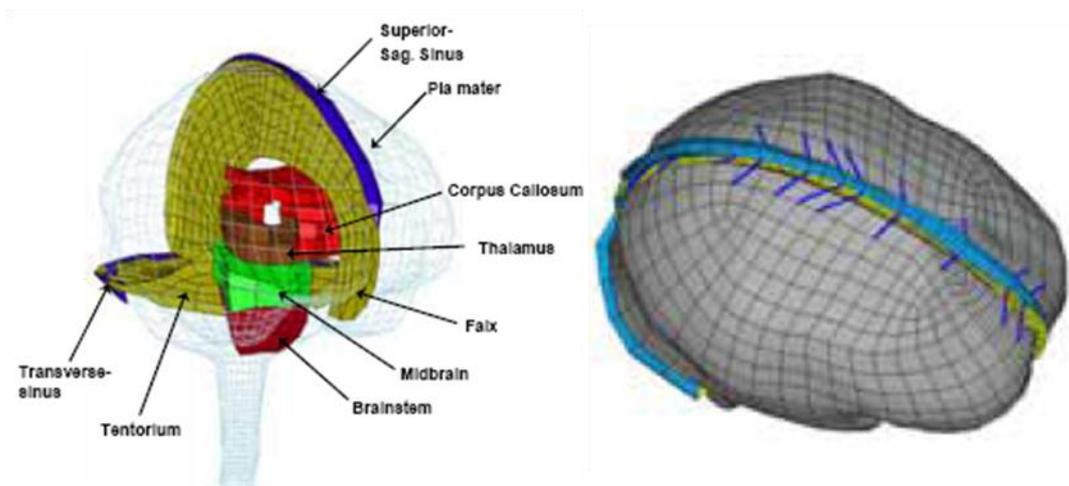


Abbildung 7.4: Details des KHT Modells (Kleiven, 2008)

**Tabelle 7.2: Materialparameter des KHT Modells (Kleiven, 2007)**

Tissue	Young's modulus (MPa)	Density (kg/dm <sup>3</sup> )	Poisson's ratio
Outer table/face	15 000	2.00	0.22
Inner table	15 000	2.00	0.22
Diploe	1000	1.30	0.24
Neck bone	1000	1.30	0.24
Brain	<i>Hyperelastic/viscoelastic</i>	1.04	~0.5
Cerebrospinal fluid	$K = 2.1 \text{ GPa}$	1.00	0.5
Sinuses	$K = 2.1 \text{ GPa}$	1.00	0.5
Dura mater	31.5	1.13	0.45
Falx/tentorium	31.5	1.13	0.45
Pia mater	11.5	1.13	0.45
Scalp	16.7	1.13	0.42
Bridging veins	$EA = 1.9 \text{ N}$		

*K*, bulk modulus; *EA*, force/unit strain.

### 7.3 Modellierungsmöglichkeiten für das CSF in LS-DYNA

Der FE Solver LS-DYNA Version 971 R6.1.0 bietet unterschiedliche Möglichkeiten, das CSF zu modellieren. In den bisher gängigen Modellen wurde das Fluid mittels Gleichungen aus der Festkörpermechanik beschrieben. Mittlerweile gibt es auch die Möglichkeit einer strömungsmechanischen Beschreibung mit einem neuem Materialmodell für inkompressible Flüssigkeit. Auf eine Betrachtung der Modellierung mit SPH wurde, aufgrund der gescheiterten Studie von Baeck (2011), verzichtet.

Im Folgenden werden die vier unterschiedlichen untersuchten Materialmodelle und deren Unterschiede kurz erläutert:

#### 7.3.1 Elastisches Materialmodell

Diese Modellierung (MAT\_ELASTIC) beschreibt isotropes elastisches Materialverhalten. Die Berechnung des Drucks (volumetrischer Spannung) erfolgt aus der relativen Volumenänderung (Verhältnis des aktuellen Volumens zum Anfangsvolumen) und dem Kompressionsmodul. Der deviatorische Spannungstensor ist das Produkt aus Schubmodul und deviatorischer Spannung (Hallquist, 2006)

Durch Wahl eines Querkontraktionsmoduls von etwas unter 0.5 wird Inkompressibilität erreicht (das Kompressionsmodul wird sehr hoch). Weiters muss ein möglichst niedriger E-Modul gewählt werden um fluidähnliche Eigenschaften widerzuspiegeln. Der Schubmodul ist dann nämlich ebenfalls verhältnismäßig klein (ca. 1/3 des E-Moduls). Ein geringer E Modul ist jedoch für inkompressible Fluide eigentlich nicht zutreffend.

### 7.3.2 Elastisches Materialmodell mit Fluid Option

Durch Verwenden der Fluidoption (MAT\_ELASTIC\_FLUID) wird der Schubmodul des elastischen Materials null gesetzt. Der eingegebene Elastizitätsmodul und die Poissonzahl werden bei diesem Modell ignoriert. Dafür ist die Angabe des Kompressionsmoduls, der Viskosität und des Kavitationsdrucks erforderlich. Die Viskosität hat lediglich einen Einfluss auf die deviatorischen Spannungen (also Spannungen die ungleich der volumetrischen Spannungen sind). Der deviatorische Spannungstensor ist dann das Produkt aus Viskositäts-Tensor, charakteristischer Elementlänge, Dichte, deviatorischer Dehnrate und Schallgeschwindigkeit. Die Druckänderungsrate (und damit die volumetrische Spannung) wird nach Formel 7.1 berechnet. (LSTC, 2012b)

Formel 7.1: MAT\_Elastic\_Fluid (LSTC, 2012b)

$$\dot{p} = -K \cdot \dot{\epsilon}_{ii}$$

### 7.3.3 Materialmodell für inkompressibles Fluid

Bei diesem Modell (MAT\_ALE\_INCOMPRESSIBLE) erfolgt die Berechnung von Druck und Geschwindigkeit auf Basis der Navier Stokes Gleichungen für inkompressible Fluide. (Souli, 2010)

Das Material erfordert eine Modellierung mit Euler oder ALE Elementen des Typs 12 (bzw. 6 wenn kein Void erforderlich ist). Dies ermöglicht einen Volumenaustausch und damit Fließen des Fluidmodells. Das ALE Netz ermöglicht, dass die Knoten an den Übergängen zur Lagrange-Struktur neu vernetzt werden, während sich die innenliegenden Elemente entsprechend einem Euler Netz (stillstehend) verhalten. (Souli, 2010)

Sowohl die hier verwendeten Zustandsgleichungen, als auch die möglichen Elementformulierungen scheinen besser geeignet ein Fluid zu modellieren, als dies bei bisher gängigen Modellen der Fall war.

Die Schwierigkeit bei einem solchem Modell liegt darin, die Fluid-Struktur-Interaktion zwischen Festkörpern und Flüssigkeit zu modellieren. Es gestaltet sich schwierig, eine stabile Kontaktbedingung zwischen Lagrange und Euler/ALE Elementen bei der notwendigen Verwendung von zwei Void Parts bei dem dreidimensionalen Modell zu bewerkstelligen.

### 7.3.4 MAT\_NULL und Zustandsgleichung

Diesem sogenannten Null Material kann eine beliebige Zustandsgleichung zugewiesen werden. Die Mie-Grüneisen Zustandsgleichung ist ein funktionaler Zusammenhang zwischen Druck, Temperatur und Dichte. Sie findet im allgemeinen Anwendung zur Beschreibung des

Zustands von hochverdichtete Materie. Sie eignet sich insbesondere für die Berechnung von Stoßwellen, z.B. bei Explosionen im Erdreich. Die Modellierung mit der Grüneisen Zustandsgleichung (Formel 7.2) wird aber auch häufig für Wasser verwendet (meist für Explosionen unter Wasser) und scheint deshalb auch für das CSF als Näherung geeignet zu sein. Sie beschreibt den Druck in Abhängigkeit der Energie  $e$  und der Dichte  $\rho$ . Als Materialkonstanten dienen die Schallgeschwindigkeit  $C_0$ , die Anfangsdichte  $\rho_0$  sowie die Grüneisenparameter  $\Gamma$  und  $s$  (für Wasser  $\Gamma=1.65$  und  $s=1.79$ ). (Kuroda, 2006)

Der Parameter  $S$  stellt den Zusammenhang zwischen Schockwellengeschwindigkeit ( $u_s$ ) und Partikelgeschwindigkeit ( $u_p$ ) her. In LS-DYNA kann für den Zusammenhang zwischen  $u_s$  und  $u_p$  auch durch eine nichtlineare Funktion beschrieben werden ( $S_1, S_2, S_3$ ).

Der erste Term in Formel 7.2 wird als „kalter Teil“ bezeichnet. Er beschreibt die elastische Interaktion von Atomen bei 0 Kelvin. Der zweite Term wird als „thermischer Teil“ bezeichnet und beschreibt den kinetischen Beitrag durch die Molekülbewegung bei höheren Temperaturen. Der Parameter  $\eta$  wird kleiner 1 bei Zug und größer 1 bei Kompression. (LSTC, 2012a)

**Formel 7.2: vereinfachte Mie-Grüneisen Zustandsgleichung (Kuroda, 2006)**

$$p = \frac{\rho_0 C_0^2 \eta}{(1 - s\eta)^2} \left(1 - \frac{\Gamma\eta}{2}\right) + \Gamma \rho_0 e \quad \eta = 1 - \frac{\rho_0}{\rho}$$

Durch einen Umgebungsdruck (z.B. 101,3 kPa) wird also  $e$ , die gespeicherte Energie, steigen. Um diese also ausrechnen zu können, wird in die Mie-Grüneisen-Gleichung eingesetzt und zwar unter der Annahme, dass sich der Dichte nicht verändert, also  $\eta=1$  ist. Dann erhält man für  $e$  den Anfangswert, der im FE Modell einzusetzen ist.

Die Modellierung mit diesem Materialmodell hat gegenüber MAT\_ALE\_INCOMPRESSIBLE\_FLUID den Vorteil, dass hier der Elementtyp 11 (1 point ALE Multi-Material Element) verwendet werden kann. Dies ermöglicht das Verwenden von Multi-Material Groups.

Ein Nachteil bei dieser Materialmodellierung ist das Auftreten von starken Schwingungen des Druckverlaufs. (Aquelet, Souli, 2012)

## 7.4 Numerische Modelle des Kugel in Kugel Ersatzmodells

Es wurden insgesamt vier unterschiedliche Fluidmodelle erstellt. Zwei davon entsprechen den derzeit gängigen Materialmodellen und in zwei weiteren Modellen werden alternative Möglichkeiten erprobt.

### 7.4.1 Modell mit MAT\_ELASTIC

Das Modell besteht aus einer inneren Kugel, die mit Solid Elementen diskretisiert wurde, und einer äußeren Kugel, die mit Schalen diskretisiert wurde. Der Zwischenraum ist mit dem CSF-Modell, bestehend aus drei Element-Schichten, gefüllt. In Summe ergibt dies eine Elementanzahl von 33024 Solids und 2944 Shells mit einer kleinsten Elementlänge von 2 mm.

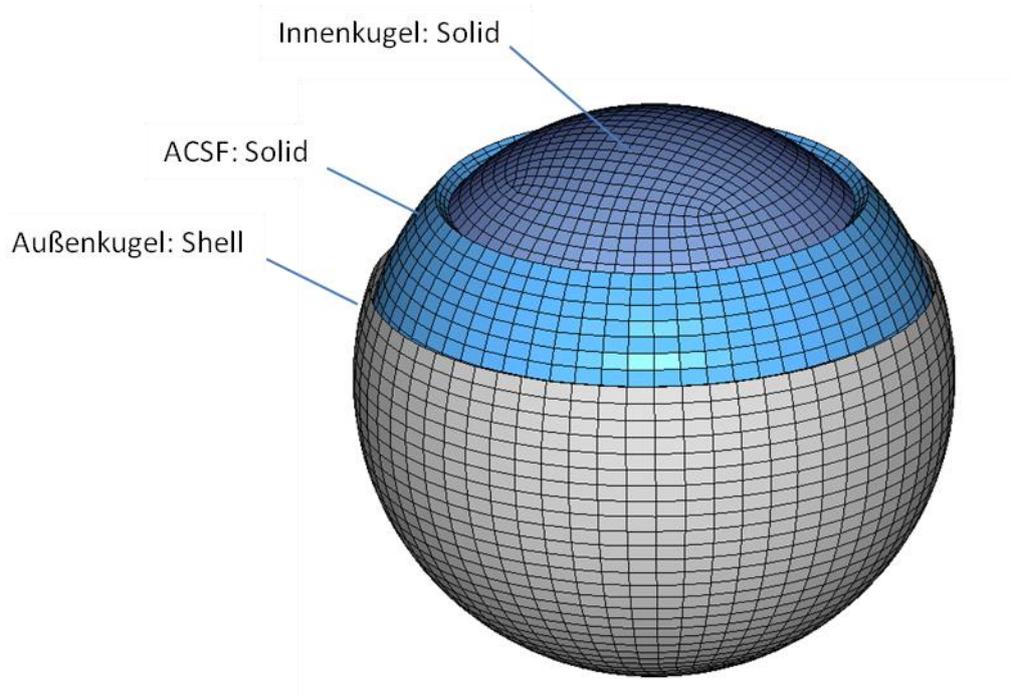


Abbildung 7.5: FE-Modell

Das Fluid wird mit dem Keyword MAT\_ELASTIC, einem E-Modul von 15 MPa und einer Poissonzahl von 0.499 modelliert. Es wurden zwei unterschiedliche Kontaktformulierungen untersucht – beide sollen ein Gleiten des CSF zur Struktur ermöglichen, aber ein Abheben verhindern.

- CONTACT\_AUTOMATIC\_SURFACE\_TO\_SURFACE\_TIEBREAK mit Option 4 (Modell 1a)
- CONTACT\_SLIDING\_ONLY\_PENALTY (Modell 1b)

## 7. Numerisches Modell

Die berechneten Druckverläufe sind in Abbildung 7.6 und Abbildung 7.7 dargestellt. Hierbei ist ersichtlich, dass es bei dem Sliding\_only Kontakt zu starken Schwingungen kommt. Bei Verwendung dieser Kontaktbedingung musste außerdem der Offset zwischen Shell und CSF, der der halben Schalendicke entsprach, aufgefüllt werden.

Der Kontakt CONTACT\_AUTOMATIC\_SURFACE\_TO\_SURFACE\_TIEBREAK scheint für die Modellierung besser geeignet zu sein.

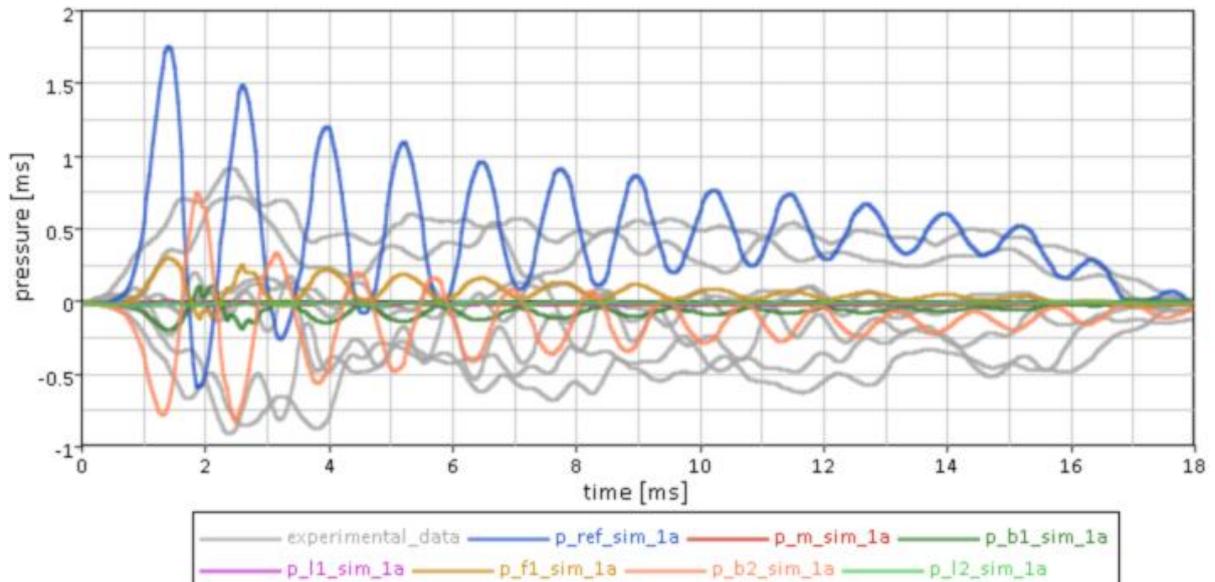


Abbildung 7.6: Druckverlauf aus Simulation 1a mit MAT\_ELASTIC und CONTACT\_AUTOMATIC

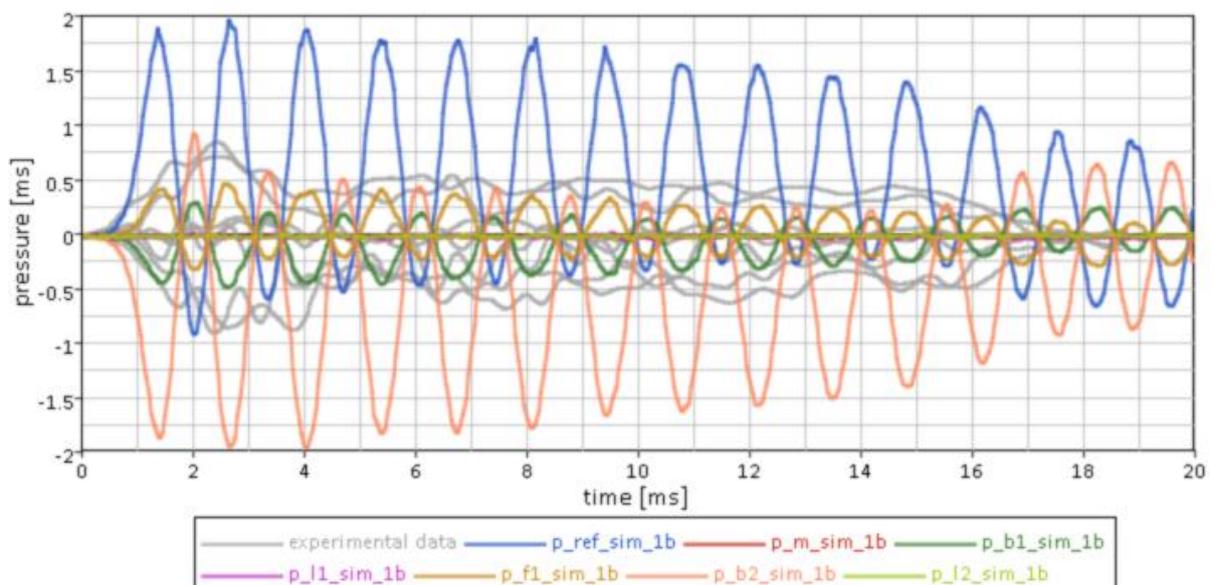


Abbildung 7.7: Druckverlauf aus Simulation 1b mit MAT\_ELASTIC und CONTACT\_SLIDING\_ONLY

### 7.4.2 Modell mit MAT\_ELASTIC\_FLUID

Der Aufbau des Modells ist ident mit dem Modell mit MAT\_ELASTIC. Das Material für das CSF wird hier durch das Keyword MAT\_ELASTIC\_FLUID durch die Fluid Option ergänzt. Es wurde ein Kompressionsmodul von 2.5 GPa angenommen. Auch hier wurden die zwei unterschiedlichen Kontaktbedingungen angewandt. Die daraus resultierenden unterschiedlichen Ergebnisse sind in Abbildung 7.8 und Abbildung 7.9 dargestellt. Der Sliding\_only Kontakt führt erneut zu Schwingungen. Der Druckverlauf mit CONTACT\_AUTOMATIC\_SURFACE\_TO\_SURFACE\_TIEBREAK zeigt einen realistischeren Verlauf.

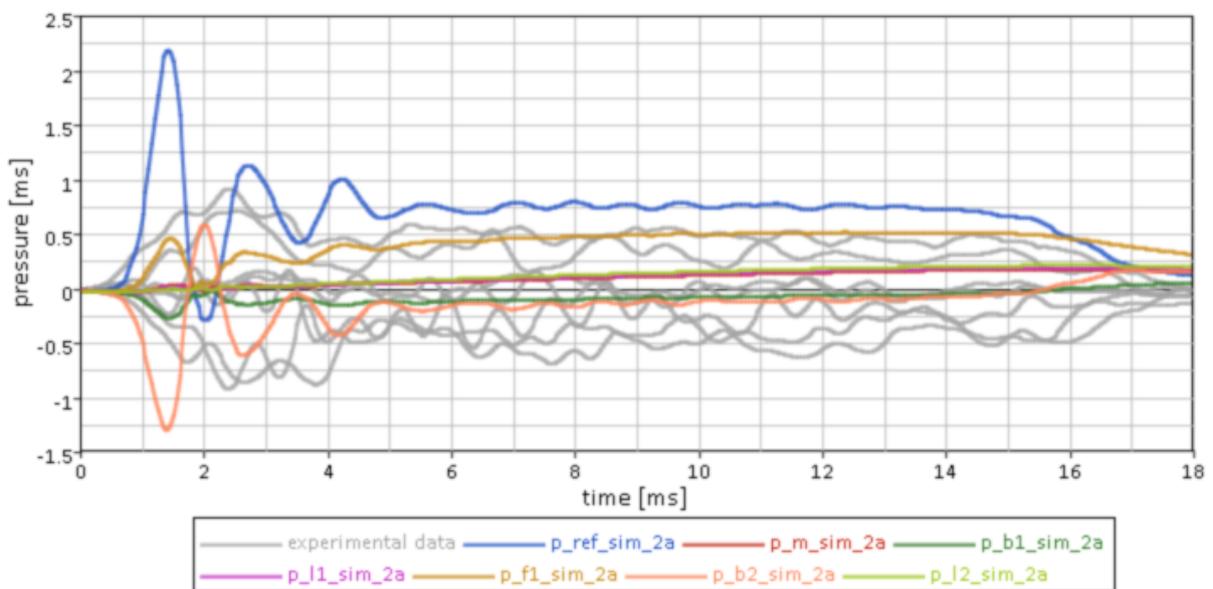


Abbildung 7.8: Druckverlauf aus Simulation 2a mit MAT\_ELASTIC\_FLUID und CONTACT\_AUTOMATIC

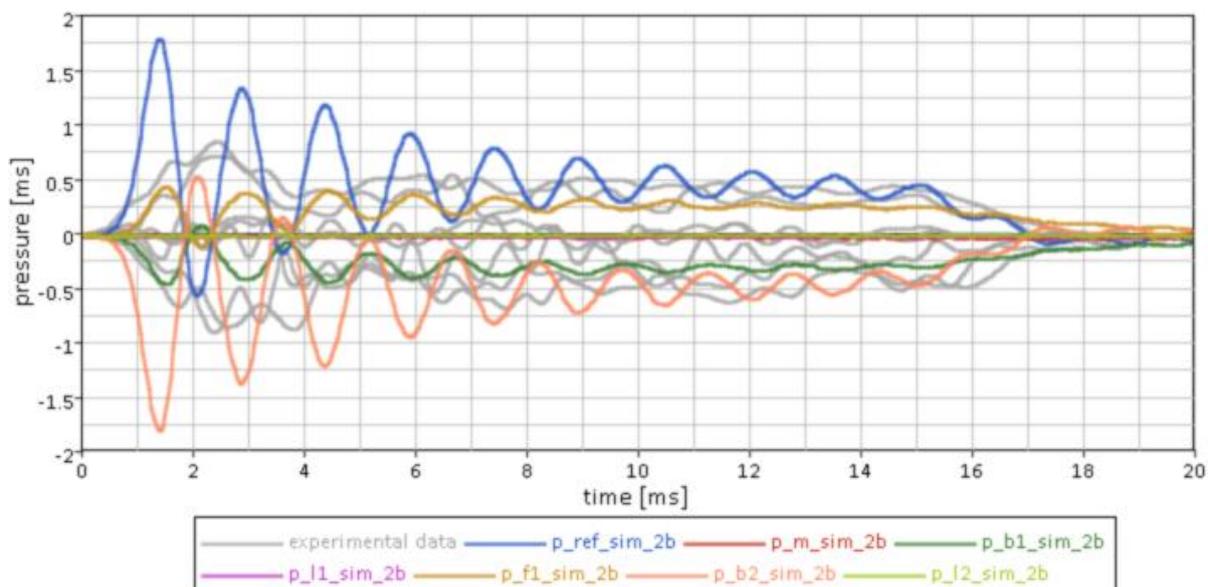


Abbildung 7.9: Druckverlauf aus Simulation 2b mit MAT\_ELASTIC\_FLUID und CONTACT\_SLIDING\_ONLY

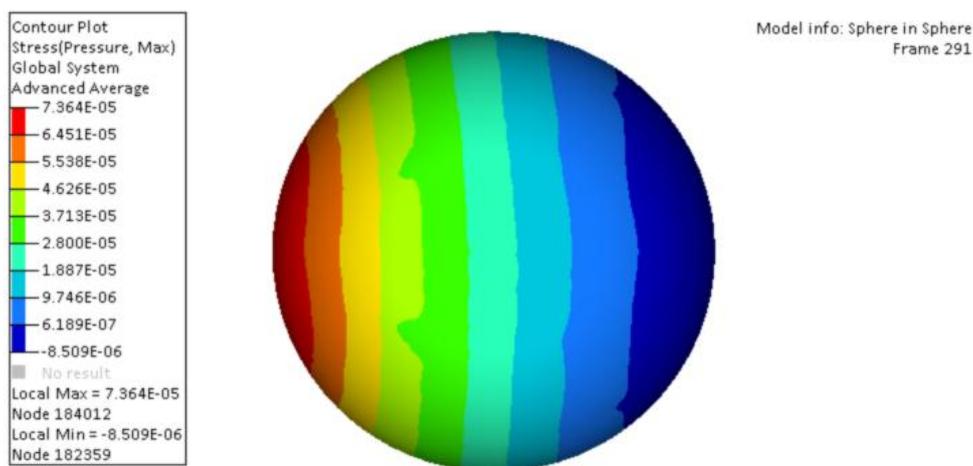
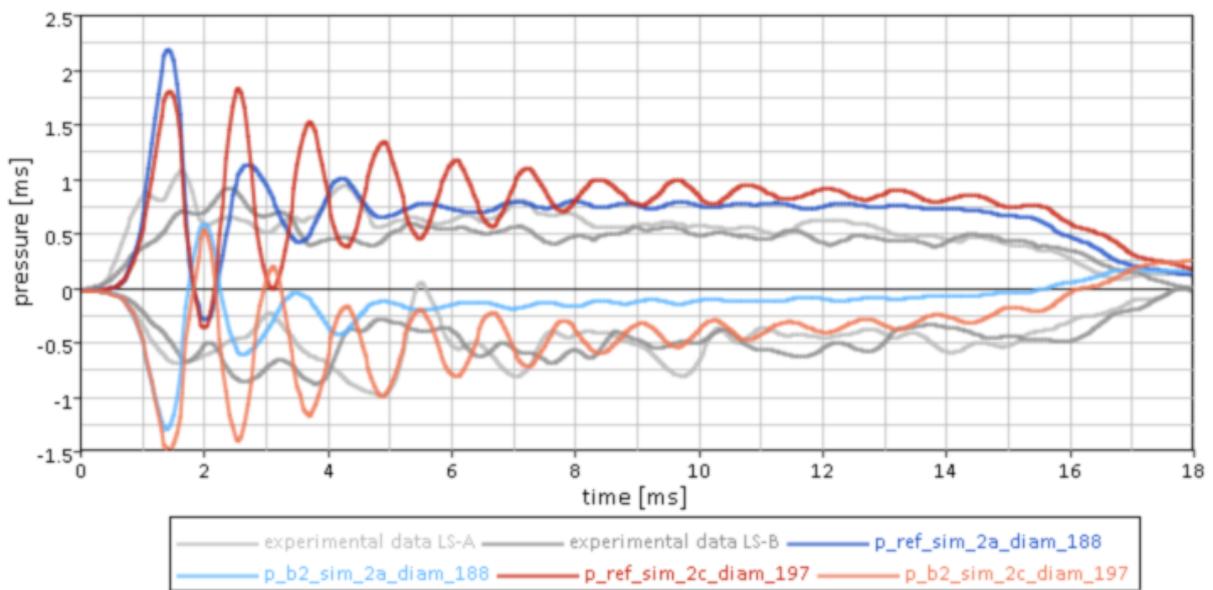


Abbildung 7.10: Druckverlauf über die Kugelkontur (bei Beschleunigung nach links)

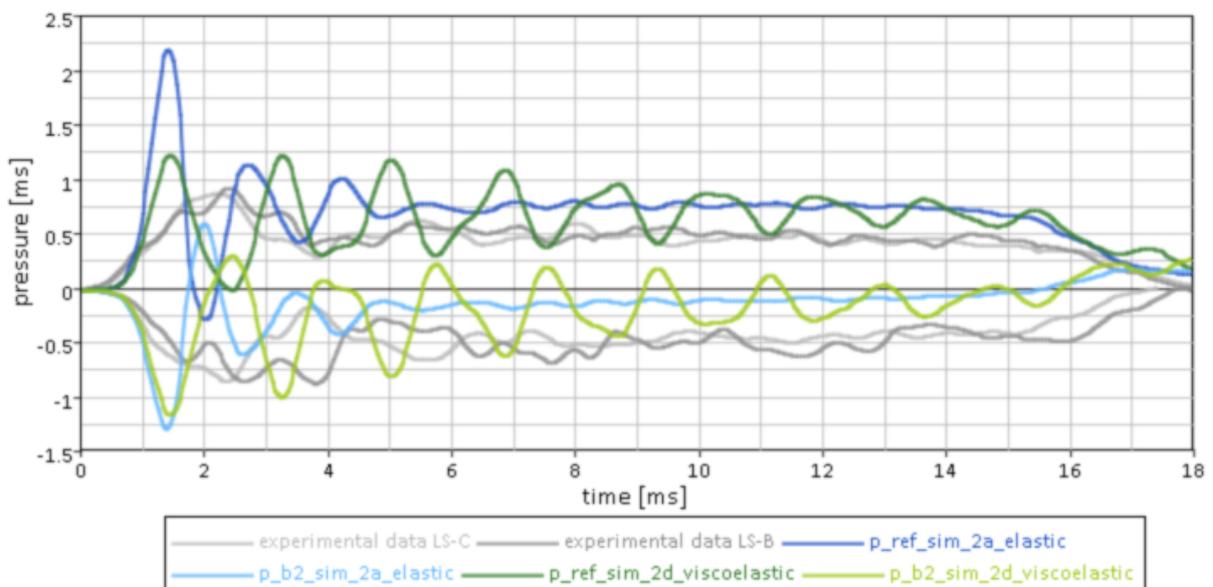
In Abbildung 7.10 sind die unterschiedlichen Druckniveaus über die Kugelkontur ersichtlich.

Für Modell 2a wurde auch eine Simulation mit einer Fluidschichtdicken von insgesamt 1.5 mm (entsprechend dem Hirnmodell A aus den Validierungsversuchen) durchgeführt (2c). Der Vergleich in Abbildung 7.11 zeigt, dass es bei der dünneren Schicht zu einem niedrigerem Coup und Contrecoup Druck kommt, als bei den Berechnungen mit der dickeren.



**Abbildung 7.11: Vergleich zwischen 6 mm (2a) und 1.5 mm Fluidschichtdicke (2c) auf der Coup und Contrecoup Seite**

Außerdem wurde auch ein Vergleich zwischen der Modellierung der Innenkugel mit elastischem Material (entsprechend Modell B) und viskoelastischem Material (entsprechend Modell C) durchgeführt. Bei Verwendung des viskoelastischen Materialmodells kommt es zu mehr Schwingungen und einem niedrigerem Spitzendruck auf beiden Seiten.



**Abbildung 7.12: Vergleich von elastischer (blaue Linien) und viskoelastischer Innenkugel (grüne Linien)**

### 7.4.3 Modell mit MAT\_ALE\_INCOMPRESSIBLE\_FLUID

Zur Verwendung dieses Materialmodells musste zuerst der Aufbau des Modells verändert werden. Es ist die Verwendung einer Euler bzw. ALE Formulierung für die Diskretisierung des Fluids notwendig, die grundlegende Änderungen im Modell erfordert.

Der Raum, der noch nicht von Fluid beansprucht wird muss als Void (Leerraum) definiert werden, der bei Bedarf mit dem Fluid aufgefüllt werden kann. Diese ermöglichen einen Materialaustausch beim Hinausbewegen des Lagrange-Teils aus dem stillstehenden Euler Netz.

Es wurden verschiedenste Varianten untersucht, um das dreidimensionale Problem mit Hilfe des relativ neuen Materialmodells für inkompressible Fluide zu lösen, allerdings mit wenig Erfolg. Es konnte festgestellt werden, dass insbesondere die Kugelgeometrie zu Schwierigkeiten führte. Während das Material bei zweidimensionalen Beispielen fehlerfrei rechnet, kommt es bei dreidimensionalen Modellen immer wieder zum Abbruch (Lösung konvergiert nicht).

Ein weiteres Problem stellt die Belastung mit einem Beschleunigungsfeld dar. Während es bei Modellen mit einer vorgegebenen Auslenkung zu Ergebnissen kommt, bricht die Berechnung bei vorgegebenem Beschleunigungsfeld immer wieder ab.

Die wichtigsten verwendeten Karten, die für die Modellierung mit ALE Elementen notwendig sind werden nun genauer erläutert:

Die Richtlinien der LS-DYNA Aersopace Working Group (2012) geben wertvolle Hilfestellungen für die Wahl der Parameter der einzelnen Karten. Weiters wurden Informationen aus dem LS-DYNA Manuals (LSTC, 2012a, 2012b), sowie aus verschiedenen Präsentationen (Do, Day, 2005; Olovsson, 2006; Olovsson u. a., 2003) bezogen.

#### 7.4.3.1 Fluid-Struktur-Interaktion

Die in Tabelle 7.3 dargestellten Parameter der Karte \*Constrained\_Lagrange\_in\_Solid definiert die Fluid-Struktur-Interaktion. Die Lagrange Struktur (SLAVE Part/-Set) wird innerhalb des Fluids (MASTER Part/-Set) detektiert und an einer definierten Anzahl pro Segment (über NQUAD einstellbar- mindestens 2) gekoppelt. Es werden zunächst die IDs (SLAVE) des Parts (SSTYP=1) bzw. Part Sets (SSTYP=0) mit Lagrange Struktur und die ID (MASTER) des Fluid-Parts (MSTYP=1) bzw. Part Sets (MSTYP=0) definiert. Bei der Verwendung von Multi-Material Groups kann zusätzlich definiert werden, ob mit allen (MCOUP=0), einzelnen (MCOUP=-MMGID), oder der Gruppe mit der höchsten

Dichte(MCOUP=1) gekoppelt werden soll. Bei Elementform 12 wird das Fluid mit MCOUP=-1 angesprochen.

Die Koppelungskräfte werden aus der Penetration der Struktur in das Fluid berechnet. Die Art der Koppelung wird durch den „Coupling Type“ (CTYP) definiert. Hier ist der Penalty Kontakt zwischen Shell und Solid- Elementen (CTYP=4) zu bevorzugen. Die Steifigkeit dieses Kontakts kann entweder mit dem Penalty-Skalierungsfaktor (PFAC>0 - im Allgemeinen ist PFAC=0.1 eine gute Ausgangsbasis), oder mit einer Kurve (PFAC<0), die den Druck über die Penetration beschreibt, eingestellt werden.

Damit Zug- und Druckkräfte übertragen werden können, muss der Parameter DIREC=1 gesetzt werden (DIREC=2 nur Druck). Bei Kompressions-Koppelung (DIREC=1) kann ein Reibungskoeffizient (FRIC) zwischen Fluid und Struktur definiert werden.

**Tabelle 7.3: CONSTRAINED\_LAGRANGE\_IN SOLID (LSTC, 2012a)**

*CONSTRAINED_LAGRANGE_IN_SOLID								
\$#	SLAVE	MASTER	SSTYP	MSTYP	NQUAD	CTYPE	DIREC	MCOUP
	1000	1001	1	0	2	4	1	
\$#	START	END	PFAC	FRIC	FRCMIN	NORM	NORMT	DAMP
			0.1					0.3
\$#	CQ	HMIN	HMAX	ILEAK	PLEAK	LCIDPOR	NVENT	IBLOCK
\$#	IBOXID	IPENCHK	INTFORC	IALESOF	LAGMUL	PFACMM	THKF	

Die Dicke des Shells kann in der 4. Zeile als THKF entweder als Faktor (THKF>0) oder als absolute Dicke (THKF<0) definiert werden. Dies hat sich allerdings als weniger geeignet herausgestellt.

#### **7.4.3.2 Kontrollkarte**

Eine weitere sehr wichtige Karte ist die in Tabelle 7.4 dargestellte Kontrollkarte. Sie entscheidet ob und wie das Netz geglättet werden soll. Während die ersten beiden Parameter nicht verändert werden sollen, kann mit dem ALE Smoothing Faktor das Glätten des Netzes aktiviert (AFAC=1) bzw. deaktiviert (AFAC=-1) werden. Bei aktiviertem AFAC kann anschließend ausgewählt werden, nach welchen Kriterien dies erfolgen soll (BFAC, CFAC, DFAC). Am häufigsten wird hier äquipotielles Glätten gewählt (DFAC=1). Ein Schachbrettmuster des Drucks, das vor allem häufig am Beginn der Simulation auftritt, kann durch CHECKR=0.1 vermieden werden.

Tabelle 7.4: CONTROL\_ALE (LSTC, 2012a)

*CONTROL_ALE								
\$#	DCT	NADV	METH	AFAC	BFAC	CFAC	DFAC	EFAC
	-1	1	2	-1				
\$#	START	END	AAFAC	VFACT	PRIT	EBC	PREF	NSIDEBC
\$#	NCPL	NBKT	IMASCL	CHECKR	BEAMIN	INIJWL	PDIFMX	
				0.1				

### 7.4.3.3 Referenzsystem

Die Wahl eines Referenzsystems für das ALE Netz (Tabelle 7.5) ist ebenfalls von wesentlicher Bedeutung und trägt zur Stabilität der Berechnung bei. Dabei muss zunächst ausgewählt werden, für welches ALE Part (STYP=1) bzw. Set (STYP=0) das Referenzsystem gelten soll. Dieses kann sich entweder automatisch mit der durchschnittlichen Geschwindigkeit des Materials im ALE Netz mit bewegen (PRTYP=4), oder aber alternativ definiert werden: Das ALE Netz kann einem Referenz-Koordinatensystem folgen, das durch drei Punkte (\*ALE\_REFERENCE\_SYSTEM\_NODES), die ein Koordinatensystem aufspannen, dessen Bewegung gefolgt wird. Die Bewegung des Netzes kann aber auch durch Wahl der Option PRTYP=3 explizit durch eine Funktion (\*ALE\_REFERENCE\_SYSTEM\_CURVE) vorgeschrieben werden. Welche Translations-, Expansions- und rotatorische Freiheitsgrade in dem Referenzsystem gesperrt werden sollen, wird über BCTRAN, BCEXP bzw. BCROT definiert (0=keine Freiheitsgrade gesperrt; 7=alles gesperrt)

Tabelle 7.5: ALE\_REFERENCE\_SYSTEM\_GROUP (LSTC, 2012a)

*ALE_REFERENCE_SYSTEM_GROUP								
\$#	SID	STYPE	PRTYPE	PRID	BCTRAN	BCEXP	BCROT	ICR/NID
	1	0	5	1	0	7	7	
\$#	XC	YC	ZC	EXPLIM	EFAC	FRCPAD	IEXPND	
*ALE_REFERENCE_SYSTEM_NODE								
\$#	ID							
	1							
\$#	NID1	NID2	NID3					
	185259	123667	124239					

#### 7.4.3.4 Definition des Voids

Die Definition der Void Parts erfolgt bei Elementform 12 (1 point integration with single material and void) mittels des Keywords INITIAL\_VOID\_PART (Tabelle 7.6). Dabei wird ein vorher definierter Part (hat die gleiche Elementform und das gleiche Material wie das Fluid) als Void definiert.

Tabelle 7.6: VOID\_PART (LSTC, 2012a)

*PART								
\$#	Void_Part							
	PID	SECID	MID					
	1004	1004	1002					
*SECTION_SOLID								
	SID	ELFORM						
	1004	12						
*INITIAL_VOID_PART								
\$	PSID/PID							
	1004							

#### 7.4.4 Modell mit MAT\_NULL und Grüneisen Zustandsgleichung

Das Modell besteht wie bei der Modellierung mit MAT\_ALE\_INCOMPRESSIBLE\_FLUID aus den beiden Lagrange Teilen (Außen- und Innenkugel) und einem ALE Hintergrundnetz für das Fluid. Die aus Solids bestehende Innenkugel ist von einem Nullshell (welche die Struktureigenschaften der Kugel nicht verändert – aber für die Kontaktmodellierung von Vorteil ist) umgeben. Dieser Aufbau ist in Abbildung 7.13 dargestellt.

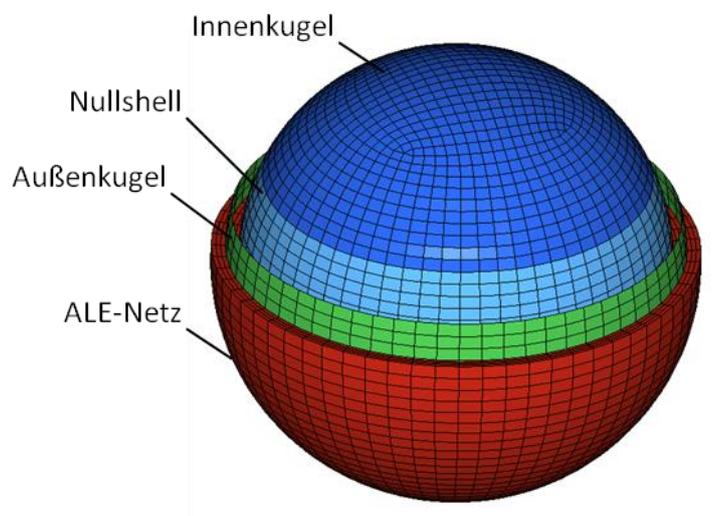
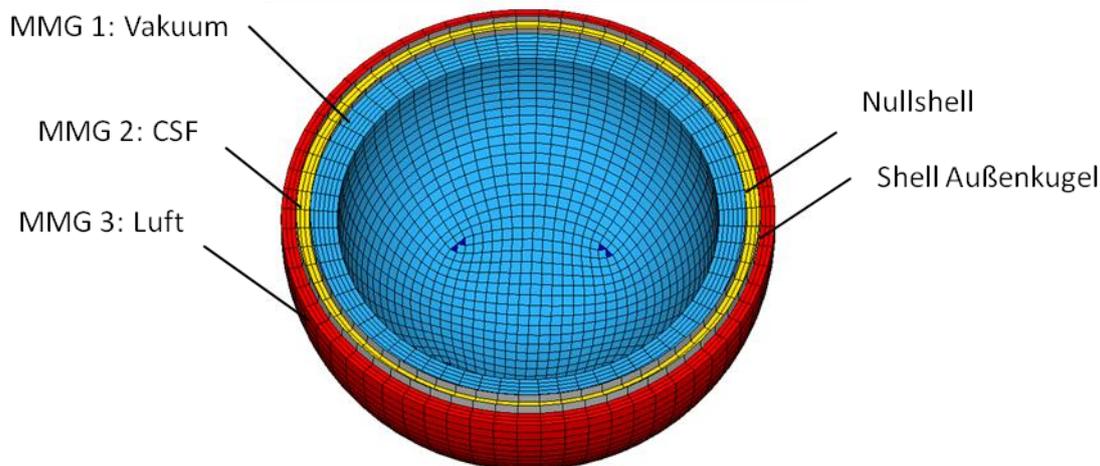


Abbildung 7.13: Aufbau des Modells mit ALE Netz



**Abbildung 7.14: Multi Material Groups**

Für das Arbeiten mit Multi-Material Groups sind einige spezifische Karten notwendig, die in Tabelle 7.7 exemplarisch dargestellt sind.

In den „Part“-Karten müssen die Materialien und die Sections (Elementform muss 11 sein) definiert werden. Den Part IDs werden dann mit der Karte ALE\_MULTI-MATERIAL\_GROUP Multi-Material Group (MMG) IDS (=Zeilennummer) zugewiesen. Die Einser in der zweiten Spalte bedeuten, dass es sich um Parts und keine Part-Sets (=0) handelt. Die MMGs können zu Listen mit neuen IDs zusammengefügt werden (SET\_MULT\_MATERIAL\_GROUP\_LIST).

Das Verwenden von INITIAL\_VOLUME\_FRACTION\_GEOMETRY ermöglicht das Befüllen von „Containern“ mit einzelnen Multi-Material Groups. Hierzu wird zuerst die Part ID des ALE bzw. Euler Hintergrundnetzes definiert. Dieses Hintergrundnetz wird mit der Basis MMG (BAMMG) befüllt. Einzelne Bereiche werden nun mit anderen MMGs (FAMMG) befüllt. Dies können Ebenen (CONTYP=1), Segment-Sets (CONTYP=2) oder auch Shells (CONTYP=3) sein. Welche Seite des Containers verwendet wird, kann mit der Fülloption festgelegt werden: Entweder in Normalenrichtung (FILLOPT=0) oder entgegen dieser (FILLOPT=1)

Bei Elementform 11 (1 point ALE Multi-Material Element) wird ein Pseudo Void Part benötigt. Dazu wird einem Part das Material MAT\_VACUUM zugewiesen (Tabelle 16). Dabei muss darauf geachtet werden, dass die gewählte Dichte um den Faktor  $10^3$  bis  $10^6$  geringer sein sollte als die von dem untersuchten Fluid (in diesem Fall CSF). Es hat sich gezeigt, dass die Simulation stabiler läuft, wenn der Bereich außerhalb der Hohlkugel als Luft (MAT\_NULL mit EOS\_IDEAL\_GAS) modelliert wird.

Der Befüllungsvorgang läuft folgendermaßen ab: Zuerst wird das gesamte Euler Netz mit der MMG „CSF-Fluid“ befüllt. Der Bereich außerhalb des Shells der Außenkugel wird mit der MMG „Luft“ (2. Befüllungsvorgang) und der Bereich innerhalb der Innenkugel mit MMG „Vakuum“ befüllt (3. Befüllungsvorgang) Abbildung 7.14 zeigt die verschiedenen Bereiche mit den ihnen zugewiesenen Multi-Material Groups.

Bei dieser Modellierung kann ein Volumenaustausch des Fluids zwischen Coup und Contrecoup Seite stattfinden. Dadurch kann eine realistischere Bewegung der inneren Kugel dargestellt werden. Es kommt jedoch zu starken Schwingungen des Drucksignals bei Belastung mit der bei den Versuchen gemessenen Beschleunigung.

## 7. Numerisches Modell

**Tabelle 7.7: ALE MULTI-MATERIAL GROUPS (LSTC, 2012a)**

*ALE_MULTI-MATERIAL_GROUP							
\$ MMGID 1: Luft innen							
	1004	1					
\$ MMGID 2: Luft aussen							
	1001	1					
\$ MMGID 3: Fluid							
	1005	1					
*SET_MULTI_MATERIAL_GROUP_LIST							
\$ innen							
\$	MMGLID						
	1000						
\$	MMGID1	MMGID2					
	1	3					
*SET_MULTI_MATERIAL_GROUP_LIST							
\$ außen							
	2000						
	2						
*INITIAL_VOLUME_FRACTION_GEOMETRY							
\$	FMDID	FMSIDTYP	BAMMG	NTRACE			
	1004	0	3				
\$ Filling 1: Luft über yz-Eben							
\$	CONTYP	FILLOPT	FAMMG				
	3	1	1				
\$	X0	Y0	Z0	XCOS	YCOS	ZCOS	
	0	0	0	1	0	0	
\$ Filling 2: Luft ausserhalb von Shell							
\$	CONTYP	FILLOPT	FAMMG				
	1	0	2				
\$	PID	IDTYPE					
	1003	1					
\$ Filling3: Luft innerhalb von Segment Set							
\$	CONTYP	FILLOPT	FAMMG				
	2	1	1				
\$	SEGID	NORMDIR	XOFFSET				
	1001	0					

Tabelle 7.8: MAT\_VACUUM (LSTC, 2012a)

*PART								
\$	Void_Part							
\$	PID	SECID	MID					
	1004	1004	1002					
*SECTION_SOLID								
\$	SID	ELFORM						
	1004	11						
*MAT_VACUUM								
\$	MID	RO						
	1004	1.0e-12						

Bei diesem Modell wurden verschiedene Parametervariationen untersucht:

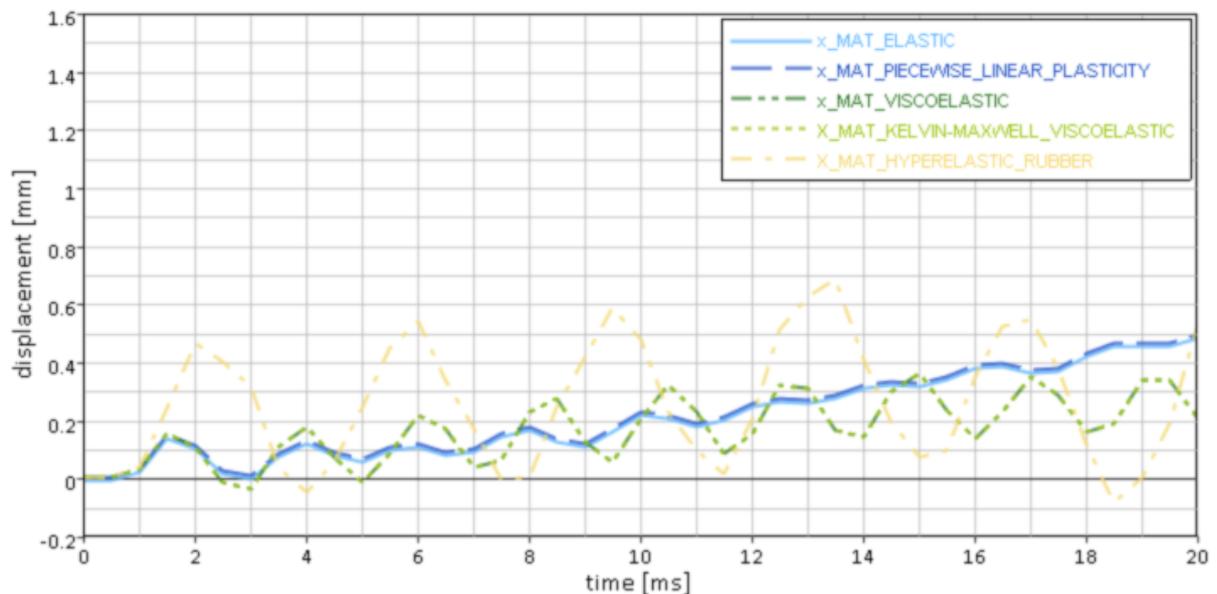
- Variation der Kontaktsteifigkeit der Fluid-Struktur-Interaktion
- Berechnungen mit und ohne Umgebungsdruck
- Variation des Durchmessers der inneren Kugel und damit der Fluidschichtdicke
- Modellierung der inneren Kugel mit unterschiedlichen Materialien:
  - Für die Modellierung der elastischen Innenkugeln (Modell A und B)
    - MAT\_ELASTIC
    - MAT\_PIECEWISE\_LINEAR\_PLASTICITY
  - Modellierung der viskoelastischen Kugel (Modell C)
    - MAT\_VISCOELASTIC
    - MAT\_KELVIN-MAXWELL\_VISCOELASTIC
    - MAT\_HYPERELASTIC\_RUBBER
- Variation der Anfangsposition der Innenkugel (abgesunken oder konzentrisch)
- Variation der Netzauflösung

Die Ergebnisse der Berechnungen mit oder ohne Umgebungsdruck unterschieden sich nicht.

Bei der Variation der Kontaktsteifigkeit (PFAC) wurden zwei unterschiedliche Kurven (Kraft in Abhängigkeit der Penetration) und unterschiedliche Skalierungsfaktoren (0.1 - 0.5) verwendet. Die Kurve mit einer Steigung von 3.01E-3 GPa/mm brachte hier die besten Ergebnisse (weniger Schwingungen in der Relativbewegung).

Bei der Modellierung der viskoelastischen Kugel zeigte sich, dass es bei Verwendung von MAT\_HYPERELASTIC\_RUBBER zu starken Schwingungen in der Relativbewegung und keinen realistischen Ergebnissen kommt. Die beiden anderen viskoelastischen Materialmodelle unterschieden sich in ihren Ergebnissen nicht - dies war auch bei den beiden elastischen

Materialmodellen der Fall. Ein Vergleich der Relativbewegung bei unterschiedlichen Materialmodellen ist in Abbildung 7.15 dargestellt.



**Abbildung 7.15: Vergleich der Relativbewegung der inneren Kugel bei unterschiedlichen Materialmodellen**

Die Berechnung mit einer größeren Kugel benötigt ein verfeinertes Netz, was wiederum zu längeren Rechenzeiten führt. Der Druckgradient am Beginn ist größer und es kommt zu einem höheren Spitzendruck auf der Coup und der Contrecoup Seite. Allerdings schwingt das Signal noch stärker, als dies bei der kleinen Kugel der Fall ist.

Eine Vervierfachung der Elementanzahl des ALE Netzes führte nur zu leichten Veränderungen des Druckverlaufs. Die starken Schwingungen jedoch blieben jedoch. Den größten Einfluss hatte die Netzverfeinerung auf die Relativbewegung nach Ende der Belastungsphase festgestellt werden. Hier bewegt sich die innere Kugel bei dem feineren Netz mehr als bei dem gröberen.

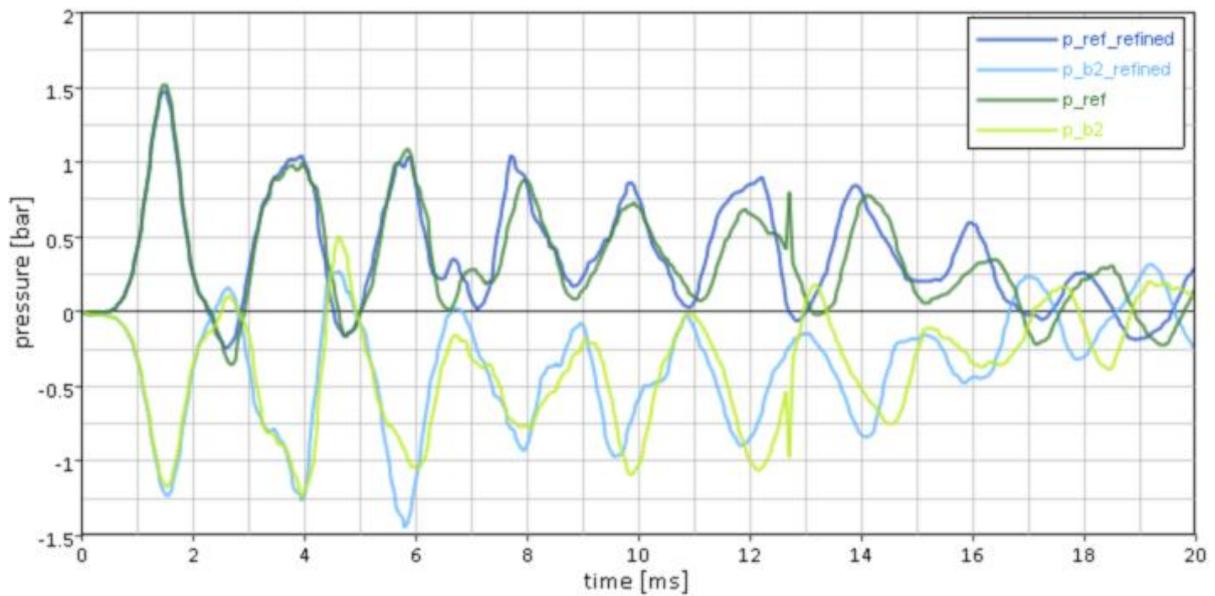


Abbildung 7.16: Vergleich unterschiedlicher Netzauflösungen (blau= Netz mit 4-facher Elementanzahl)

Durch die Simulation mit abgesenkter Innenkugel konnte ein mit den Messergebnissen gut vergleichbarer Druckverlauf berechnet werden. Dieser Vergleich ist in Abbildung 7.17 ersichtlich

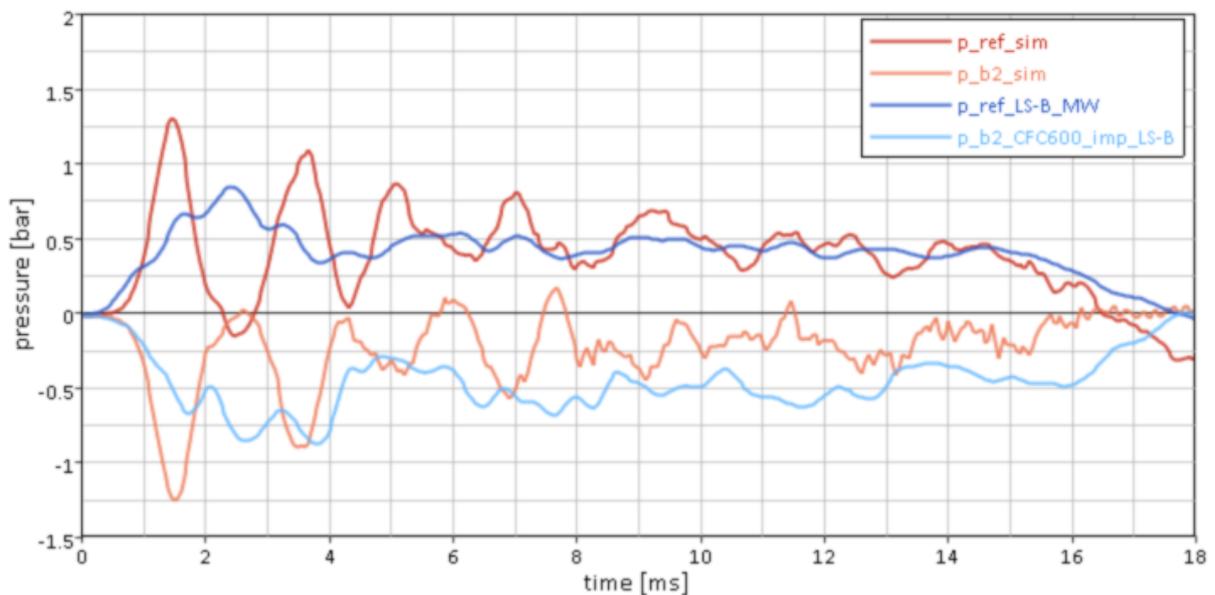


Abbildung 7.17: Vergleich der Druckverläufe aus der Simulation (rot) und den Versuchen (blau)

Die Relativbewegungen können bei diesem Modell besonders realistisch abgebildet werden. Auch nach Ende der Belastung bewegt sich die Kugel weiter, so wie dies auch bei den Versuchen beobachtet werden konnte. Diese Bewegung ist in Abbildung 7.18 dargestellt.

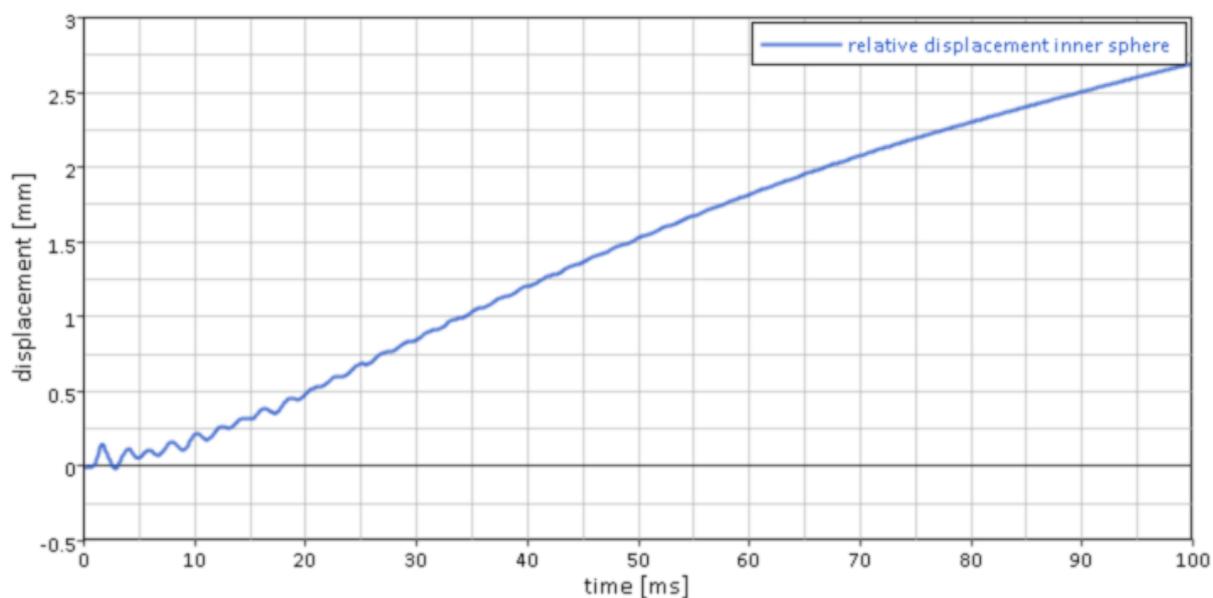
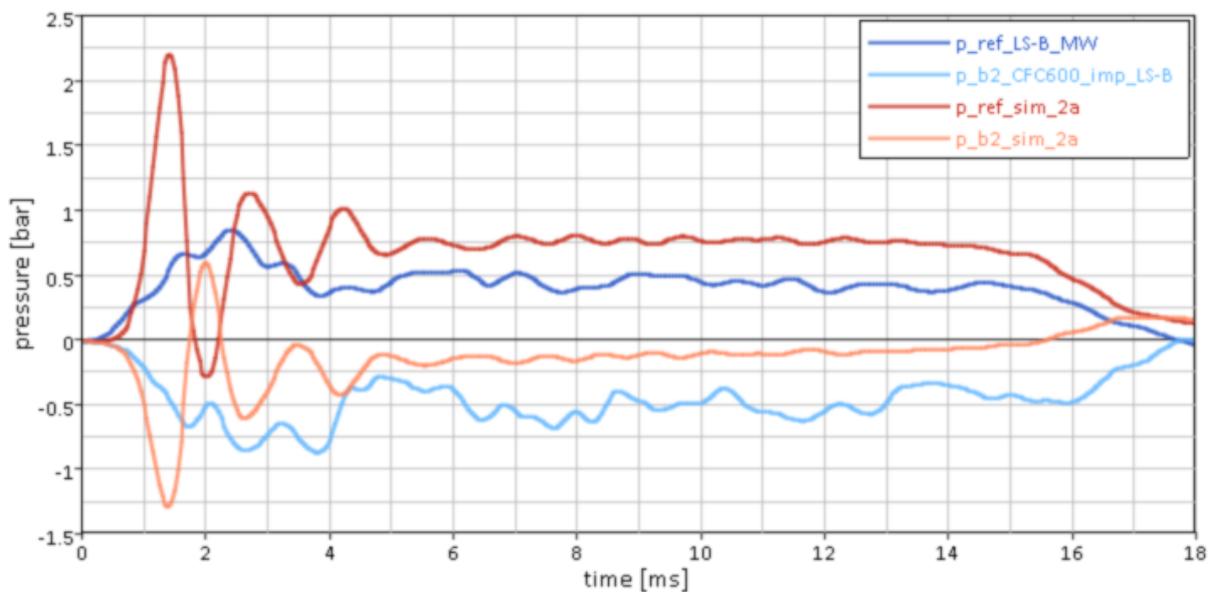


Abbildung 7.18: Relativbewegung der starren inneren Kugel nach Ende des Belastungsphase

## 7.5 Diskussion der Simulationsergebnisse

Wie aus den Ergebnissen in Abbildung 7.6 bis Abbildung 7.9 ersichtlich, ergeben sich aus unterschiedlichen Materialmodellen und unterschiedlichen Kontaktbedingungen stark unterschiedliche Ergebnisse. Während das Verwenden des SLIDING\_ONLY\_PENALTY Kontakts sehr starke Schwingungen mit sich bringt und bei gleichzeitiger Verwendung mit MAT\_ELASTIC komplett ungeeignet scheint, kommt es bei MAT\_ELASTIC\_FLUID mit CONTACT\_AUTOMATIC\_SURFACE\_TO\_SURFACE\_TIEBREAK zu Problemen: in der frontalen Ebene an den Positionen I1 und I2 sollte der Druck null sein. In Abbildung 7.19 werden die Ergebnisse aus der Simulation 2a (MAT\_ELASTIC\_FLUID & CONTACT\_AUTOMATIC), die noch am ehesten geeignet scheint, das Verhalten des Fluids widerzuspiegeln, mit den Messergebnissen verglichen. Ein in allen Simulationen berechneter Unterdruck von -1.5 bar bei einem Referenzdruck von 1 bar ist physikalisch nicht möglich. Das Ergebnis für den Coup-Druck ist ebenfalls viel höher als der gemessene. Insgesamt zeigen alle vier Simulationen keine befriedigende Ähnlichkeit mit den Messdaten.



**Abbildung 7.19: Vergleich der Simulation mit Mat\_Elastic\_fluid (sim\_2a - rot) mit Messdaten (LS-B - blau) auf der Coup und Contrecoup Seite**

Die vorgestellten FE Schädel Hirn Modelle wurden alle mit Leichenversuchen validiert, bei denen es zu einer sehr kurzen Belastung kam (z.B. bei Nahum 6 ms). Dies könnte eine Erklärung dafür sein, warum bei der Validierung von FE Schädel-Hirn-Modellen ähnliche Ergebnisse wie bei den Versuchen erreicht werden konnten. Bei einer längeren Belastung, wie es bei den aktuellen Versuchen der Fall war, kommt es zu sehr großen Abweichungen zwischen berechneten und gemessenen Verlauf. Bei Verwendung des viskoelastischen Materialmodells für die Innenkugel wurden die Spitzendrücke gedämpft, was eine weitere Erklärung für die bessere Korrelation bei den Validierungen der FE Kopfmodelle, als dies hier der Fall ist.

Die Modellierung mit MAT\_NULL brachte zufriedenstellende Ergebnisse im Hinblick auf die Relativbewegungen der inneren zur äußeren Kugel. Auch das Weiterbewegen der inneren Kugel nach Ende der Verzögerungsphase konnte hier abgebildet werden.

Die starken Schwingungen im Druckverlauf sind in erster Linie auf die Grüneisen Zustandsgleichung zurückzuführen, die nur bedingt geeignet scheint den Druck des Fluids bei relativ geringen, langanhaltenden Belastungen abzubilden (im Vergleich zu Explosionen, bei denen das Material sonst häufig verwendet wird). Der Druck bricht immer wieder zusammen. Auch eine Parametervariation in der CONSTRAINED\_LAGRANGE\_IN\_SOLID Karte (in erster Linie Variation der Kontaktsteifigkeit PFAC) brachte keine Verbesserungen.

Es ist allerdings aus dem Modell 4 klar das Potential eines Fluidmodells mit ALE Modellierung erkennbar. In Verbindung mit einer geeigneterem Materialmodell (wie dies bei

MAT\_ALE\_INCOMPRESSIBLE\_FLUID der Fall wäre) würden bei einer solchen Modellierung sicher die besten Ergebnisse bringen.

Es war allerdings bis zum Abschluss dieser Arbeit trotz intensiver Bemühungen nicht möglich eine Simulation mit MAT\_ALE\_INCOMPRESSIBLE\_FLUID zu bewerkstelligen, da die Rechnungen immer wieder nach wenigen Millisekunden Simulationsdauer abgebrochen sind. Dies liegt wahrscheinlich an der dreidimensionalen Geometrie (bisher wurden nur zweidimensionale Beispiele mit Mat 160 veröffentlicht), oder an Kontaktproblemen mit den beiden Void-Parts, die bei einer Modellierung mit Elementtyp 11 notwendig sind.

Es zeigt sich aus den Simulationen klar die Relevanz an diesem Themengebiet weiterzuarbeiten.

## 8 Fazit

Die Versuchsergebnisse wiesen eine sehr gute Reproduzierbarkeit auf und sind von ausgesprochen hoher Qualität. Sie bieten eine ideale Basis für die Validierung von Fluidmodellen.

Die Variation der Fluiddicke zeigte, dass ein kleineres Fluidvolumen zu einem größeren Druckgradienten am Beginn der auftretenden Stoßbelastung führt. Deshalb sollte das altersabhängige Fluidvolumen auch bei der Validierung von numerischen Schädel-Hirn-Modellen beachtet werden.

Der Coup und Contrecoup Druckverlauf erwiesen sich bei den Versuchen mit viskoelastischem Modell als weitgehend symmetrisch. Ein linearer Zusammenhang zwischen dem mittleren Coup-Druck und der mittleren Beschleunigung konnte wie schon bei anderen Versuchen beobachtet wurde (Hardy, 2007; Nahum u. a., 1977), bestätigt werden.

Das Ersatzmodell „Kugel in Kugel“ scheint ideal zu sein, um noch weitere Erkenntnisse aus der Interaktion Schädel-Hirn-Flüssigkeit zu erlangen. Gleichzeitig ist das Modell schon ausreichend komplex, um zu erproben, ob sich ein CSF-Modell auch für numerische Kopfmodelle eignet. Die Untersuchungen haben gezeigt, dass gerade im dreidimensionalen Bereich noch sehr viel Verbesserungspotential bei der CFD Modellierung in LS-DYNA besteht.

Es ist bemerkenswert, wie gut analytische Näherung und Messergebnisse zusammenpassen.

Die Modellierung einer realistischen Fluid-Struktur- Interaktion gestaltete sich schwieriger, als dies ursprünglich angenommen worden. Trotz intensiver Beschäftigung mit dem Themengebiet konnten diesbezüglich keine zufriedenstellenden Ergebnisse erreicht werden. Durch die Ergebnisse aus der Simulation mit \*MAT\_NULL ist allerdings klar erkennbar, dass eine Modellierung des Fluids, die einen Volumenaustausch zwischen Coup und Contrecoup Seite ermöglicht, die tatsächlichen Phänomene bei weitem besser beschreiben kann. Obwohl noch kein zufriedenstellender Druckverlauf berechnet werden konnte, liegen die so berechneten Spitzendrücke weit näher an den Messergebnissen, als dies bei der Lagrange Formulierung in Verbindung mit elastischem Material der Fall ist. Die Relativbewegungen, die für Verletzungen (vor allem für Subdurale Blutungen durch Reißen der Brückenvenen) von großer Relevanz sind, können mit einer solchen Modellierung sehr realistisch abgebildet werden.

### 9 Ausblick

Zukünftige Versuche sollten um Belastungen erweitert werden, die auch zu einer Rotationen zwischen innerer Kugel und äußerer Schale führen. Diese wurden in den aktuellen Versuchen nicht betrachtet, stellen aber eine besondere Herausforderung für die korrekte Modellierung in FE Modellen dar, da diese zu größeren Relativbewegungen führen, als Translations-Beschleunigungen. Bei solchen Versuchen ist der Druck als Validierungsgröße ungeeignet, weshalb an einer besseren Quantifizierung der Relativbewegungen gearbeitet werden muss.

Bei weiteren Versuchen sollten außerdem die Beschleunigungen variiert werden, um eine breitere Basis an Daten für die Validierung zur Verfügung zu stellen. Es sollte auch die Belastung bei einer kurzen Kraftereinwirkung (Schlag), wie dies bei den meisten Leichen-Versuchen der Fall war, untersucht werden. Eine Untersuchung des Einflusses des Fluidvolumens bei viskoelastischen Hirnmodellen würde ebenfalls interessante neue Validierungsdaten bringen.

Die Möglichkeiten der CFD Berechnung werden in der nächsten Version (R7-780) von LS-DYNA ausgeweitet. Es wird einen eigenen Solver für die Berechnung inkompressibler Fluide (ICFD = incompressible fluid solver) geben (Hallquist, 2011). Dies wird neue Modellierungsmöglichkeiten für das CSF bieten, die mit Hilfe der hier vorgestellten Versuchsergebnissen validiert werden können.

## 10 Abkürzungs- und Variablenverzeichnis

A	große annähernd starre Innenkugel
ACSF	Artificial Cerebrospinal Fluid
AFAC	ALE smooth weight factor
ALE	Arbitrary Lagrangian Eulerian method
b	back – hinten (Position auf Contrecoup Seite)
B	kleine annähernd starre Innenkugelk
C	kleine viskoelastische Kugel
$C_0$	Schallgeschwindigkeit [m/s]
CFD	Computational Fluid Dynamics
CSF	Cerebrospinal Fluid
$E$	Elastizitäts-Modul [N/m <sup>2</sup> ]
E	innere Energie [J]
EEG	Elektroenzephalographie
$f$	Frequenz [Hz]
f	front – vorne (Position auf Coup Seite)
FE	Finite Elemente
g	Erdbeschleunigung [m/s <sup>2</sup> ]
$G$	Schubmodul [Pa]
$G^*$	komplexer Schubmodul [Pa]
$G'$	Speichermodul [Pa]
$G''$	Verlustmodul [Pa]
$G_0$	statischer Schubmodul [Pa]
$G_\infty$	dynamischer Schubmodul [Pa]
$G_d$	dynamischer Schubmodul
GPa	Gigapascal (=10 <sup>9</sup> Pa)

## 10. Abkürzungs- und Variablenverzeichnis

---

HIC	Head Injury Criterion
HS	High Speed – steht für Versuche mit hoher Testgeschwindigkeit
Hz	Herz
imp	Impact-Phase – Messdaten der Verzögerungsphase
Index 1	Position bei 45°
Index 2	Position bei 10° gemessen von Horizontalebene
K	Kompressionsmodul
kg	Kilogramm
l	left – links (seitliche Sensorposition)
LS	Low Speed – steht für Versuche mit niedriger Testgeschwindigkeit
m	Meter
m	middle – Mitte (Sensorposition am höchsten Punkt der Kugel)
mbar	milibar
mm	Milimeter
MMG	Multi-Material Group
MRT	Magnet-Resonanz-Tomographie
ms	Millisekunde
N	Newton
NDA	Natural Density Accelerometers
NDT	Natural Density Targets
Pa	Pascal
PMHS	Post Mortem Human Surrogate
ref	Position des Referenzdrucksensor (frontal bei 10° zur Horizontalebene)
s	Grüneisenparameter
s	Sekunde
SHT	Schädel Hirn Trauma
SPH	Smoothed Particle Hydrodynamics

$\Gamma$	Grüneisen-Gamma
$\theta$	Azimutwinkel [°]
$\nu$	kinematische Viskosität [m <sup>2</sup> /s]
$\nu_p$	Poissonzahl [1]
$\rho$	Dichte [kg/m <sup>3</sup> ]
$\varphi$	Phasenwinkel [°]
$\phi$	Polarwinkel [°]
$\alpha$	Beschleunigung [m/s <sup>2</sup> ]
$p$	Druck [bar]

## 11 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1.1: Häufigkeit der Diagnose intrakranielle Verletzung und anderer Verletzungen des Kopfes bei Spitalsentlassungen (Statistik Austria, 2013)	1
Abbildung 1.2: intrakranielle Verletzungen im Jahr 2011 nach Altersgruppen pro 100.000 Einwohner (Statistik Austria, 2013)	2
Abbildung 1.3: Vorkommen der einzelnen AIS-Körperregionen bei Verkehrs, Sport- und Freizeitunfällen basierend auf Notarzteinsätzen aus Salzburg und Burgenland (NACA-X, 2013)	3
Abbildung 2.1: Körperebenen und Hauptachsen (Bommas-Ebert u. a., 2006)	6
Abbildung 2.2: Schnittebenen und Achsen des Gehirns (Schünke u. a., 2009)	7
Abbildung 2.3: Definition Coup- Contrecoup (Kramer, 2008)	7
Abbildung 2.4: Schädelknochen von lateral (Schünke u. a., 2009)	8
Abbildung 2.5: Schädelgruben an der Schädelbasis (Schünke u. a., 2009)	8
Abbildung 2.6: Abschnitte des Gehirns (Schünke u. a., 2009)	9
Abbildung 2.7: Ansicht des Gehirns von unten (Schünke u. a., 2009)	10
Abbildung 2.8: Frontalschnitt (Schünke u. a., 2009)	11
Abbildung 2.9: Subarachnoidalraum vergrößert (Schünke u. a., 2009)	11
Abbildung 2.10: geöffneter Schädel mit teilweise abpräparierter Dura mater (Schünke u. a., 2009)	12
Abbildung 2.11: Einteilung von SHT (basierend auf Schmitt u. a., 2010)	13
Abbildung 2.12: extrazerebrale Blutungen: a) epidurales Hämatom, b) subdurales Hämatom,	14
Abbildung 2.13: Verletzungsmechanismen (Schmitt u. a., 2010)	15
Abbildung 2.14: Wayne State Tolerance Curve (Krabbel, 1998; in Schmitt u. a., 2010)	17
Abbildung 2.15: Verletzungsrisiko abhängig vom HIC (Prasad, Mertz, 1985)	18
Abbildung 2.16: Regressionsanalyse der Beziehung zwischen Spitzendruck und Kopfbeschleunigung (Nahum u. a., 1977)	25

---

Abbildung 2.17: Verhältnis zwischen Druck an der Coup Seite und linearer resultierender Beschleunigung (Hardy, 2007)	27
Abbildung 2.18: Mid-sagittal MR Bilder bei (a) mäßiger Extension und (b) voller Flexion (Zhu u. a., 2003)	28
Abbildung 2.19: Vergleich der Grenzen des Pons (eingepasste Ellipse) zwischen Referenz und verschobenem Zustand (a) stark vergrößert (b) (Ji u. a., 2004)	29
Abbildung 2.20: Schematische Darstellung der Bewegung in (a) sagittaler und (b) Transversalebene. (Bayly u. a., 2005)	30
Abbildung 2.21: Dehnungen in sagittaler und axialer Ebene zu unterschiedlichen Zeiten mit maximaler Verzögerung bei 70-75 ms. (Bayly u. a., 2005)	30
Abbildung 2.22: schematische Darstellung der Bewegung (Sabet u. a., 2008)	31
Abbildung 2.23: Foto von der Vorrichtung (Sabet u. a., 2008)	31
Abbildung 2.24: Relativer Anteil von Schubdehnungen nach Größenordnungen bei zwei verschiedenen Testpersonen (Sabet u. a., 2008)	31
Abbildung 2.25: Versuchsaufbau (Feng u. a., 2010)	32
Abbildung 2.26: stark vereinfachtes Bewegungsmodell (Feng u. a., 2010)	33
Abbildung 2.27: physikalisches Modell in a) anatomischer Form und b) zylindrischer Form (Ivarsson u. a., 2000)	34
Abbildung 2.28: Zweidimensionales Ersatzmodell mit Markern, Furchen und Falx Cerebri (Bradshaw u. a., 2001)	35
Abbildung 2.29: Schematischer Versuchsaufbau (Brands, 2002)	36
Abbildung 2.30: Dreidimensionale Verformung des Silikons in der Schale (Brands, 2002)	36
Abbildung 2.31: schematischer Versuchsaufbau. (Lauret u. a., 2009)	37
Abbildung 3.1: starre Hirnmodelle	39
Abbildung 3.2: Kraft-Weg Diagramm von Gelatine (blau) und Schweinehirn (schwarz) (Loosemann, 2009)	41
Abbildung 3.3: Ergebnisse der rheometrischen Studie von Deepthi u.a (2010)	43
Abbildung 3.4: Dynamischer Modul $G_d$ und Phasenwinkel (rechts) bei konstanter Dehnungsamplitude (Brands, 2002)	44

Abbildung 3.5: menschliches Gehirn	45
Abbildung 3.6: Proben zum Materialvergleich aus a) Silikongel b) Silikon c) Agar	46
Abbildung 3.7: teilweise entformtes, viskoelatisches Modell	46
Abbildung 3.8: Tiefziehen: Grundrahmen, Aufspannrahmen und Positivform	47
Abbildung 3.9: Ersatzmodell zusammengebaut	48
Abbildung 4.1: Prinzipskizze	51
Abbildung 4.2: Schlittenführung	52
Abbildung 4.3: Linearführung auf Profil-Rahmenkonstruktion	52
Abbildung 4.4: Seilzug	53
Abbildung 4.5: Beschleunigungssensor und Trigger	54
Abbildung 4.6: Drucksensor XTL-123C-190	55
Abbildung 4.7: Bezeichnungen der Sensorpositionen	55
Abbildung 4.8: Aufbau Kameras	57
Abbildung 4.9: Geschwindigkeitsmessung	57
Abbildung 4.10: Aufnahme der seitlichen Kamera	58
Abbildung 4.11: Aufnahme der oberen Kamera	58
Abbildung 5.1: Auswertung des HIC	60
Abbildung 5.2: Filtervergleich Beschleunigungssignal (01_CSF-LS-B-m)	61
Abbildung 5.3: Streuung der Beschleunigungssignale bei niedriger Testgeschwindigkeit	62
Abbildung 5.4: Beschleunigungsverlauf gesamt	62
Abbildung 5.5: Filtervergleich Drucksignal (05_CSF-LS-B-b2)	63
Abbildung 5.6: Druckverläufe der Versuchsreihe LS-B	63
Abbildung 5.7: maximaler Coup Druck bei 06_CSF-LS-A-I2	64
Abbildung 5.8: Streuung des Referenzdrucks der Versuchsreihe LS-C	64
Abbildung 5.9: minimaler Contrecoup-Druck (26_CSF-LS-B-b1)	65
Abbildung 5.10: Druckverlauf an der unteren seitlichen Sensorposposition (I2)	65

---

Abbildung 5.11: Relativbewegung der inneren zur äußeren Kugel an 3 verschiedenen Punkten bei Versuch 08_CSF-LS-B-b1	66
Abbildung 5.12: Targettracking	67
Abbildung 5.13: Vergleich der Modelle A und B	68
Abbildung 5.14: Vergleich des gemittelten Druckverlaufs aller Modelle bei niedriger Testgeschwindigkeit	69
Abbildung 5.15: Vergleich der Modelle B und C	69
Abbildung 5.16: Vergleich des Contrecoup Druckverlaufs an der Position b2 bei LS-Versuchen	70
Abbildung 5.17: gespiegelte Contrecoup Verläufe von Modell B und C (strichliert...gespiegelter Contrecoup, durchgezogen...Coup)	70
Abbildung 5.18: Vergleich von HS- und LS-Versuchen bei Versuchen mit Kugel B	71
Abbildung 5.19: Beschädigtes Agar-Modell nach HS-Versuchen	72
Abbildung 5.20: Riss auf der Contrecoup Seite	72
Abbildung 5.21: maximaler Coup-Druck bei unterschiedlichen Beschleunigungen (Hardy, 2007)	73
Abbildung 5.22: maximaler Druck über maximale Beschleunigung	74
Abbildung 5.23: Vergleich gemittelter Druck über gemittelte Beschleunigung mit Nahum u.a. (1977)	75
Abbildung 5.24: gemittelter Druck über gemittelte Beschleunigung - Versuche mit Modell B (rot) im Vergleich zur Trendlinie von Nahum u.a. (1977) (schwarz)	75
Abbildung 6.1: Scherung zwischen zwei Platten (Spurk, Aksel, 2010)	78
Abbildung 6.2: Unterschied zwischen Newtonschen und Nicht-Newtonschen Fluiden (Zierep, Bühler, 2010)	79
Abbildung 6.3: Kugelkoordinaten (basierend auf Kallenrode, 2005)	81
Abbildung 6.4: qualitativer Druckverlauf in der Sagittalebene	82
Abbildung 6.5: Vergleich der analytischen Näherung mit den Messdaten der Versuchsreihe LS-B	83
Abbildung 6.6: Verlauf des Drucks über den Azimutwinkel $\theta$ in der Sagittalebene	84

## 11. Abbildungsverzeichnis

---

Abbildung 7.1: Aufbau SUFEHM (Tinard u. a., 2012)	88
Abbildung 7.2: SIMon FEHM (Takhounts u. a., 2008)	90
Abbildung 7.3: KHT Modell (Kleiven, 2006b)	91
Abbildung 7.4: Details des KHT Modells (Kleiven, 2008)	91
Abbildung 7.5: FE-Modell	95
Abbildung 7.6: Druckverlauf aus Simulation 1a mit MAT_ELASTIC und CONTACT_AUTOMATIC	96
Abbildung 7.7: Druckverlauf aus Simulation 1b mit MAT_ELASTIC und CONTACT_SLIDING_ONLY	96
Abbildung 7.8: Druckverlauf aus Simulation 2a mit MAT_ELASTIC_FLUID und CONTACT_AUTOMATIC	97
Abbildung 7.9: Druckverlauf aus Simulation 2b mit MAT_ELASTIC_FLUID und CONTACT_SLIDING_ONLY	98
Abbildung 7.10: Druckverlauf über die Kugelkontur (bei Beschleunigung nach links)	98
Abbildung 7.11: Vergleich zwischen 6 mm (2a) und 1.5 mm Fluidschichtdicke (2c) auf der Coup und Contrecoup Seite	99
Abbildung 7.12: Vergleich von elastischer (blaue Linien) und viskoelastischer Innenkugel (grüne Linien)	99
Abbildung 7.13: Aufbau des Modells mit ALE Netz	103
Abbildung 7.14: Multi Material Groups	104
Abbildung 7.15: Vergleich der Relativbewegung der inneren Kugel bei unterschiedlichen Materialmodellen	108
Abbildung 7.16: Vergleich unterschiedlicher Netzauflösungen (blau= Netz mit 4-facher Elementanzahl)	109
Abbildung 7.17: Vergleich der Druckverläufe aus der Simulation (rot) und den Versuchen (blau)	109
Abbildung 7.18: Relativbewegung der starren inneren Kugel nach Ende des Belastungsphase	110
Abbildung 7.19: Vergleich der Simulation mit Mat_Elastic_fluid (sim_2a - rot) mit Messdaten (LS-B - blau) auf der Coup und Contrecoup Seite	111

---

Abbildung 15.1: 01_CSF_LS-A-m	A1
Abbildung 15.2: 02_CSF_LS-A-b1	A1
Abbildung 15.3: 03_CSF_LS-A-l1	A2
Abbildung 15.4: 04_CSF-LS-A-f1	A2
Abbildung 15.5: 05_CSF-LS-A-b2	A3
Abbildung 15.6: 06_CSF-LS-A-l2	A3
Abbildung 15.7: 07_CSF-LS-B-m	A4
Abbildung 15.8: 08_CSF-LS-B-b1	A4
Abbildung 15.9: 09_CSF-LS-B-l1	A5
Abbildung 15.10: 10_CSF-LS-B-f1	A5
Abbildung 15.11: 11_CSF-LS-B-b2	A6
Abbildung 15.12: 08_CSF-LS-B-l2	A6
Abbildung 15.13: 13_CSF-LS-C-m	A7
Abbildung 15.14: 14_CSF-LS-C-b1	A7
Abbildung 15.15: 15_CSF-LS-C-l1	A8
Abbildung 15.16: 16_CSF-LS-C-f1	A8
Abbildung 15.17: 17_CSF-LS-C-b2	A9
Abbildung 15.18: 18_CSF-LS-C-l2	A9
Abbildung 15.19: : 19_CSF-HS-A-m	A10
Abbildung 15.20: 20_CSF-HS-A-b1	A10
Abbildung 15.21: 21_CSF-HS-A-l1	A11
Abbildung 15.22: 22_CSF-HS-A-f1	A11
Abbildung 15.23: 23_CSF-HS-A-b2	A12
Abbildung 15.24: 24_CSF-HS-A-l2	A12
Abbildung 15.25: 25_CSF-HS-B-m	A13
Abbildung 15.26: 26_CSF-HS-B-b1	A13
Abbildung 15.27: 27_CSF-HS-B-l1	A14

## 11. Abbildungsverzeichnis

---

Abbildung 15.28: 28_CSF-HS-B-f1	A14
Abbildung 15.29: 29_CSF-HS-B-f1	A15
Abbildung 15.30: 30_CSF-HS-B-l2	A15
Abbildung 15.31: 31_CSF-HS-B-m	A16
Abbildung 15.32: 32_CSF-HS-B-b2	A16
Abbildung 15.33: 33_CSF-HS-C-b1	A17
Abbildung 15.34: Referenzdruck Modell A	A17
Abbildung 15.35: Referenzdruck Modell B	A18
Abbildung 15.36: Referenzdruck Modell C	A18
Abbildung 15.37: Vergleich des Druckverlaufs bei großer (grün) und kleiner (blau) Innenkugel	A24

---

## 12 Tabellenverzeichnis

Tabelle 2.1: Normwerte des intrakraniellen Drucks (Schwab u. a., 2008)	11
Tabelle 3.1: frequenzabhängiger Schubmodul des Hirngewebes (Kleiven, 2002)	40
Tabelle 3.2: Lösung A	48
Tabelle 3.3: Lösung B	48
Tabelle 3.4: Vergleich CSF und ACSF	49
Tabelle 3.5: Viskositätsmessung	49
Tabelle 4.1: Konzeptideen	50
Tabelle 4.2: Versuchsbezeichnungen	59
Tabelle 7.1: Materialparameter SUFEHM (Tinard u. a., 2012)	88
Tabelle 7.2: Materialparameter des KHT Modells (Kleiven, 2007)	92
Tabelle 7.3: CONSTRAINED_LAGRANGE_IN SOLID (LSTC, 2012a)	101
Tabelle 7.4: CONTROL_ALE (LSTC, 2012a)	102
Tabelle 7.5: ALE_REFERENCE_SYSTEM_GROUP (LSTC, 2012a)	102
Tabelle 7.6: VOID_PART (LSTC, 2012a)	103
Tabelle 7.7: ALE MULTI-MATERIAL GROUPS (LSTC, 2012a)	106
Tabelle 7.8: MAT_VACUUM (LSTC, 2012a)	107
Tabelle 15.1: CONTACT_SLIDING_ONLY_PENALTY	A22
Tabelle 15.2: MAT_ELASTIC	A22
Tabelle 15.3: MAT_ALE_INCOMPRESSIBLE	A23
Tabelle 15.4 MAT_NULL mit EOS_GRUNEISEN	A23

## 13 Formelverzeichnis

Formel 2.1: HIC (MDVFS, 2008)	17
Formel 2.2: HIC(d) (MDVFS, 2008)	19
Formel 2.3: resultierende Kontaktkraft (MDVFS, 2008)	19
Formel 2.4: GAMBIT (Newman, 1986)	20
Formel 2.5: Head Impact Power (Newman u. a., 2000)	20
Formel 3.1: komplexer Schubmodul (Hornbogen u. a., 2008)	40
Formel 3.2: Phasenwinkel (Hornbogen u. a., 2008)	40
Formel 3.3: dynamischer Schubmodul (Brands, 2002)	43
Formel 4.1: Kinetik	51
Formel 6.1: Berechnung der Schubspannung bei Festkörpern - Fluiden (Spurk, Aksel, 2010)	79
Formel 6.2: allgemeine Impulsgleichung (Durst, 2006)	80
Formel 6.3: Grundgleichung der Hydrostatik (Spurk, Aksel, 2010)	80
Formel 6.4: Kugelkoordinaten-Transformation (Kallenrode, 2005)	81
Formel 6.5: analytischer Ansatz	81
Formel 6.6: analytische Näherung für den Druckverlauf	82
Formel 7.1: MAT_Elastic_Fluid (LSTC, 2012b)	93
Formel 7.2: vereinfachte Mie-Grüneisen Zustandsgleichung (Kuroda, 2006)	94

---

## 14 Literaturverzeichnis

- Aquelet, Nicolas; Souli, M'hamed (2012): „ALE incompressible Fluid in LS-DYNA“. In: *12th International LS-DYNA Conference*. Detroit.
- Arbogast, K. B.; Margulies, S. S. (1998): „Material characterization of the brainstem from oscillatory shear tests“. In: *Journal of biomechanics*. 31 (9), S. 801–807.
- Baeck, Katrien; Goffing, Jan; Vander Sloten, Jos (2011): „The use of different CSF representations in a numerical head model and their effect on the results of FE head impact analyses“. In: *8th European LS-DYNA Users Conference*. Strasbourg.
- Bayly, P. V.; Cohen, T. S.; Leister, E. P. u. a. (2005): „Deformation of the human brain induced by mild acceleration“. In: *Journal of neurotrauma*. 22 (8), S. 845–856.
- Bommas-Ebert, Ulrike; Teubner, Philipp; Voß, Rainer (2006): *Kurzlehrbuch Anatomie und Embryologie*. 2. Aufl. Stuttgart: Thieme. — ISBN: 3131355328
- Bradshaw, D. R. S.; Ivarsson, J.; Morfey, C. L. u. a. (2001): „Simulation of acute subdural hematoma and diffuse axonal injury in coronal head impact“. In: *Journal of Biomechanics*. 34 (1), S. 85–94, doi: 10.1016/S0021-9290(00)00135-4.
- Brands, Davy Wilhelmus Anna (2002): „Predicting brain mechanics during closed head impact“. Eindhoven: Technische Universiteit Eindhoven.
- Brenn, Günter (2012): „Ansatz für analytische Problembeschreibung“.
- Bronzino, Joseph D. (2000): *The Biomedical Engineering Handbook*. CRC Press. — ISBN: 9780849304613
- Deck, Caroline; Willinger, Remy (2009): „Head injury prediction tool for protective systems optimisation“. In: *7th European LS-DYNA Conference*. Salzburg.
- Deepthi, R.; Bhargavi, R.; Jagadeesh, K. u. a. (2010): „Rheometric studies on agarose gel- a brain mimic material“. In: *SASTECH Journal*. 9 (2).
- Do, Ian; Day, Jim (2005): „Overview of ALE Method in LS-DYNA“.
- Donnelly, B. R.; Medige, J. (1997): „Shear properties of human brain tissue“. In: *Journal of biomechanical engineering*. 119 (4), S. 423–432.
- DUDEN (2002): „Langenscheidt Fremdwörterbuch Online-Edition“. *Duden-Medizinische Fachausdrücke*. Abgerufen am 08.02.2013 von <http://services.langenscheidt.de>.
- Direct Corporation (2013): „Alzet“. *Preparation of Artificial CSF*. Abgerufen am 29.05.2012 von [http://alzet.com/products/guide\\_to\\_use/cfs\\_preparation.html](http://alzet.com/products/guide_to_use/cfs_preparation.html).

- Durst, Franz (2006): *Grundlagen der Strömungsmechanik*. Erlangen: Springer-Verlag Berlin Heidelberg. — ISBN: 9783540313243
- Engin, A. E. (1969): „The axisymmetric response of a fluid-filled spherical shell to a local radial impulse-A model for head injury“. In: *Journal of Biomechanics*. 2 (3), S. 325–341.
- Fallenstein, G. T.; Hulce, V. D.; Melvin, J. W. (1969): „Dynamic mechanical properties of human brain tissue“. In: *Journal of Biomechanics*. 2 (3), S. 217–226, doi: 10.1016/0021-9290(69)90079-7.
- Feng, Y.; Abney, T. M.; Okamoto, R. J. u. a. (2010): „Relative brain displacement and deformation during constrained mild frontal head impact“. In: *Journal of The Royal Society Interface*. doi: 10.1098/rsif.2010.0210.
- Fitzgerald, Edwin R; Ferry, John D (1953): „Method for determining the dynamic mechanical behavior of gels and solids at audio-frequencies; comparison of mechanical and electrical properties“. In: *Journal of Colloid Science*. 8 (1), S. 1–34, doi: 10.1016/0095-8522(53)90002-6.
- Galford, James E.; McElhaney, James H. (1970): „A viscoelastic study of scalp, brain, and dura“. In: *Journal of Biomechanics*. 3 (2), S. 211–221, doi: 10.1016/0021-9290(70)90007-2.
- Garo, A.; Hrapko, M.; Van Dommelen, J. A. W. u. a. (2007): „Towards a reliable characterisation of the mechanical behaviour of brain tissue: The effects of post-mortem time and sample preparation“. In: *Biorheology*. 44 (1), S. 51–58.
- Gefen, Amit; Margulies, Susan S. (2004): „Are in vivo and in situ brain tissues mechanically similar?“. In: *Journal of biomechanics*. 37 (9), S. 1339–1352, doi: 10.1016/j.jbiomech.2003.12.032.
- Gervaise, H. M. T.; Kleiven, S.; Schmiedeler, J. P. (2007): „The effect of brain mass and moment of inertia on relative brain–skull displacement during low-severity impacts“. In: *International Journal of Crashworthiness*. 12 (4), S. 341–353, doi: 10.1080/13588260701433024.
- Gosch, H. H.; Gooding, E.; Schneider, R. C. (1969): „Distortion and displacement of the brain in experimental head injuries“. In: *Surgical Forum*. 20 , S. 425–426.
- Greenwald, Richard M.; Gwin, Joseph T.; Chu, Jeffrey J. u. a. (2008): „Head Impact Severity Measures for Evaluating Mild Traumatic Brain Injury Risk Exposure“. In: *Neurosurgery*. 62 (4), S. 789–798, doi: 10.1227/01.neu.0000318162.67472.ad.
- Gurdjian, E. S.; Lissner, H. R.; Latimer, F. R. u. a. (1953): „Quantitative Determination of Acceleration and Intracranial Pressure in Experimental Head Injury Preliminary Report“. In: *Neurology*. 3 (6), S. 417–417, doi: 10.1212/WNL.3.6.417.

- Gurdjian, E. S.; Roberts, V. L.; Thomas, L. M. (1966): „Tolerance Curves of Acceleration and Intracranial Pressure and Protective Index in Experimental Head Injury“. In: *Journal of Trauma-Injury Infection & Critical Care*. 6 (5), S. 600–604.
- Hallquist, John O. (2006): „LS-DYNA theory manual“.
- Hallquist, John O. (2011): „Recent developments in LS-Dyna“. 13.10.2011.
- Hardy, Warren N. (2007): „Response of the human cadaver head to impact“. Detroit, Michigan: Wayne State University.
- Hardy, Warren N.; Foster, Craig D.; King, Albert I. u. a. (1997): „Investigation of brain injury kinematics: Introduction of a new technique“. In: *Crashworthiness, occupant protection and biomechanics in transportation systems - AMD*. American Society of Mechanical Engineers S. 241–254.
- Hardy, Warren N.; Foster, Craig D.; Mason, Matthew J. u. a. (2001): „Investigation of Head Injury Mechanisms Using Neutral Density Technology and High-Speed Biplanar X-ray“. In: *Stapp Car Crash Journal*. 45 , S. 337–368.
- Hardy, Warren N.; Mason, Matthew J.; Foster, Craig D. u. a. (2007): „A Study of the Response of the Human Cadaver Head to Impact“. In: *Stapp car crash journal*. 51 , S. 17–80.
- Harvard Apparatus (2012): „Harvard Apparatus“. Abgerufen am 29.05.2012 von [http://www.harvardapparatus.com/webapp/wcs/stores/servlet/product\\_11051\\_10001\\_68547\\_-1\\_HAI\\_ProductDetail\\_\\_\\_](http://www.harvardapparatus.com/webapp/wcs/stores/servlet/product_11051_10001_68547_-1_HAI_ProductDetail___).
- Ho, Johnson; Kleiven, Svein (2009): „Can sulci protect the brain from traumatic injury?“. In: *Journal of Biomechanics*. 42 (13), S. 2074–2080, doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.06.051.
- Hodgson, V. R.; Gurdjian, E. S. (1966): „Experimental skull deformation and brain displacement demonstrated by flash x ray technique“. In: *Journal of Neurosurgery*. (25), S. 49–52.
- Horgan, T. J.; Gilchrist, M. D. (2004): „Influence of FE model variability in predicting brain motion and intracranial pressure changes in head impact simulations“. In: *International Journal of Crashworthiness*. 9 (4), S. 401–418, doi: 10.1533/ijcr.2004.0299.
- Horgan, T. J.; Gilchrist, M. D. (2003): „The creation of three-dimensional finite element models for simulating head impact biomechanics“. In: *International Journal of Crashworthiness*. 8 (4), S. 353–366, doi: 10.1533/ijcr.2003.0243.
- Hornbogen, Erhard; Eggeler, Gunther; Werner, Ewald (2008): *Werkstoffe: Aufbau Und Eigenschaften Von Keramik-, Metall-, Polymer- Und Verbundwerkstoffen*. Springer DE. — ISBN: 9783540718574

- Ivarsson, J.; Viano, D.C.; Lövsund, P. u. a. (2000): „Strain relief from the cerebral ventricles during head impact: experimental studies on natural protection of the brain“. In: *Journal of Biomechanics*. 33 (2), S. 181–189, doi: 10.1016/S0021-9290(99)00144-X.
- Ji, Songbai; Zhu, Qiliang; Dougherty, Lawrence; u. a. (2004): „In vivo measurements of human brain displacement“. In: *Stapp Car Crash Journal*. 48 , S. 227–237.
- Kallenrode, May-Britt (2005): *Rechenmethoden der Physik: Mathematischer Begleiter zur Experimentalphysik*. Springer DE. — ISBN: 9783540214540
- Kamke, Detlef; Walcher, Wilhelm (1994): *Physik Für Mediziner*. Springer DE. — ISBN: 9783519130482
- Kenner, V.H.; Goldsmith, W. (1972): „Dynamic loading of a fluid-filled spherical shell“. In: *International Journal of Mechanical Sciences*. 14 (9), S. 557–568.
- Kenner, V.H.; Goldsmith, W. (1973): „Impact on a simple physical model of the head“. In: *Journal of Biomechanics*. 6 (1), S. 1–11, doi: 10.1016/0021-9290(73)90032-8.
- King, Albert I; King H. Yang; Zhang, Liying; u. a. (2003): „Is head injury caused by linear or angular acceleration?“. In: *IRCOBI Conference*. Lisbon.
- King, Albert I.; Hardy, Warren N; Mason, Matthew J. u. a. (2002): „Comparison of Relative Motion Between the Brain and Skull of the Human Cadaver for Rotation in the Coronal and Sagittal Planes“. In: *4th World Congress of Biomechanics*. Calgary, Alberta, Canada.
- Kleiven, S. (2006a): „The internal membranes of the human head protect the brain during impact“. In: *Journal of Biomechanics*. 39 , S. S639, doi: 10.1016/S0021-9290(06)85662-9.
- Kleiven, Svein (2008): „Biomechanics and thresholds for MTBI in humans.“. In: *MTBI Pre-Congress Symposium IBIA CONGRESS*. Lisbon.
- Kleiven, Svein (2006b): „Evaluation of head injury criteria using a finite element model validated against experiments on localized brain motion, intracerebral acceleration, and intracranial pressure“. In: *International Journal of Crashworthiness*. 11 (1), S. 65–79, doi: 10.1533/ijcr.2005.0384.
- Kleiven, Svein (2002): „Finite Element Modeling of the Human Head“. Royal Institute of Technology Stockholm.
- Kleiven, Svein (2007): „Predictors for traumatic brain injuries evaluated through accident reconstructions“. In: *Stapp car crash journal*. 51 , S. 81–114.
- Kleiven, Svein; Von Holst, Hans (2002): „Consequences of head size following trauma to the human head“. In: *Journal of Biomechanics*. 35 (2), S. 153–160, doi: 10.1016/S0021-9290(01)00202-0.

- Kopecky, J. A.; Ripperger, E. A. (1969): „Closed brain injuries: An engineering analysis“. In: *Journal of Biomechanics*. 2 (1), S. 29–34.
- Krabbel, G. (1998): „Ein rechnerisches Schaedel-Hirn-Modell zur Untersuchung dynamischer Belastungen des Kopfes“. In: *Schriftenreihe B - Fahrzeugtechnik - des Instituts fuer Strassen- und Schienenverkehr*. (1).
- Kramer, Florian (2008): *Passive Sicherheit Von Kraftfahrzeugen: Biomechanik - Simulation - Sicherheit Im Entwicklungsprozess*. Springer DE. — ISBN: 9783834892546
- Kuroda, Ken (2006): „Forming of alloy plate by underwater shock wave of explosive“. In: Göteborg (Schweden).
- Lauret, C.; Hrapko, M.; Van Dommelen, J.A.W. u. a. (2009): „Optical characterization of acceleration-induced strain fields in inhomogeneous brain slices“. In: *Medical Engineering & Physics*. 31 (3), S. 392–399, doi: 10.1016/j.medengphy.2008.05.004.
- Lissner, H.; Lebow, M.; Evans, F. (1960): „Experimental studies on the relation between acceleration and intracranial pressure changes in man,“. In: *Surg Gynecol Obstet*. 111, S. 320–338.
- Löffler, Georg (2008): *Basiswissen Biochemie: mit Pathobiochemie*. Springer DE. — ISBN: 9783540765110
- Loosemann, Thomas (2009): „Modellversuch zur intrakraniellen Druckmessung bei infratentorieller Raumforderung“. (Inaugural-Dissertation) Münster: Westfälischen Wilhelms-Universität.
- LSTC (2012a): „LS-DYNA Keyword User’s Manual Volume I Version 971 R6.1.0“.
- LSTC (2012b): „LS-DYNA Keyword User’s Manual Volume II Version 971 R6.1.0“.
- McElhaney, James; Melvin, John; Roberts, Verne L; u. a. (1973): „Dynamic characteristics of the tissues of the head.“. In: *Perspectives in Biomedical Engineering. Proceedings of a Symposium*. S. 215–222.
- MDVFS (2008): „Crash-Analyse Beschreibung der Krierien“.
- Metz, Howard; McElhaney, James; Ommaya, Ayub K. (1970): „A comparison of the elasticity of live, dead, and fixed brain tissue“. In: *Journal of Biomechanics*. 3 (4), S. 453–458, doi: 10.1016/0021-9290(70)90017-5.
- Miller, Reid T.; Margulies, Susan S.; Leoni, Matt; u. a. (1998): *Finite Element Modeling Approaches for Predicting Injury in an Experimental Model of Severe Diffuse Axonal Injury*. ( Nr. 983154) Warrendale, PA: SAE International.
- Morrison, Barclay; Cater, Heather L.; Benham, Christopher D. u. a. (2006): „An in vitro model of traumatic brain injury utilising two-dimensional stretch of organotypic

- hippocampal slice cultures“. In: *Journal of Neuroscience Methods*. 150 (2), S. 192–201, doi: 10.1016/j.jneumeth.2005.06.014.
- NACA-X (2013): *Notärztliche Einsatzdokumentation*. EDV-Trimmel.
- Nahum, Alan M.; Smith, Randall; Ward, Carley C. (1977): *Intracranial Pressure Dynamics During Head Impact*. ( Nr. 770922) Warrendale, PA: SAE International.
- Nasdala, Lutz (2012): *FEM-Formelsammlung Statik und Dynamik: Hintergrundinformationen, Tipps und Tricks*. Springer DE. — ISBN: 9783834818416
- Newman, J. A. (1986): „A generalized acceleration model for brain injury threshold (GAMBIT)“. In: *International IRCOBI Conference*. Zürich.
- Newman, J. A.; Shewchenko, N.; Welbourne, E. (2000): „A proposed new biomechanical head injury assessment function - the maximum power index“. In: *Stapp car crash journal*. 44 , S. 215–247.
- Nutsholtz, G. S.; Lux, P.; KAIKER, P. u. a. (1984): „Head impact response - Skull deformation and angular accelerations“. In: *28th Stapp Car Crash Conference proceedings*. Warrendale, PA: Society of Automotive Engineers S. 41–74. — ISBN: 0898837111 9780898837117
- Olovsson, Lars (2006): „LS-DYNA - Training class in ALE and fluid-structure interaction“.
- Olovsson, Lars; Souli, M’hamed; Do, Ian (2003): „LS-DYNA –ALE Capabilities (Arbitrary-Lagrangian-Eulerian) Fluid-StructureInteraction Modeling“.
- Pögl, Dieter (2012): „CSF Schichtdicken in Abhängigkeit des Alters“.
- Prasad, Priya; Mertz, Harold J. (1985): *The Position of the United States Delegation to the ISO Working Group 6 on the Use of HIC in the Automotive Environment*. ( Nr. 851246) Warrendale, PA: SAE International.
- Pudenz, R. H.; Shelden, C. H. (1946): „The Lucite calvarium a method for direct observation of the brain. II. Cranial trauma and brain movement“. In: *Journal of Neurosurgery*. (3), S. 87–505.
- Sabet, Arash A.; Christoforou, Eftychios; Zatlin, Benjamin; u. a. (2008): „Deformation of The Human Brain Induced By Mild Angular Head Acceleration“. In: *Journal of biomechanics*. 41 (2), S. 307–315, doi: 10.1016/j.jbiomech.2007.09.016.
- Sack, Ingolf; Beierbach, Bernd; Hamhaber, Uwe; u. a. (2008): „Non-invasive measurement of brain viscoelasticity using magnetic resonance elastography“. In: *NMR in biomedicine*. 21 (3), S. 265–271, doi: 10.1002/nbm.1189.
- Schmitt, Kai-Uwe; Niederer, Peter F.; Muser, Markus H. u. a. (2010): *Trauma-Biomechanik: Verletzungen in Straßenverkehr und Sport*. Springer. — ISBN: 9783642115950

- Schünke, Michael; Schulte, Erik; Schumacher, Udo (2009): *PROMETHEUS LernAtlas der Anatomie: Kopf, Hals und Neuroanatomie*. 2., Auflage. Thieme, Stuttgart. — ISBN: 3131395427
- Schwab, Stefan; Unterberger, André; Hacke, Werner; u. a. (2008): *NeuroIntensiv*. Springer. — ISBN: 9783540230519
- Sellier, Karl; Kneubuehl, Beat P. (2001): *Wundballistik und ihre ballistischen Grundlagen*. Springer DE. — ISBN: 9783540666042
- Shatsky, S. A.; Alter, W. A. III; Evans, D. E. u. a. (1974): „Traumatic distortions of the primate head and chest: correlation of biomechanical, radiological and pathological data.“. In: *Proc. 18th Stapp Car Crash Conference*. Warrendale, PA: Society of Automotive Engineers S. 351–381.
- Shuck, L. Z.; Advani, S. H. (1972): „Rheological Response of Human Brain Tissue in Shear“. In: *Journal of Basic Engineering*. 94 (4), S. 905, doi: 10.1115/1.3425588.
- Souli, M'hamed (2010): „ALE Incompressible Fluid in LS-DYNA“. In: *11th International LS-DYNA Users Conference*. Detroit.
- Spurk, Joseph; Aksel, Nuri (2010): *Strömungslehre: Einführung in die Theorie der Strömungen*. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
- Statistik Austria (2013): „Spitalsentlassungen“. Abgerufen am 21.01.2013 von <http://statcube.at/statistik.at/ext/superweb/loadDatabase.do>.
- Suh, C.-C.; Yang, W.-J.; McElhaney, J.H. (1972): „Rarefaction of liquids in a spherical shell due to local radial loads with application to brain damage“. In: *Journal of Biomechanics*. 5 (2), S. 181–189.
- Takhounts, Erik G; Ridella, Stephen A; Hasija, Vikas; u. a. (2008): „Investigation of Traumatic Brain Injuries Using the Next Generation of Simulated Injury Monitor (SIMon) Finite Element Head Model“. In: *Stapp Car Crash Journal*. — ISBN: 9780768021035
- Thibault, K L; Margulies, S S (1998): „Age-dependent material properties of the porcine cerebrum: effect on pediatric inertial head injury criteria“. In: *Journal of biomechanics*. 31 (12), S. 1119–1126.
- Tinard, V.; Deck, C.; Willinger, R. (2012): „New methodology for improvement of helmet performances during impacts with regards to biomechanical criteria“. In: *Materials & Design*. 37, S. 79–88, doi: 10.1016/j.matdes.2011.12.005.
- Trosseille, X.; Tarrière, C.; Lavaste, F. u. a. (1992): „Development of a F.E.M. of the Human Head According to a Specific Test Protocol“. In: *Proc. 36th Stapp Car Crash Conference*. Society of Automotive Engineers. Warrendale, PA: SAE International S. 235–253, doi: 10.4271/922527.

- Truckenbrodt, Erich A. (2008): *Fluidmechanik: Band 1: Grundlagen und elementare Strömungsvorgänge dichtebeständiger Fluide*. Springer DE. — ISBN: 9783540790174
- Vappou, Jonathan; Breton, Elodie; Choquet, Philippe; u. a. (2007): „Magnetic resonance elastography compared with rotational rheometry for in vitro brain tissue viscoelasticity measurement“. In: *Magma (New York, N.Y.)*. 20 (5-6), S. 273–278, doi: 10.1007/s10334-007-0098-7.
- Versace, John (1971): *A Review of the Severity Index*. ( Nr. 710881) Warrendale, PA: SAE International.
- Viano, David; Aldman, Bertil; Pape, Kasper; u. a. (1997): „Brain kinematics in physical model tests with translational and rotational acceleration“. In: *International Journal of Crashworthiness*. 2 (2), S. 191–206, doi: 10.1533/cras.1997.0043.
- Wallesch, Claus-Werner; Unterberg, Andreas; Dietz, Volker (2005): *Neurotraumatologie*. 1. Aufl. Stuttgart: Georg Thieme Verlag. — ISBN: 3131369213
- Yanagida, Yasuyoshi; Fujiwara, Satoshi; Mizoi, Yasuhiko (1989): „Differences in the intracranial pressure caused by a ‘blow’ and/or a ‘fall’ — An experimental study using physical models of the head and neck“. In: *Forensic Science International*. 41 (1–2), S. 135–145, doi: 10.1016/0379-0738(89)90245-4.
- Yoganandan, Narayan; Pintar, Frank A.; Sances, Anthony; u. a. (1995): „Biomechanics of Skull Fracture“. In: *Journal of Neurotrauma*. 12 (4), S. 659–668, doi: 10.1089/neu.1995.12.659.
- Zhu, Qiliang; Dougherty, Lawrence; Margulies, Susan S. (2003): „In vivo measurements of human brain displacement“. In: *Summer Bioengineering Conference*. Key Biscayne, Florida S. 135–136.
- Zierep, Jürgen; Bühler, Karl (2010): „Eigenschaften von Fluiden“. In: *Grundzüge der Strömungslehre*. Wiesbaden: Vieweg+Teubner S. 4–25. — ISBN: 978-3-8348-0834-9, 978-3-8348-9756-5
- Zou, Hong; Schmiedeler, James P.; Hardy, Warren N. (2007): „Separating brain motion into rigid body displacement and deformation under low-severity impacts“. In: *Journal of Biomechanics*. 40 (6), S. 1183–1191, doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.06.018.
- Aquelet, Nicolas; Souli, M’hamed (2012): „ALE incompressible Fluid in LS-DYNA“. In: *12th International LS-DYNA Conference*. Detroit.
- Arbogast, K. B.; Margulies, S. S. (1998): „Material characterization of the brainstem from oscillatory shear tests“. In: *Journal of biomechanics*. 31 (9), S. 801–807.
- Baeck, Katrien; Goffing, Jan; Vander Sloten, Jos (2011): „The use of different CSF representations in a numerical head model and their effect on the results of FE head impact analyses“. In: *8th European LS-DYNA Users Conference*. Strasbourg.

- Bayly, P. V.; Cohen, T. S.; Leister, E. P. u. a. (2005): „Deformation of the human brain induced by mild acceleration“. In: *Journal of neurotrauma*. 22 (8), S. 845–856.
- Bommas-Ebert, Ulrike; Teubner, Philipp; Voß, Rainer (2006): *Kurzlehrbuch Anatomie und Embryologie*. 2. Aufl. Stuttgart: Thieme. — ISBN: 3131355328
- Bradshaw, D. R. S.; Ivarsson, J.; Morfey, C. L. u. a. (2001): „Simulation of acute subdural hematoma and diffuse axonal injury in coronal head impact“. In: *Journal of Biomechanics*. 34 (1), S. 85–94, doi: 10.1016/S0021-9290(00)00135-4.
- Brands, Davy Wilhelmus Anna (2002): „Predicting brain mechanics during closed head impact“. Eindhoven: Technische Universität Eindhoven.
- Brenn, Günter (2012): „Ansatz für analytische Problembeschreibung“.
- Bronzino, Joseph D. (2000): *The Biomedical Engineering Handbook*. CRC Press. — ISBN: 9780849304613
- Deck, Caroline; Willinger, Remy (2009): „Head injury prediction tool for protective systems optimisation“. In: *7th European LS-DYNA Conference*. Salzburg.
- Deepthi, R.; Bhargavi, R.; Jagadeesh, K. u. a. (2010): „Rheometric studies on agarose gel- a brain mimic material“. In: *SASTECH Journal*. 9 (2).
- Do, Ian; Day, Jim (2005): „Overview of ALE Method in LS-DYNA“.
- Donnelly, B. R.; Medige, J. (1997): „Shear properties of human brain tissue“. In: *Journal of biomechanical engineering*. 119 (4), S. 423–432.
- DUDEN (2002): „Langenscheidt Fremdwörterbuch Online-Edition“. *Duden-Medizinische Fachausdrücke*. Abgerufen am 08.02.2013 von <http://services.langenscheidt.de>.
- Direct Corporation (2013): „Alzet“. *Preparation of Artificial CSF*. Abgerufen am 29.05.2012 von [http://alzet.com/products/guide\\_to\\_use/cfs\\_preparation.html](http://alzet.com/products/guide_to_use/cfs_preparation.html).
- Durst, Franz (2006): *Grundlagen der Strömungsmechanik*. Erlangen: Springer-Verlag Berlin Heidelberg. — ISBN: 9783540313243
- Engin, A. E. (1969): „The axisymmetric response of a fluid-filled spherical shell to a local radial impulse-A model for head injury“. In: *Journal of Biomechanics*. 2 (3), S. 325–341.
- Fallenstein, G. T.; Hulce, V. D.; Melvin, J. W. (1969): „Dynamic mechanical properties of human brain tissue“. In: *Journal of Biomechanics*. 2 (3), S. 217–226, doi: 10.1016/0021-9290(69)90079-7.

- Feng, Y.; Abney, T. M.; Okamoto, R. J. u. a. (2010): „Relative brain displacement and deformation during constrained mild frontal head impact“. In: *Journal of The Royal Society Interface*. doi: 10.1098/rsif.2010.0210.
- Fitzgerald, Edwin R; Ferry, John D (1953): „Method for determining the dynamic mechanical behavior of gels and solids at audio-frequencies; comparison of mechanical and electrical properties“. In: *Journal of Colloid Science*. 8 (1), S. 1–34, doi: 10.1016/0095-8522(53)90002-6.
- Galford, James E.; McElhaney, James H. (1970): „A viscoelastic study of scalp, brain, and dura“. In: *Journal of Biomechanics*. 3 (2), S. 211–221, doi: 10.1016/0021-9290(70)90007-2.
- Garo, A.; Hrapko, M.; Van Dommelen, J. A. W. u. a. (2007): „Towards a reliable characterisation of the mechanical behaviour of brain tissue: The effects of post-mortem time and sample preparation“. In: *Biorheology*. 44 (1), S. 51–58.
- Gefen, Amit; Margulies, Susan S. (2004): „Are in vivo and in situ brain tissues mechanically similar?“. In: *Journal of biomechanics*. 37 (9), S. 1339–1352, doi: 10.1016/j.jbiomech.2003.12.032.
- Gervaise, H. M. T.; Kleiven, S.; Schmiedeler, J. P. (2007): „The effect of brain mass and moment of inertia on relative brain–skull displacement during low-severity impacts“. In: *International Journal of Crashworthiness*. 12 (4), S. 341–353, doi: 10.1080/13588260701433024.
- Gosch, H. H.; Gooding, E.; Schneider, R. C. (1969): „Distortion and displacement of the brain in experimental head injuries“. In: *Surgical Forum*. 20 , S. 425–426.
- Greenwald, Richard M.; Gwin, Joseph T.; Chu, Jeffrey J. u. a. (2008): „Head Impact Severity Measures for Evaluating Mild Traumatic Brain Injury Risk Exposure“. In: *Neurosurgery*. 62 (4), S. 789–798, doi: 10.1227/01.neu.0000318162.67472.ad.
- Gurdjian, E. S.; Lissner, H. R.; Latimer, F. R. u. a. (1953): „Quantitative Determination of Acceleration and Intracranial Pressure in Experimental Head Injury Preliminary Report“. In: *Neurology*. 3 (6), S. 417–417, doi: 10.1212/WNL.3.6.417.
- Gurdjian, E. S.; Roberts, V. L.; Thomas, L. M. (1966): „Tolerance Curves of Acceleration and Intracranial Pressure and Protective Index in Experimental Head Injury“. In: *Journal of Trauma-Injury Infection & Critical Care*. 6 (5), S. 600–604.
- Hallquist, John O. (2006): „LS-DYNA theory manual“.
- Hallquist, John O. (2011): „Recent developments in LS-Dyna“. 13.10.2011.
- Hardy, Warren N. (2007): „Response of the human cadaver head to impact“. Detroit, Michigan: Wayne State University.

- Hardy, Warren N.; Foster, Craig D.; King, Albert I. u. a. (1997): „Investigation of brain injury kinematics: Introduction of a new technique“. In: *Crashworthiness, occupant protection and biomechanics in transportation systems - AMD*. American Society of Mechanical Engineers S. 241–254.
- Hardy, Warren N.; Foster, Craig D.; Mason, Matthew J. u. a. (2001): „Investigation of Head Injury Mechanisms Using Neutral Density Technology and High-Speed Biplanar X-ray“. In: *Stapp Car Crash Journal*. 45 , S. 337–368.
- Hardy, Warren N.; Mason, Matthew J.; Foster, Craig D. u. a. (2007): „A Study of the Response of the Human Cadaver Head to Impact“. In: *Stapp car crash journal*. 51 , S. 17–80.
- Harvard Apparatus (2012): „Harvard Apparatus“. Abgerufen am 29.05.2012 von [http://www.harvardapparatus.com/webapp/wcs/stores/servlet/product\\_11051\\_10001\\_68547\\_-1\\_HAI\\_ProductDetail\\_\\_\\_](http://www.harvardapparatus.com/webapp/wcs/stores/servlet/product_11051_10001_68547_-1_HAI_ProductDetail___).
- Ho, Johnson; Kleiven, Svein (2009): „Can sulci protect the brain from traumatic injury?“. In: *Journal of Biomechanics*. 42 (13), S. 2074–2080, doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.06.051.
- Hodgson, V. R.; Gurdjian, E. S. (1966): „Experimental skull deformation and brain displacement demonstrated by flash x ray technique.“. In: *Journal of Neurosurgery*. (25), S. 49–52.
- Horgan, T. J.; Gilchrist, M. D. (2004): „Influence of FE model variability in predicting brain motion and intracranial pressure changes in head impact simulations“. In: *International Journal of Crashworthiness*. 9 (4), S. 401–418, doi: 10.1533/ijcr.2004.0299.
- Horgan, T. J.; Gilchrist, M. D. (2003): „The creation of three-dimensional finite element models for simulating head impact biomechanics“. In: *International Journal of Crashworthiness*. 8 (4), S. 353–366, doi: 10.1533/ijcr.2003.0243.
- Hornbogen, Erhard; Eggeler, Gunther; Werner, Ewald (2008): *Werkstoffe: Aufbau Und Eigenschaften Von Keramik-, Metall-, Polymer- Und Verbundwerkstoffen*. Springer DE. — ISBN: 9783540718574
- Ivarsson, J.; Viano, D.C.; Lövsund, P. u. a. (2000): „Strain relief from the cerebral ventricles during head impact: experimental studies on natural protection of the brain“. In: *Journal of Biomechanics*. 33 (2), S. 181–189, doi: 10.1016/S0021-9290(99)00144-X.
- Ji, Songbai; Zhu, Qiliang; Dougherty, Lawrence; u. a. (2004): „In vivo measurements of human brain displacement“. In: *Stapp Car Crash Journal*. 48 , S. 227–237.
- Kallenrode, May-Britt (2005): *Rechenmethoden der Physik: Mathematischer Begleiter zur Experimentalphysik*. Springer DE. — ISBN: 9783540214540

- Kamke, Detlef; Walcher, Wilhelm (1994): *Physik Für Mediziner*. Springer DE. — ISBN: 9783519130482
- Kenner, V.H.; Goldsmith, W. (1972): „Dynamic loading of a fluid-filled spherical shell“. In: *International Journal of Mechanical Sciences*. 14 (9), S. 557–568.
- Kenner, V.H.; Goldsmith, W. (1973): „Impact on a simple physical model of the head“. In: *Journal of Biomechanics*. 6 (1), S. 1–11, doi: 10.1016/0021-9290(73)90032-8.
- King, Albert I; King H. Yang; Zhang, Liying; u. a. (2003): „Is head injury caused by linear or angular acceleration?“. In: *IRCOBI Conference*. Lisbon.
- King, Albert I.; Hardy, Warren N; Mason, Matthew J. u. a. (2002): „Comparison of Relative Motion Between the Brain and Skull of the Human Cadaver for Rotation in the Coronal and Sagittal Planes“. In: *4th World Congress of Biomechanics*. Calgary, Alberta, Canada.
- Kleiven, S. (2006a): „The internal membranes of the human head protect the brain during impact“. In: *Journal of Biomechanics*. 39 , S. S639, doi: 10.1016/S0021-9290(06)85662-9.
- Kleiven, Svein (2008): „Biomechanics and thresholds for MTBI in humans.“. In: *MTBI Pre-Congress Symposium IBIA CONGRESS*. Lisbon.
- Kleiven, Svein (2006b): „Evaluation of head injury criteria using a finite element model validated against experiments on localized brain motion, intracerebral acceleration, and intracranial pressure“. In: *International Journal of Crashworthiness*. 11 (1), S. 65–79, doi: 10.1533/ijcr.2005.0384.
- Kleiven, Svein (2002): „Finite Element Modeling of the Human Head“. Royal Institute of Technology Stockholm.
- Kleiven, Svein (2007): „Predictors for traumatic brain injuries evaluated through accident reconstructions“. In: *Stapp car crash journal*. 51 , S. 81–114.
- Kleiven, Svein; Von Holst, Hans (2002): „Consequences of head size following trauma to the human head“. In: *Journal of Biomechanics*. 35 (2), S. 153–160, doi: 10.1016/S0021-9290(01)00202-0.
- Kopecky, J. A.; Ripperger, E. A. (1969): „Closed brain injuries: An engineering analysis“. In: *Journal of Biomechanics*. 2 (1), S. 29–34.
- Krabbel, G. (1998): „Ein rechnerisches Schaedel-Hirn-Modell zur Untersuchung dynamischer Belastungen des Kopfes“. In: *Schriftenreihe B - Fahrzeugtechnik - des Instituts fuer Strassen- und Schienenverkehr*. (1).
- Kramer, Florian (2008): *Passive Sicherheit Von Kraftfahrzeugen: Biomechanik - Simulation - Sicherheit Im Entwicklungsprozess*. Springer DE. — ISBN: 9783834892546

- Kuroda, Ken (2006): „Forming of alloy plate by underwater shock wave of explosive“. In: Göteborg (Schweden).
- Lauret, C.; Hrapko, M.; Van Dommelen, J.A.W. u. a. (2009): „Optical characterization of acceleration-induced strain fields in inhomogeneous brain slices“. In: *Medical Engineering & Physics*. 31 (3), S. 392–399, doi: 10.1016/j.medengphy.2008.05.004.
- Lissner, H.; Lebow, M.; Evans, F. (1960): „Experimental studies on the relation between acceleration and intracranial pressure changes in man,“. In: *Surg Gynecol Obstet*. 111, S. 320–338.
- Löffler, Georg (2008): *Basiswissen Biochemie: mit Pathobiochemie*. Springer DE. — ISBN: 9783540765110
- Loosemann, Thomas (2009): „Modellversuch zur intrakraniellen Druckmessung bei infratentorieller Raumforderung“. (Inaugural-Dissertation) Münster: Westfälischen Wilhelms-Universität.
- LSTC (2012a): „LS-DYNA Keyword User’s Manual Volume I Version 971 R6.1.0“.
- LSTC (2012b): „LS-DYNA Keyword User’s Manual Volume II Version 971 R6.1.0“.
- McElhaney, James; Melvin, John; Roberts, Verne L; u. a. (1973): „Dynamic characteristics of the tissues of the head.“. In: *Perspectives in Biomedical Engineering. Proceedings of a Symposium*. S. 215–222.
- MDVFS (2008): „Crash-Analyse Beschreibung der Krierien“.
- Metz, Howard; McElhaney, James; Ommaya, Ayub K. (1970): „A comparison of the elasticity of live, dead, and fixed brain tissue“. In: *Journal of Biomechanics*. 3 (4), S. 453–458, doi: 10.1016/0021-9290(70)90017-5.
- Miller, Reid T.; Margulies, Susan S.; Leoni, Matt; u. a. (1998): *Finite Element Modeling Approaches for Predicting Injury in an Experimental Model of Severe Diffuse Axonal Injury*. ( Nr. 983154) Warrendale, PA: SAE International.
- Morrison, Barclay; Cater, Heather L.; Benham, Christopher D. u. a. (2006): „An in vitro model of traumatic brain injury utilising two-dimensional stretch of organotypic hippocampal slice cultures“. In: *Journal of Neuroscience Methods*. 150 (2), S. 192–201, doi: 10.1016/j.jneumeth.2005.06.014.
- NACA-X (2013): *Notärztliche Einsatzdokumentation*. EDV-Trimmel.
- Nahum, Alan M.; Smith, Randall; Ward, Carley C. (1977): *Intracranial Pressure Dynamics During Head Impact*. ( Nr. 770922) Warrendale, PA: SAE International.
- Nasdala, Lutz (2012): *FEM-Formelsammlung Statik und Dynamik: Hintergrundinformationen, Tipps und Tricks*. Springer DE. — ISBN: 9783834818416

- Newman, J. A. (1986): „A generalized acceleration model for brain injury threshold (GAMBIT)“. In: *International IRCOBI Conference*. Zürich.
- Newman, J. A.; Shewchenko, N.; Welbourne, E. (2000): „A proposed new biomechanical head injury assessment function - the maximum power index“. In: *Stapp car crash journal*. 44 , S. 215–247.
- Nutsholtz, G. S.; Lux, P.; KAIKER, P. u. a. (1984): „Head impact response - Skull deformation and angular accelerations“. In: *28th Stapp Car Crash Conference proceedings*. Warrendale, PA: Society of Automotive Engineers S. 41–74. — ISBN: 0898837111 9780898837117
- Olovsson, Lars (2006): „LS-DYNA - Training class in ALE and fluid-structure interaction“.
- Olovsson, Lars; Souli, M’hamed; Do, Ian (2003): „LS-DYNA –ALE Capabilities (Arbitrary-Lagrangian-Eulerian) Fluid-StructureInteraction Modeling“.
- Pögl, Dieter (2012): „CSF Schichtdicken in Abhängigkeit des Alters“.
- Prasad, Priya; Mertz, Harold J. (1985): *The Position of the United States Delegation to the ISO Working Group 6 on the Use of HIC in the Automotive Environment*. ( Nr. 851246) Warrendale, PA: SAE International.
- Pudenz, R. H.; Shelden, C. H. (1946): „The Lucite calvarium a method for direct observation of the brain. II. Cranial trauma and brain movement“. In: *Journal of Neurosurgery*. (3), S. 87–505.
- Sabet, Arash A.; Christoforou, Eftychios; Zatlin, Benjamin; u. a. (2008): „Deformation of The Human Brain Induced By Mild Angular Head Acceleration“. In: *Journal of biomechanics*. 41 (2), S. 307–315, doi: 10.1016/j.jbiomech.2007.09.016.
- Sack, Ingolf; Beierbach, Bernd; Hamhaber, Uwe; u. a. (2008): „Non-invasive measurement of brain viscoelasticity using magnetic resonance elastography“. In: *NMR in biomedicine*. 21 (3), S. 265–271, doi: 10.1002/nbm.1189.
- Schmitt, Kai-Uwe; Niederer, Peter F.; Muser, Markus H. u. a. (2010): *Trauma-Biomechanik: Verletzungen in Straßenverkehr und Sport*. Springer. — ISBN: 9783642115950
- Schünke, Michael; Schulte, Erik; Schumacher, Udo (2009): *PROMETHEUS LernAtlas der Anatomie: Kopf, Hals und Neuroanatomie*. 2., Auflage. Thieme, Stuttgart. — ISBN: 3131395427
- Schwab, Stefan; Unterberger, André; Hacke, Werner; u. a. (2008): *NeuroIntensiv*. Springer. — ISBN: 9783540230519
- Sellier, Karl; Kneubuehl, Beat P. (2001): *Wundballistik und ihre ballistischen Grundlagen*. Springer DE. — ISBN: 9783540666042

- Shatsky, S. A.; Alter, W. A. III; Evans, D. E. u. a. (1974): „Traumatic distortions of the primate head and chest: correlation of biomechanical, radiological and pathological data.“. In: *Proc. 18th Stapp Car Crash Conference*. Warrendale, PA: Society of Automotive Engineers S. 351–381.
- Shuck, L. Z.; Advani, S. H. (1972): „Rheological Response of Human Brain Tissue in Shear“. In: *Journal of Basic Engineering*. 94 (4), S. 905, doi: 10.1115/1.3425588.
- Souli, M’hamed (2010): „ALE Incompressible Fluid in LS-DYNA“. In: *11th International LS-DYNA Users Conference*. Detroit.
- Spurk, Joseph; Aksel, Nuri (2010): *Strömungslehre: Einführung in die Theorie der Strömungen*. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg.
- Statistik Austria (2013): „Spitalsentlassungen“. Abgerufen am 21.01.2013 von <http://statcube.at/statistik.at/ext/superweb/loadDatabase.do>.
- Suh, C.-C.; Yang, W.-J.; McElhaney, J.H. (1972): „Rarefaction of liquids in a spherical shell due to local radial loads with application to brain damage“. In: *Journal of Biomechanics*. 5 (2), S. 181–189.
- Takhounts, Erik G; Ridella, Stephen A; Hasija, Vikas; u. a. (2008): „Investigation of Traumatic Brain Injuries Using the Next Generation of Simulated Injury Monitor (SIMon) Finite Element Head Model“. In: *Stapp Car Crash Journal*. — ISBN: 9780768021035
- Thibault, K L; Margulies, S S (1998): „Age-dependent material properties of the porcine cerebrum: effect on pediatric inertial head injury criteria“. In: *Journal of biomechanics*. 31 (12), S. 1119–1126.
- Tinard, V.; Deck, C.; Willinger, R. (2012): „New methodology for improvement of helmet performances during impacts with regards to biomechanical criteria“. In: *Materials & Design*. 37 , S. 79–88, doi: 10.1016/j.matdes.2011.12.005.
- Trosseille, X.; Tarrière, C.; Lavaste, F. u. a. (1992): „Development of a F.E.M. of the Human Head According to a Specific Test Protocol“. In: *Proc. 36th Stapp Car Crash Conference*. Society of Automotive Engineers. Warrendale, PA: SAE International S. 235–253, doi: 10.4271/922527.
- Truckenbrodt, Erich A. (2008): *Fluidmechanik: Band 1: Grundlagen und elementare Strömungsvorgänge dichtebeständiger Fluide*. Springer DE. — ISBN: 9783540790174
- Vappou, Jonathan; Breton, Elodie; Choquet, Philippe; u. a. (2007): „Magnetic resonance elastography compared with rotational rheometry for in vitro brain tissue viscoelasticity measurement“. In: *Magma (New York, N.Y.)*. 20 (5-6), S. 273–278, doi: 10.1007/s10334-007-0098-7.
- Versace, John (1971): *A Review of the Severity Index*. ( Nr. 710881) Warrendale, PA: SAE International.

- Viano, David; Aldman, Bertil; Pape, Kasper; u. a. (1997): „Brain kinematics in physical model tests with translational and rotational acceleration“. In: *International Journal of Crashworthiness*. 2 (2), S. 191–206, doi: 10.1533/cras.1997.0043.
- Wallesch, Claus-Werner; Unterberg, Andreas; Dietz, Volker (2005): *Neurotraumatologie*. 1. Aufl. Stuttgart: Georg Thieme Verlag. — ISBN: 3131369213
- Yanagida, Yasuyoshi; Fujiwara, Satoshi; Mizoi, Yasuhiko (1989): „Differences in the intracranial pressure caused by a ‘blow’ and/or a ‘fall’ — An experimental study using physical models of the head and neck“. In: *Forensic Science International*. 41 (1–2), S. 135–145, doi: 10.1016/0379-0738(89)90245-4.
- Yoganandan, Narayan; Pintar, Frank A.; Sances, Anthony; u. a. (1995): „Biomechanics of Skull Fracture“. In: *Journal of Neurotrauma*. 12 (4), S. 659–668, doi: 10.1089/neu.1995.12.659.
- Zhu, Qiliang; Dougherty, Lawrence; Margulies, Susan S. (2003): „In vivo measurements of human brain displacement“. In: *Summer Bioengineering Conference*. Key Biscayne, Florida S. 135–136.
- Zierep, Jürgen; Bühler, Karl (2010): „Eigenschaften von Fluiden“. In: *Grundzüge der Strömungslehre*. Wiesbaden: Vieweg+Teubner S. 4–25. — ISBN: 978-3-8348-0834-9, 978-3-8348-9756-5
- Zou, Hong; Schmiedeler, James P.; Hardy, Warren N. (2007): „Separating brain motion into rigid body displacement and deformation under low-severity impacts“. In: *Journal of Biomechanics*. 40 (6), S. 1183–1191, doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.06.018.

## 15 Anhang

### 15.1 Diagramme

#### 15.1.1 Versuche bei niedriger Testgeschwindigkeit

##### 15.1.1.1 Modell A

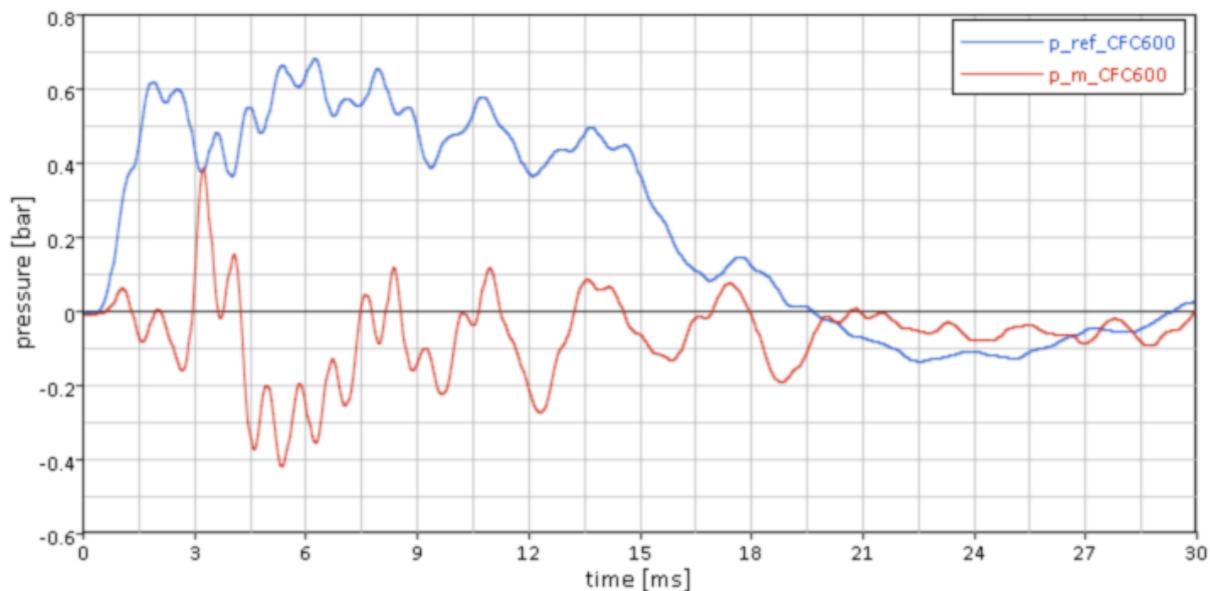


Abbildung 15.1: 01\_CSF\_LS-A-m

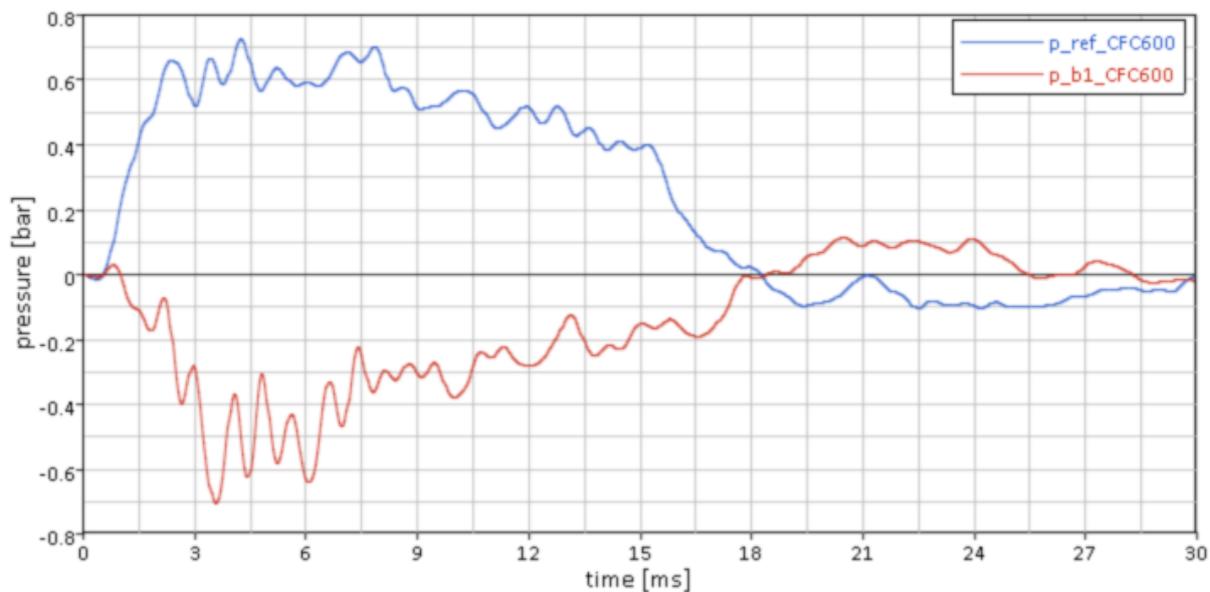


Abbildung 15.2: 02\_CSF\_LS-A-b1

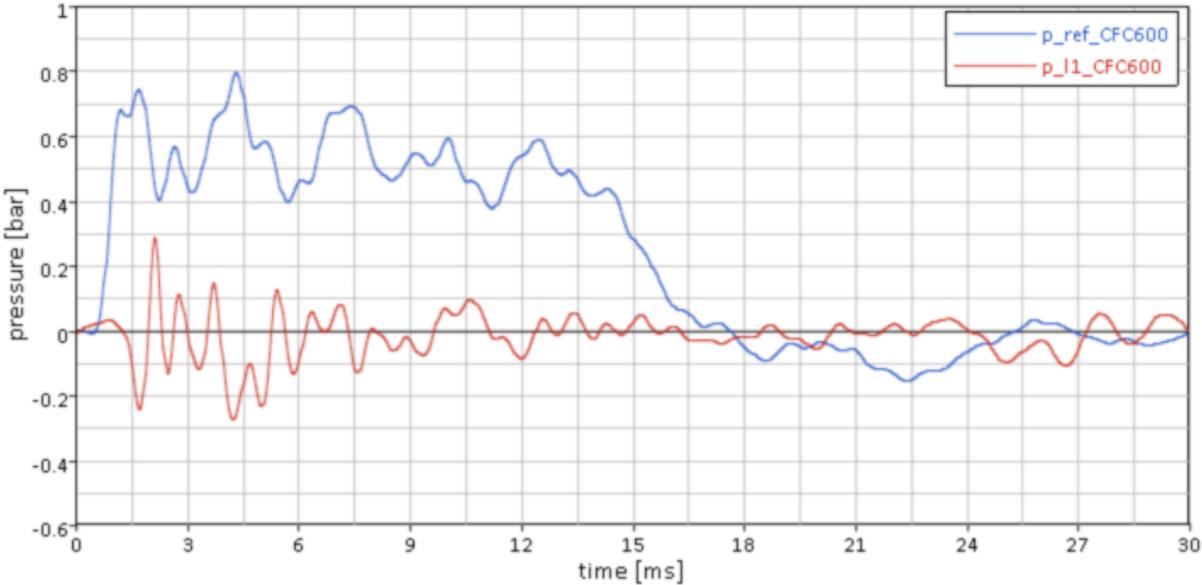


Abbildung 15.3: 03\_CSF\_LS-A-11

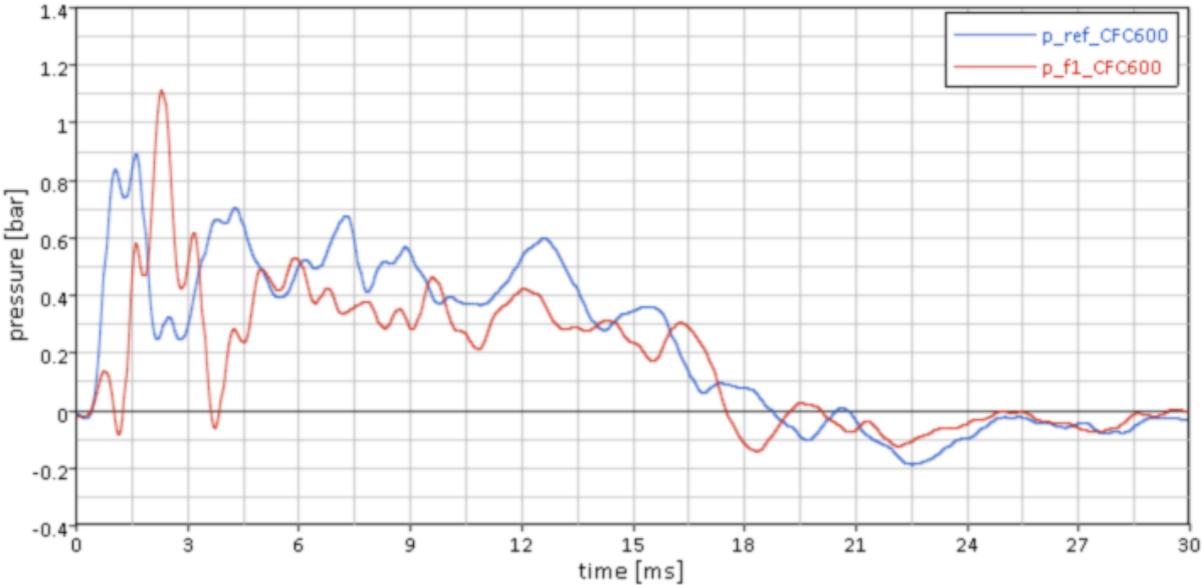


Abbildung 15.4: 04\_CSF-LS-A-f1

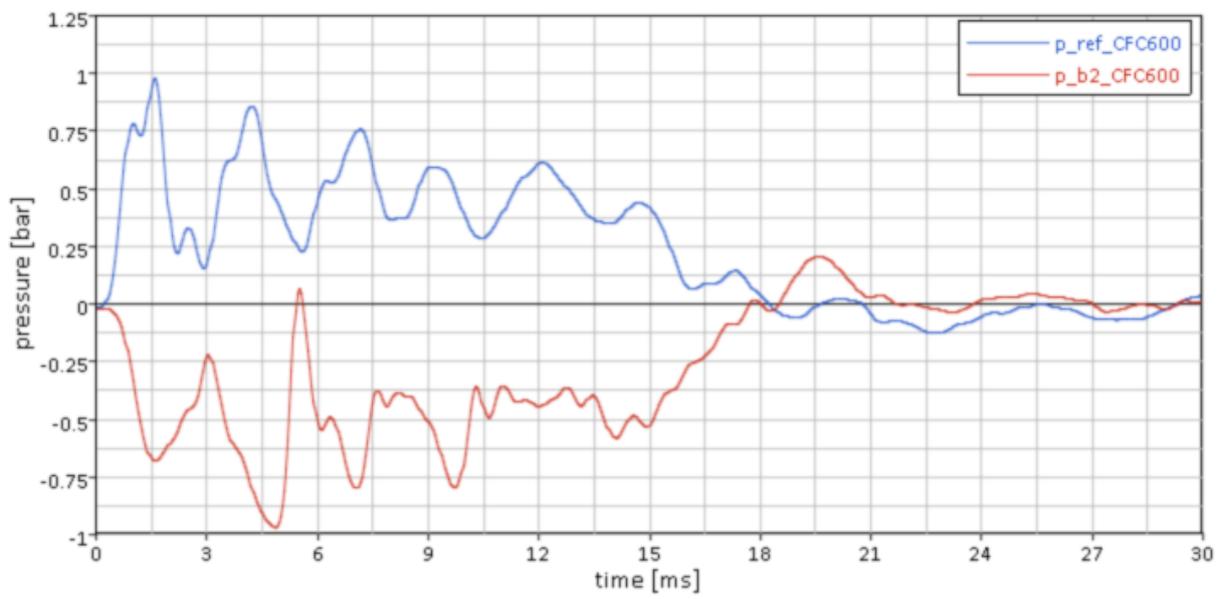


Abbildung 15.5: 05\_CSF-LS-A-b2

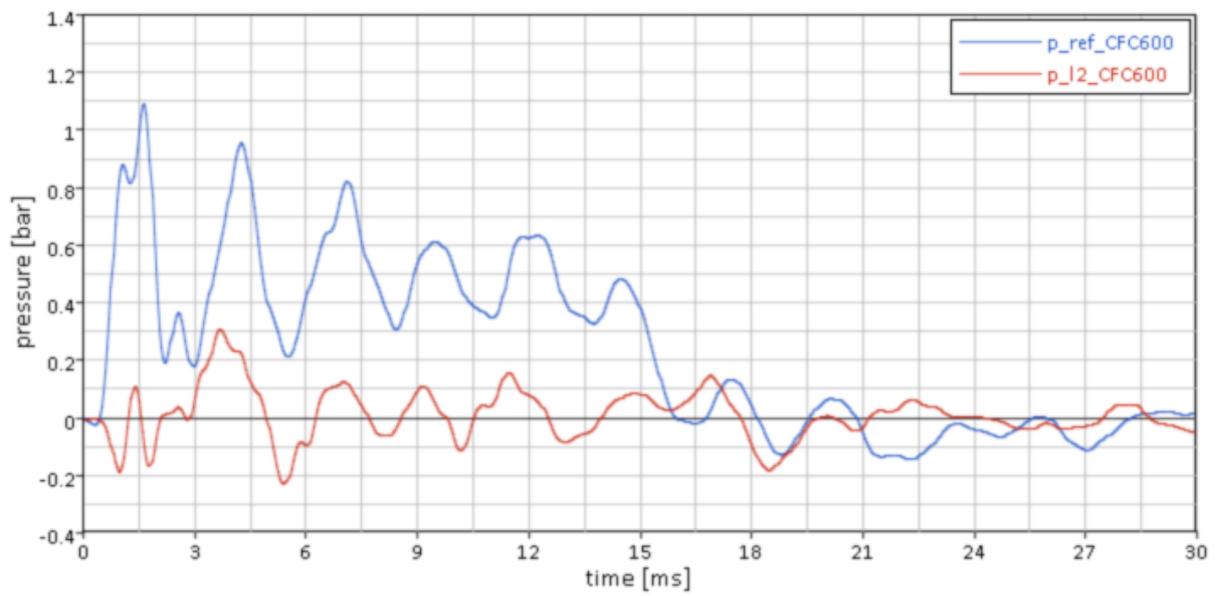


Abbildung 15.6: 06\_CSF-LS-A-l2

15.1.1.2 Modell B

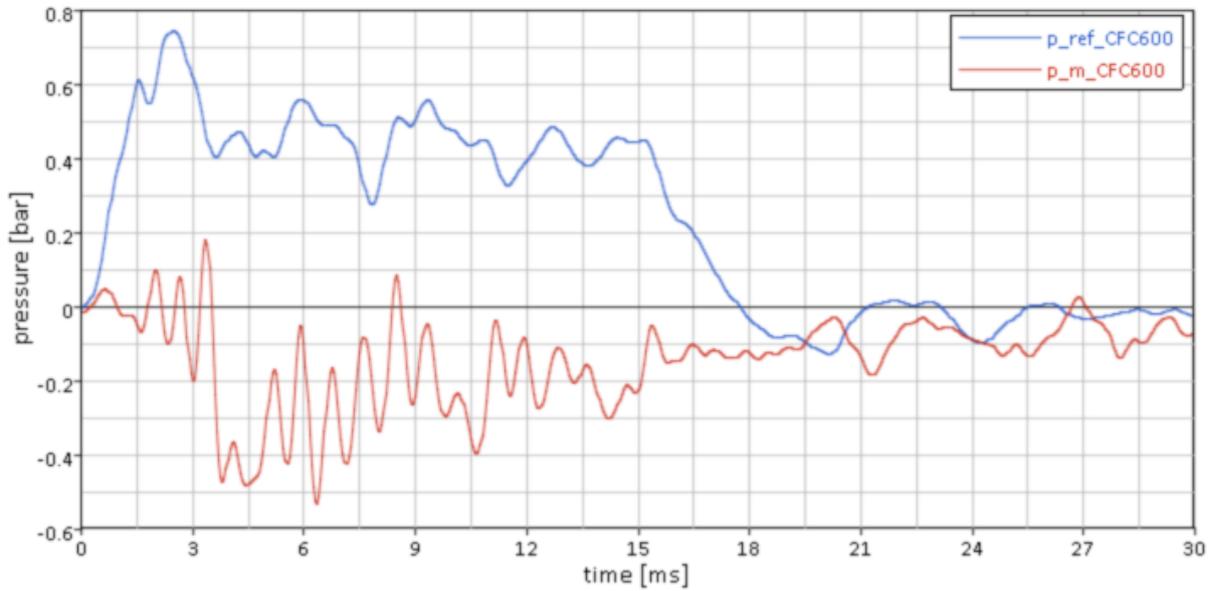


Abbildung 15.7: 07\_CSF-LS-B-m

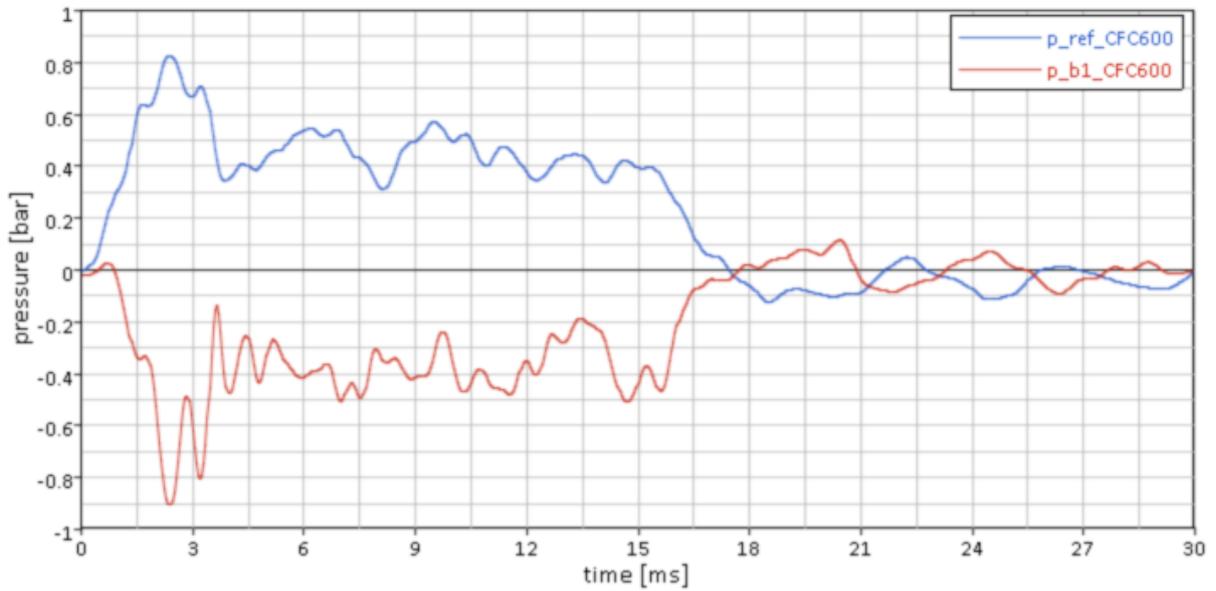


Abbildung 15.8: 08\_CSF-LS-B-b1

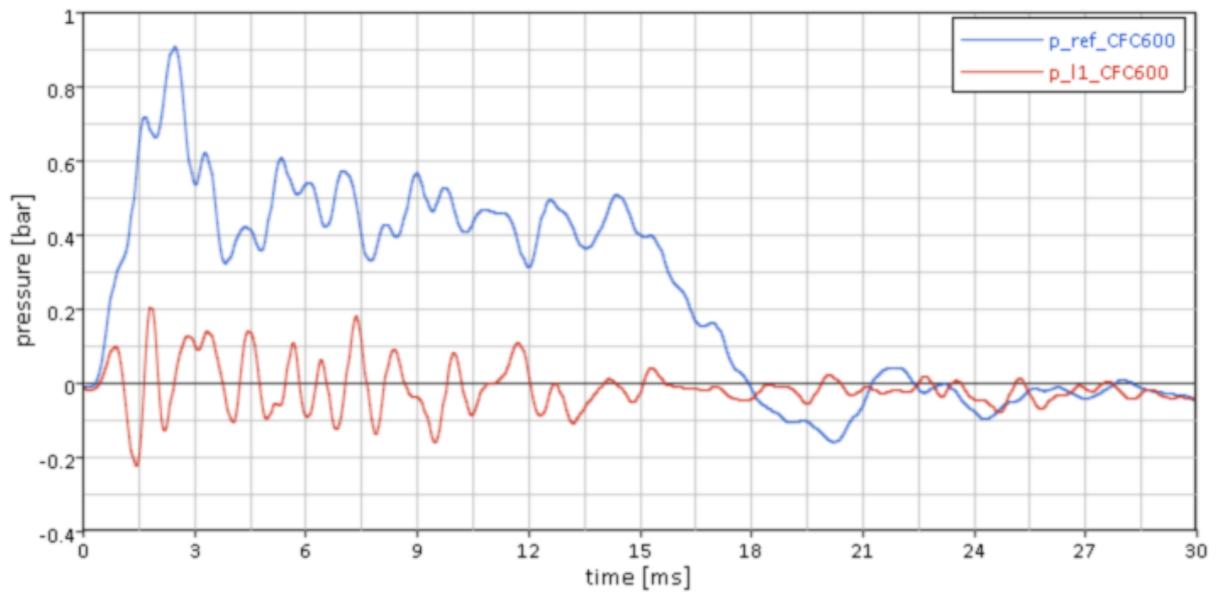


Abbildung 15.9: 09\_CSF-LS-B-l1

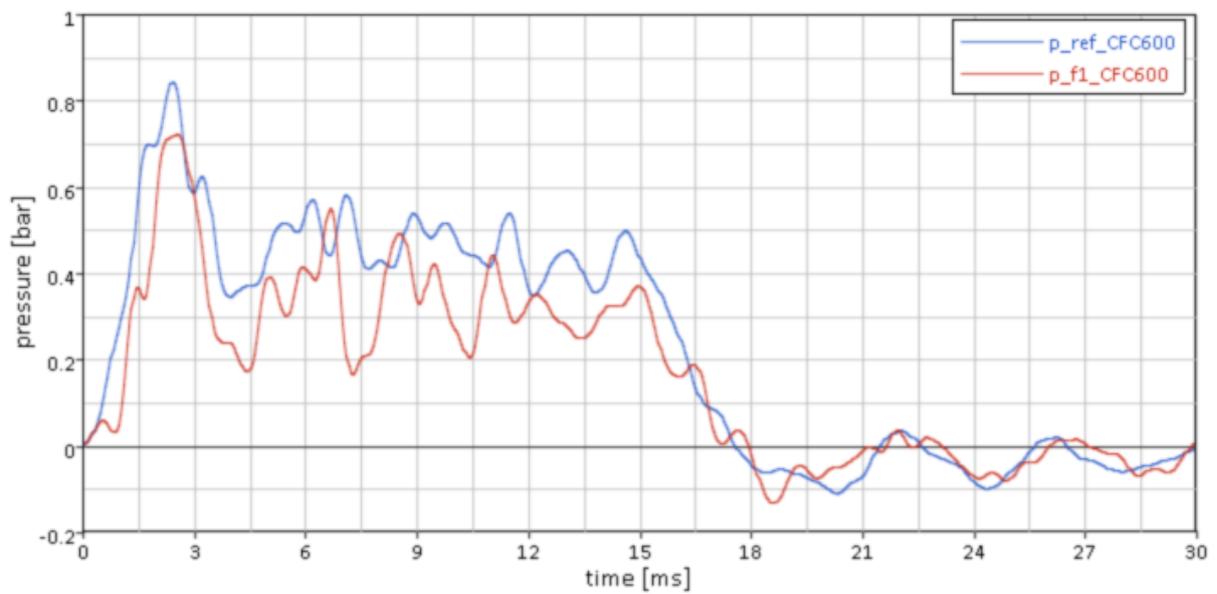


Abbildung 15.10: 10\_CSF-LS-B-f1

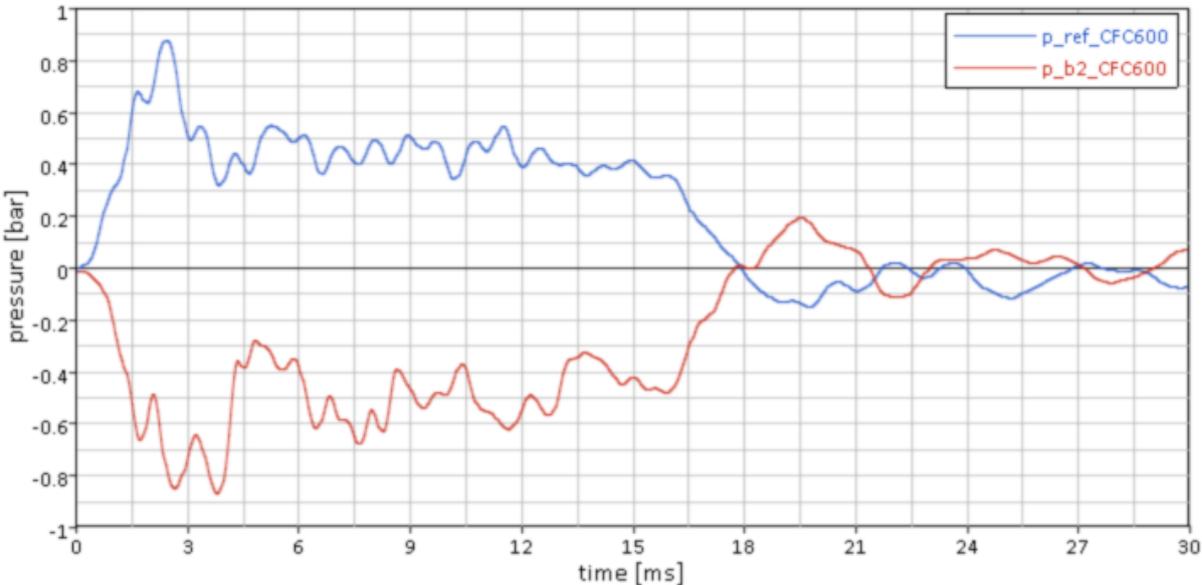


Abbildung 15.11: 11\_CSF-LS-B-b2

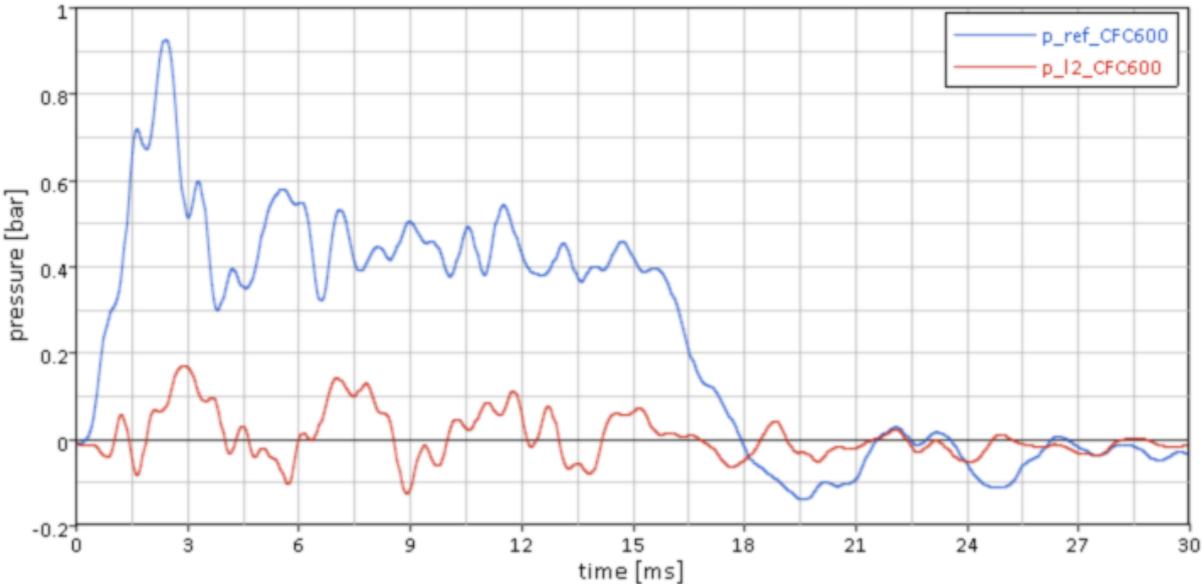


Abbildung 15.12: 08\_CSF-LS-B-l2

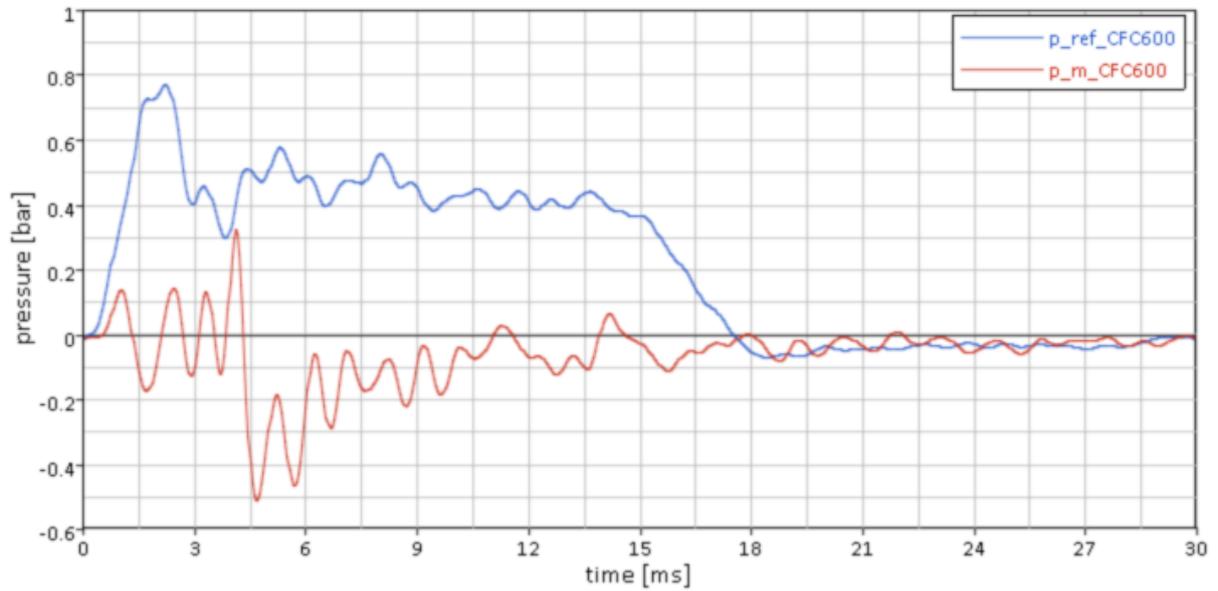
**15.1.1.3 Modell C**

Abbildung 15.13: 13\_CSF-LS-C-m

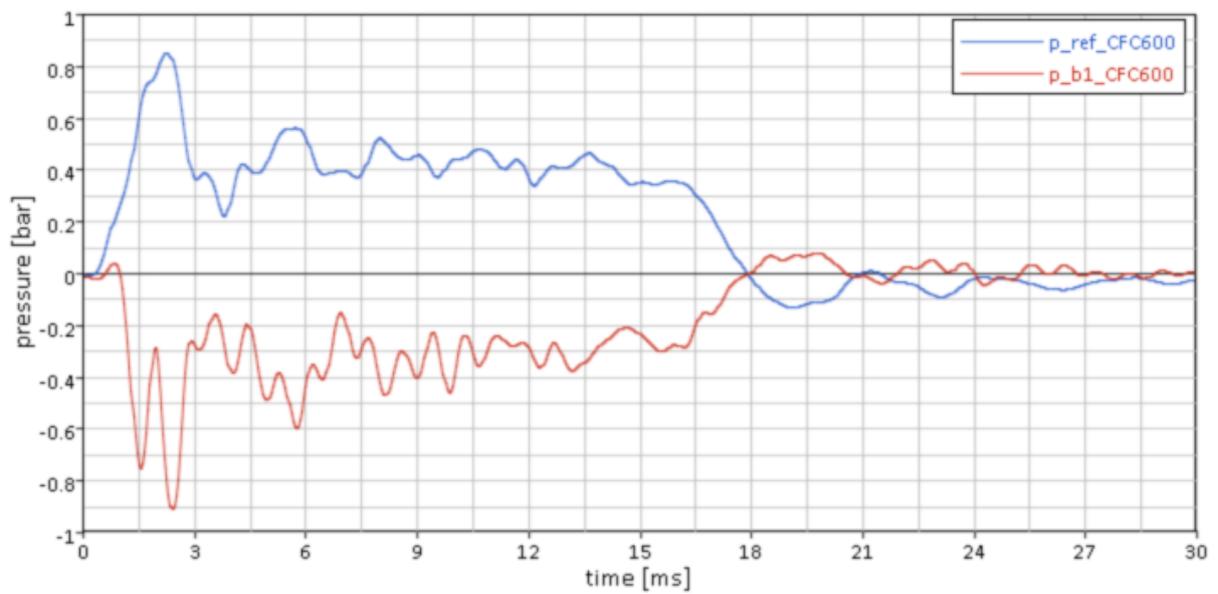


Abbildung 15.14: 14\_CSF-LS-C-b1

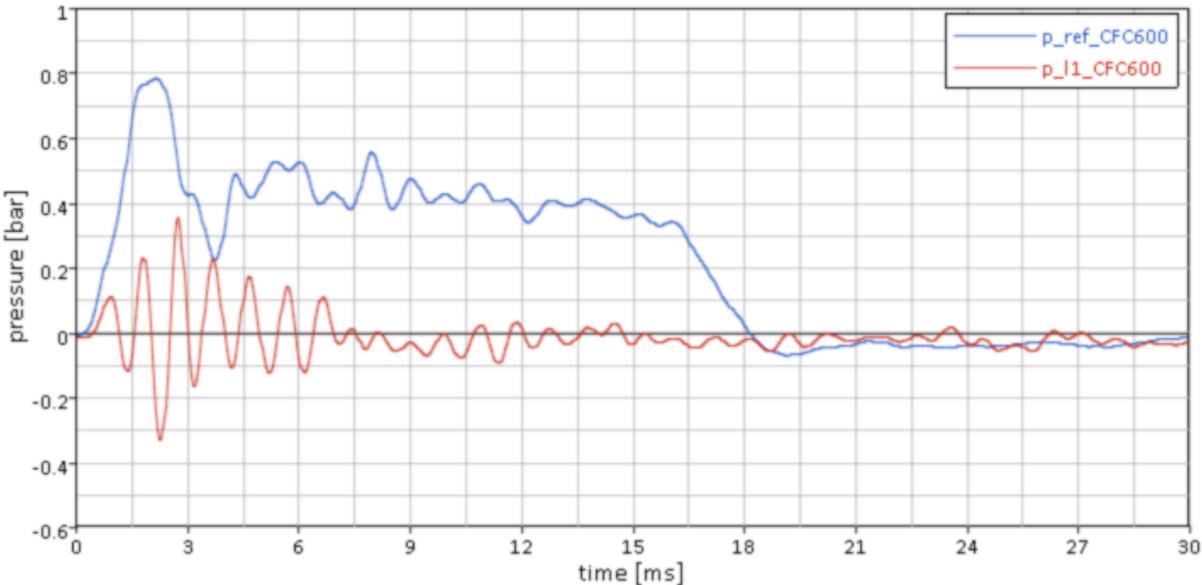


Abbildung 15.15: 15\_CSF-LS-C-l1

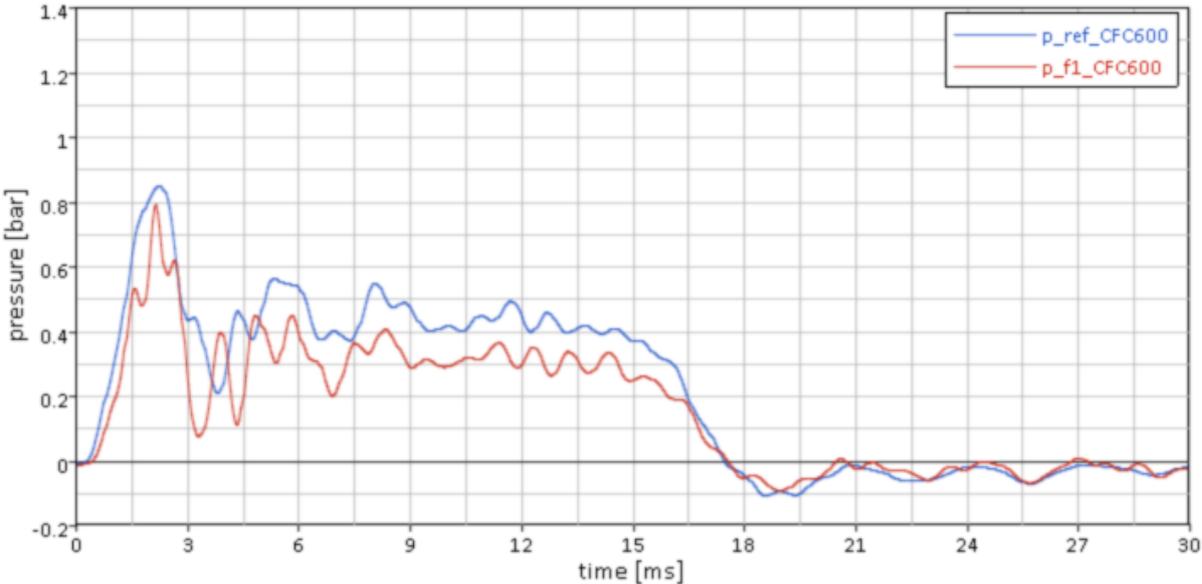


Abbildung 15.16: 16\_CSF-LS-C-f1

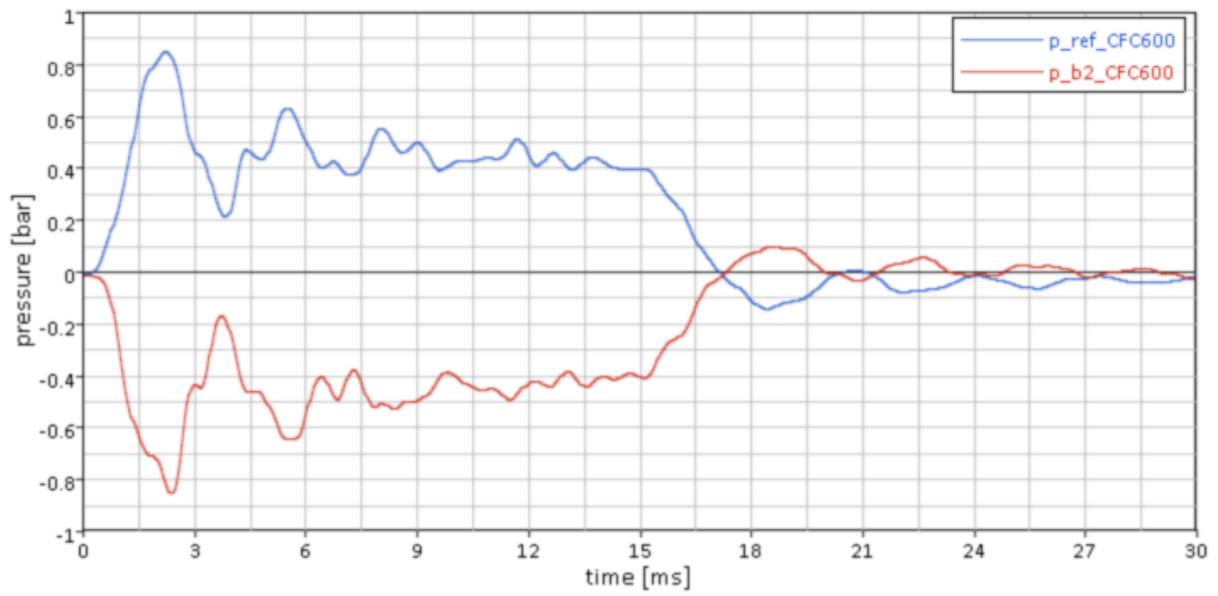


Abbildung 15.17: 17\_CSF-LS-C-b2

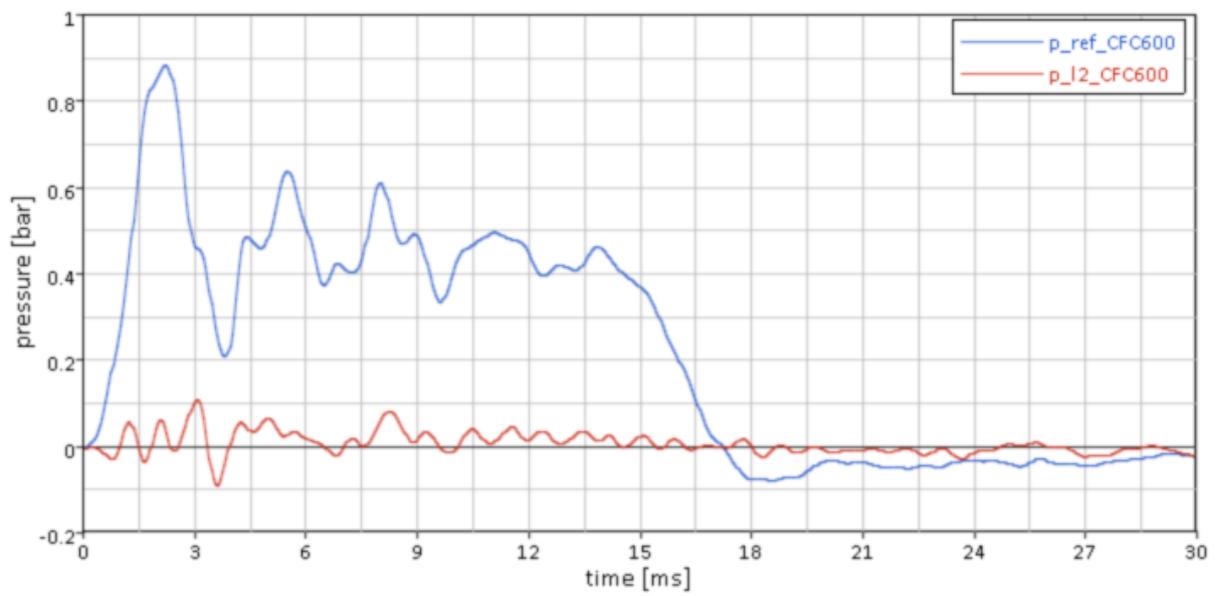


Abbildung 15.18: 18\_CSF-LS-C-l2

### 15.1.2 Versuche mit höherer Testgeschwindigkeit

#### 15.1.2.1 Modell A

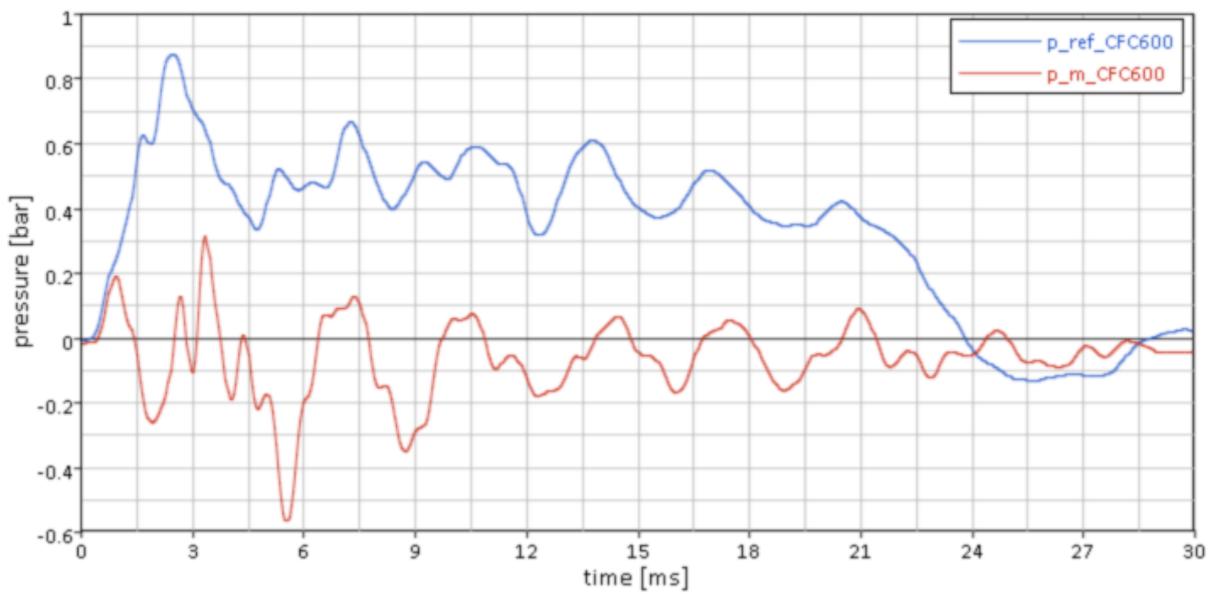


Abbildung 15.19: : 19\_CSF-HS-A-m

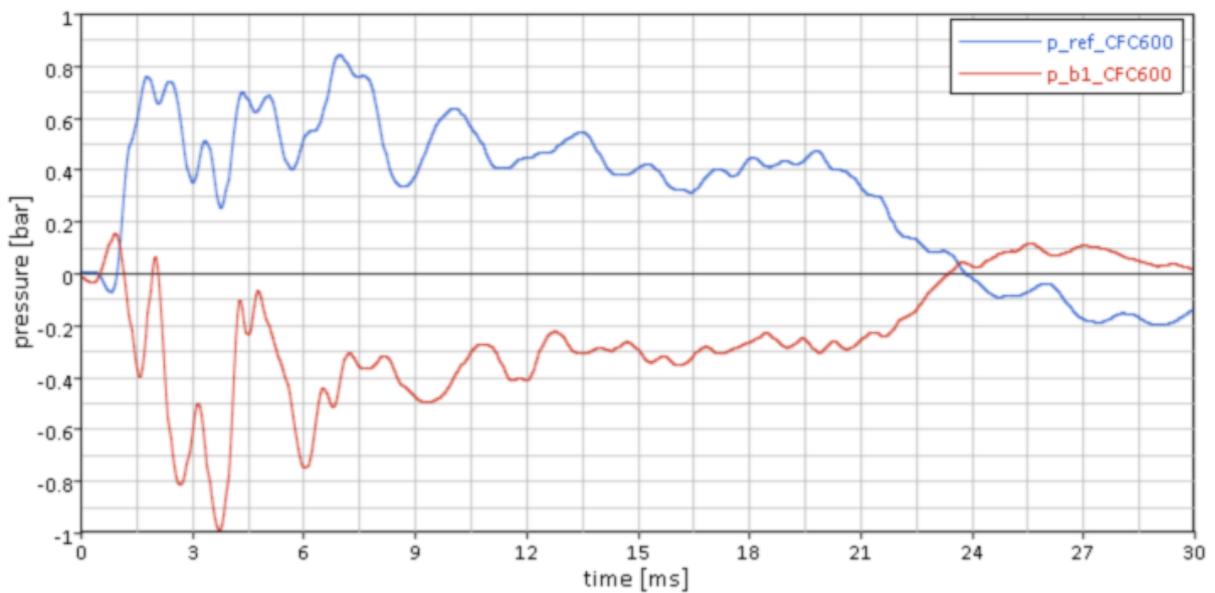


Abbildung 15.20: 20\_CSF-HS-A-b1

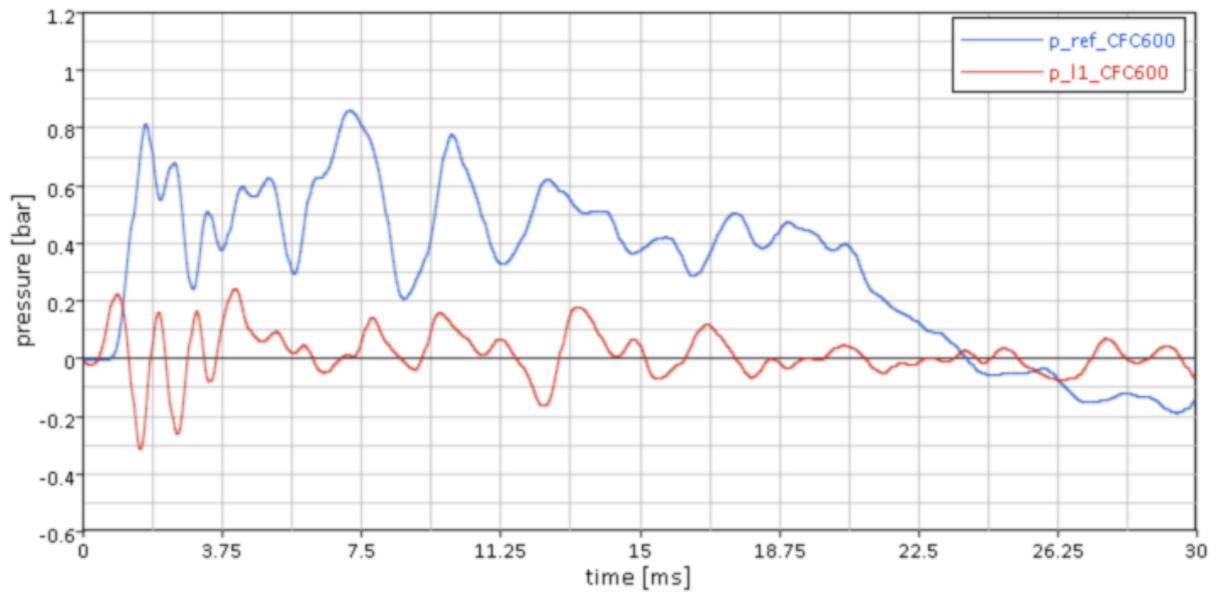


Abbildung 15.21: 21\_CSF-HS-A-I1

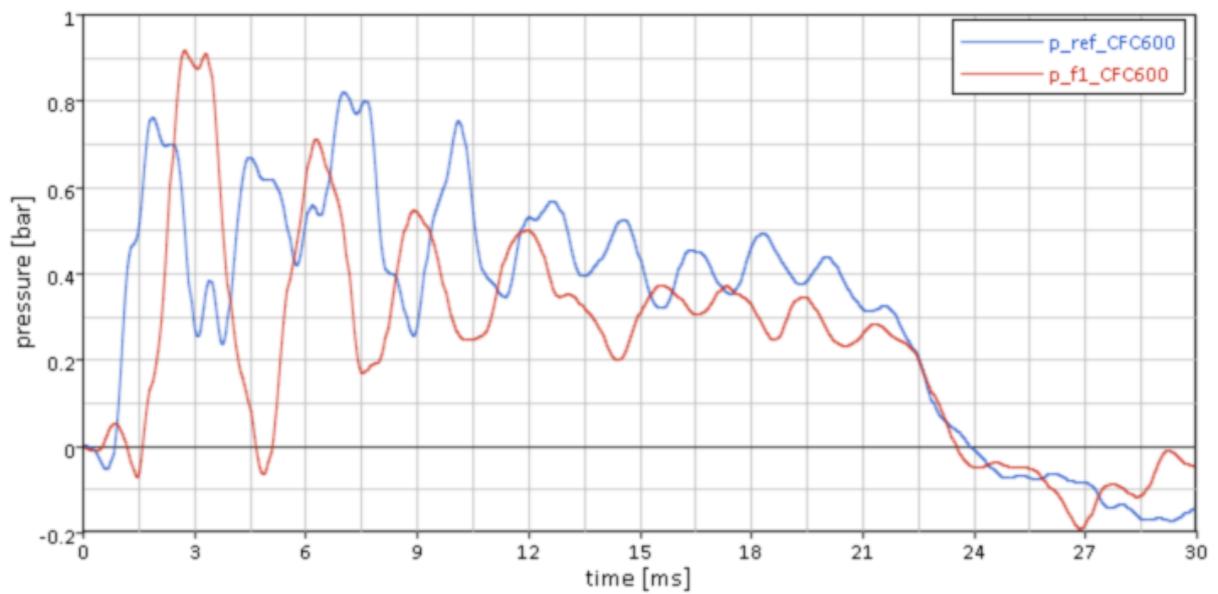


Abbildung 15.22: 22\_CSF-HS-A-f1

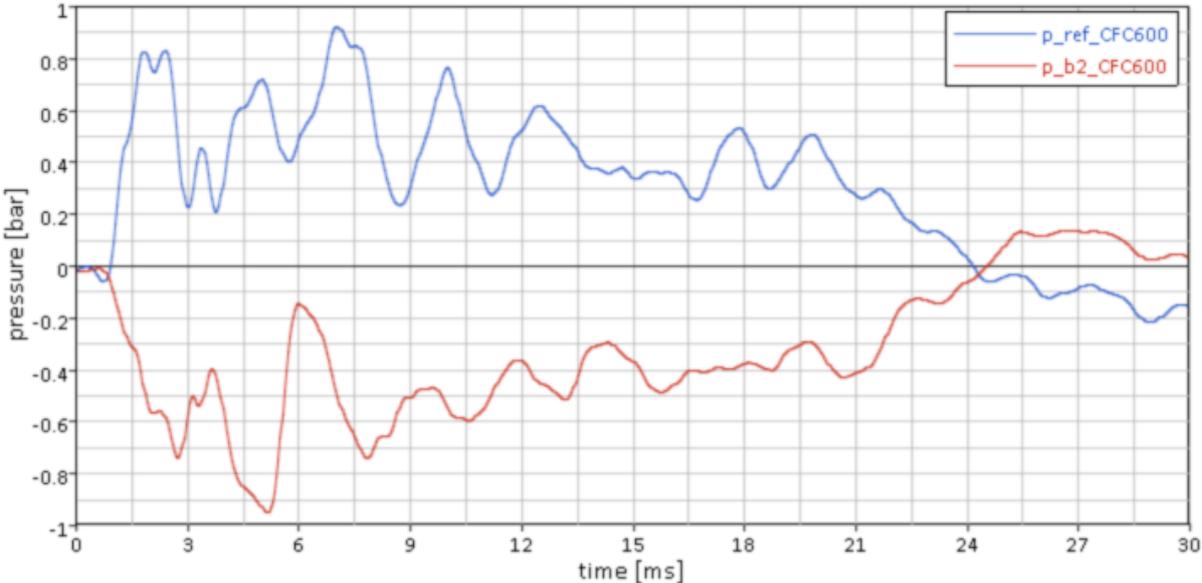


Abbildung 15.23: 23\_CSF-HS-A-b2

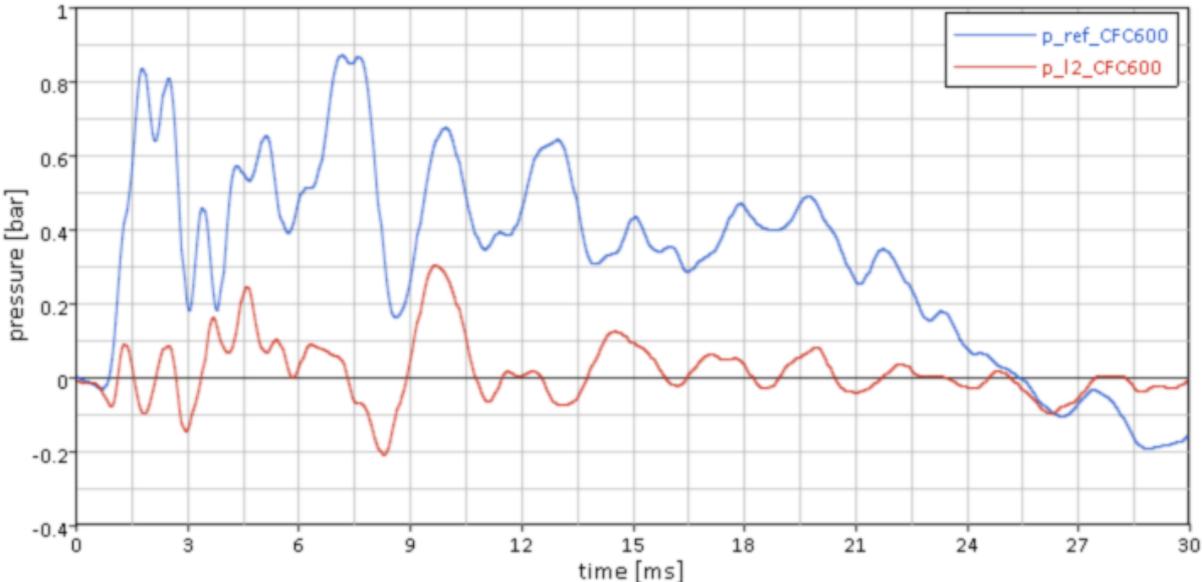


Abbildung 15.24: 24\_CSF-HS-A-l2

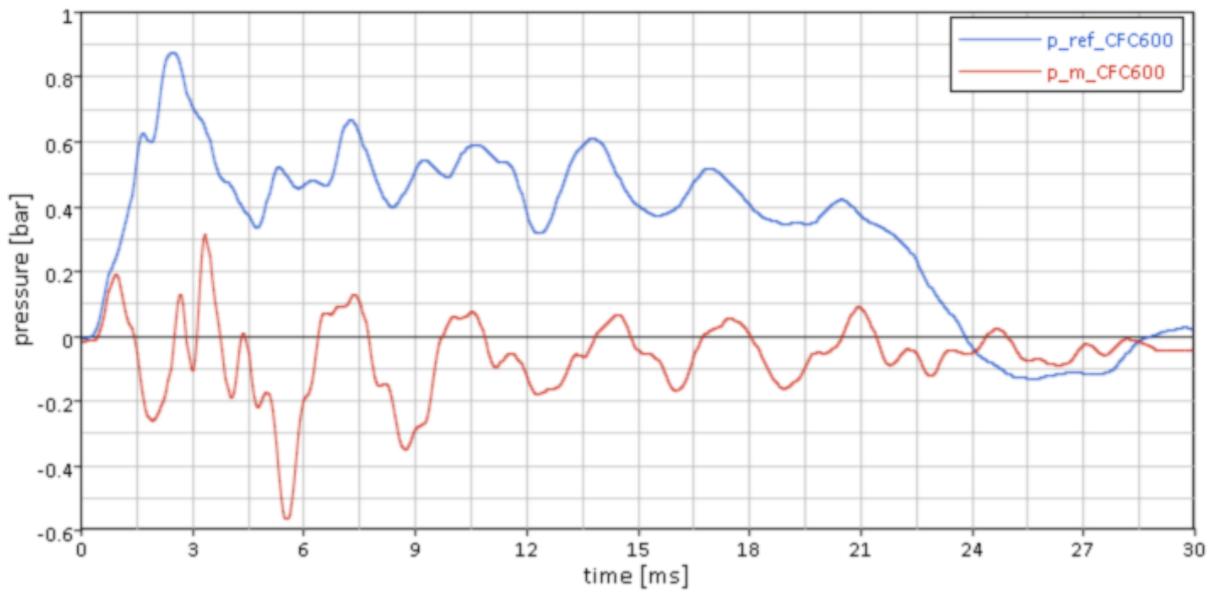
**15.1.2.2 Modell B**

Abbildung 15.25: 25\_CSF-HS-B-m

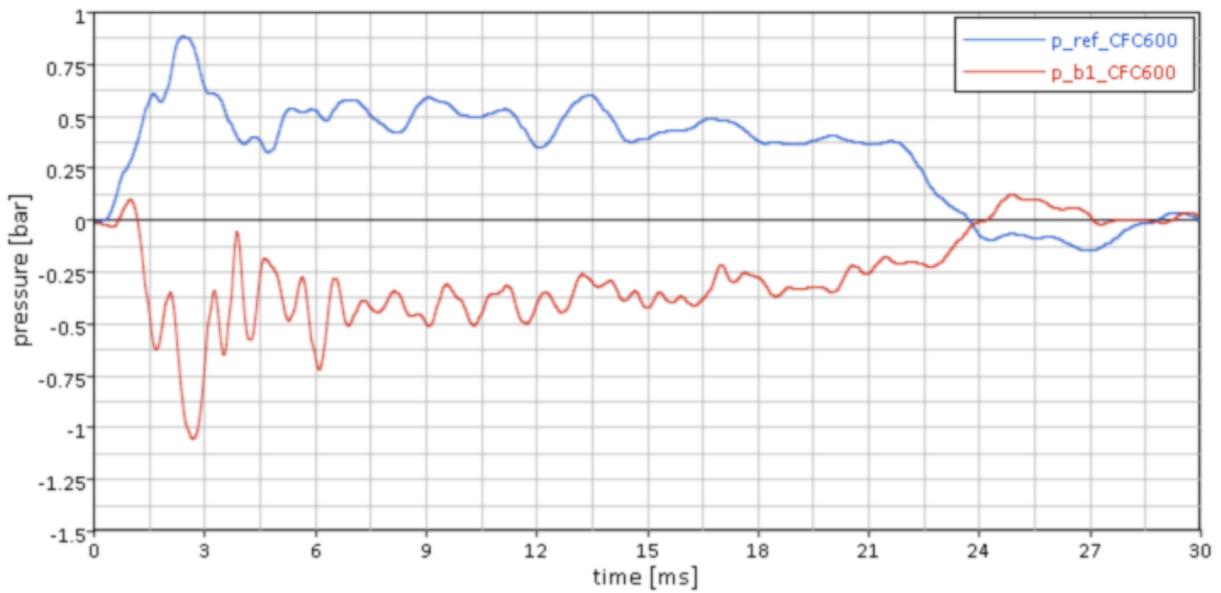


Abbildung 15.26: 26\_CSF-HS-B-b1

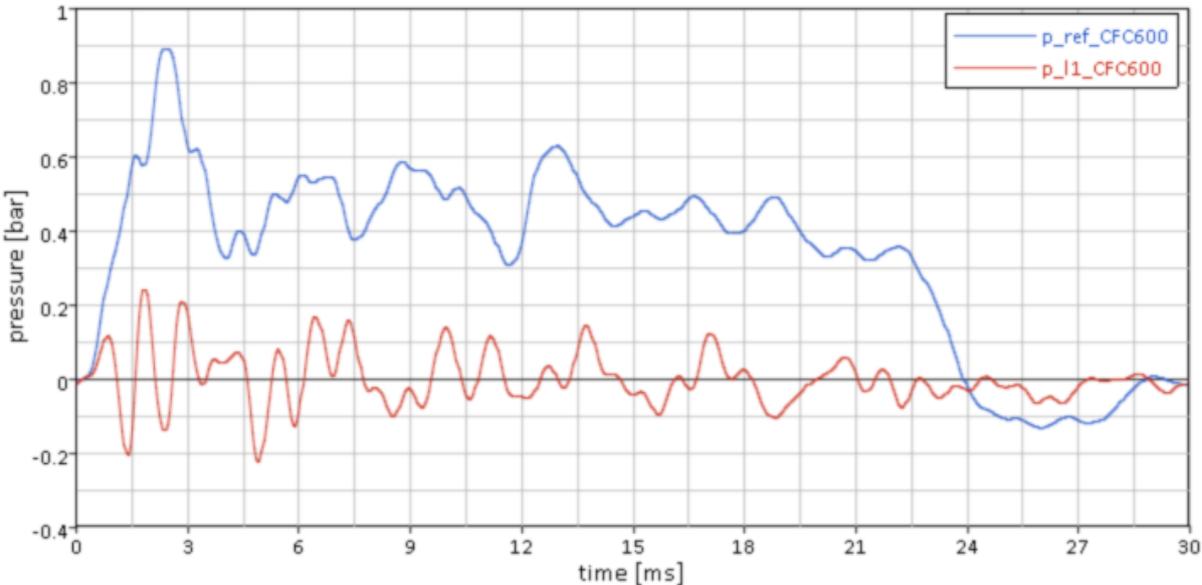


Abbildung 15.27: 27\_CSF-HS-B-I1

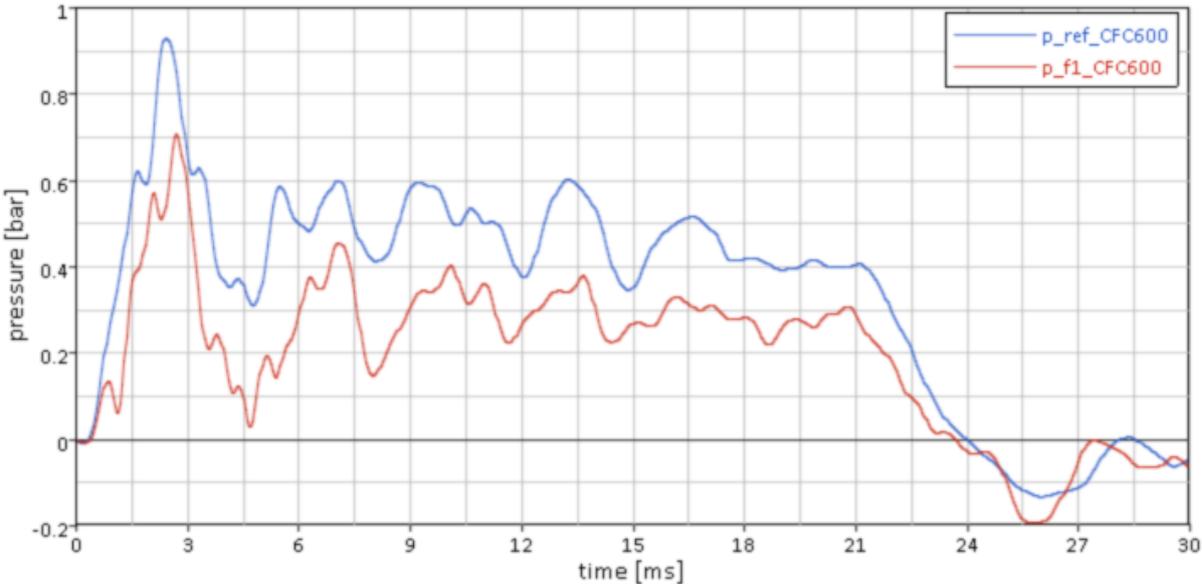


Abbildung 15.28: 28\_CSF-HS-B-f1

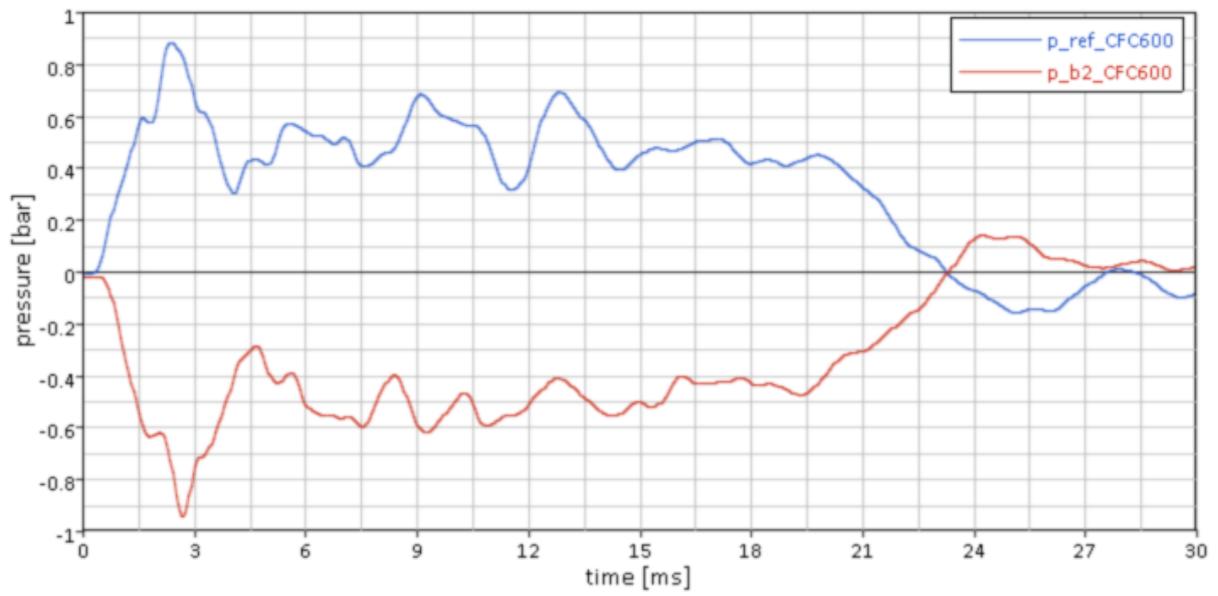


Abbildung 15.29: 29\_CSF-HS-B-f1

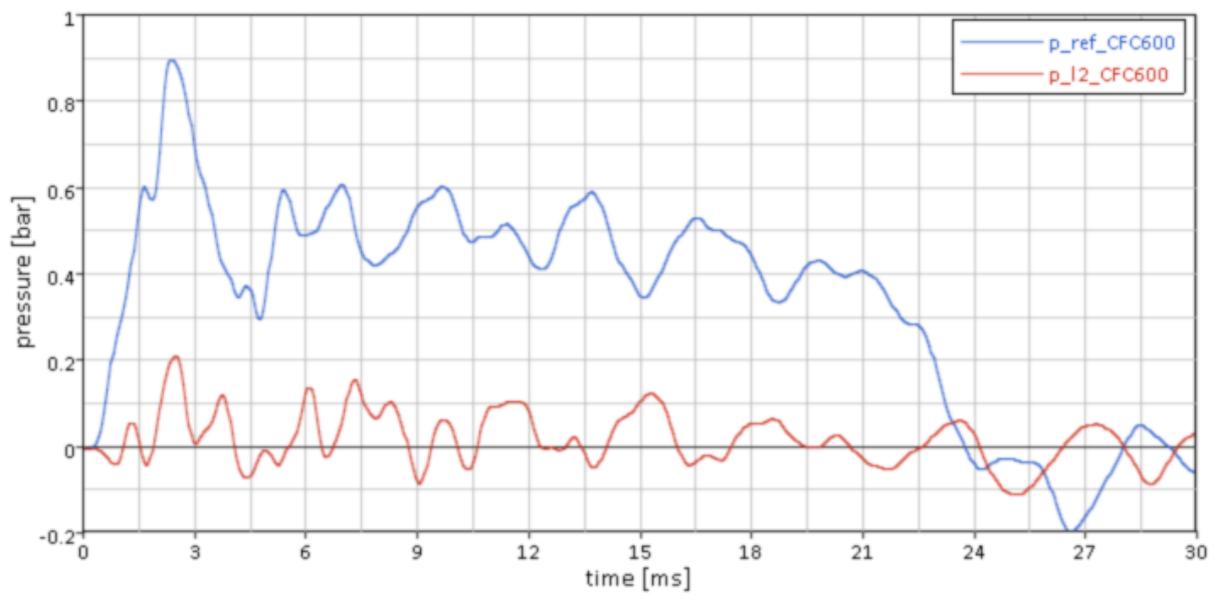


Abbildung 15.30: 30\_CSF-HS-B-l2

15.1.2.3 Modell C

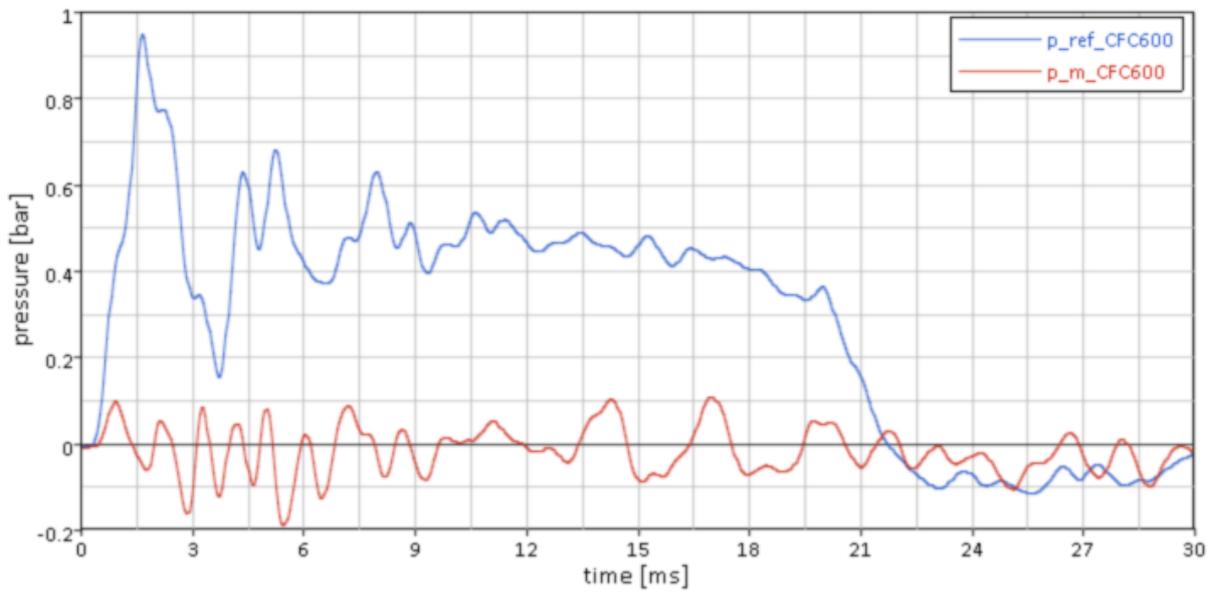


Abbildung 15.31: 31\_CSF-HS-B-m

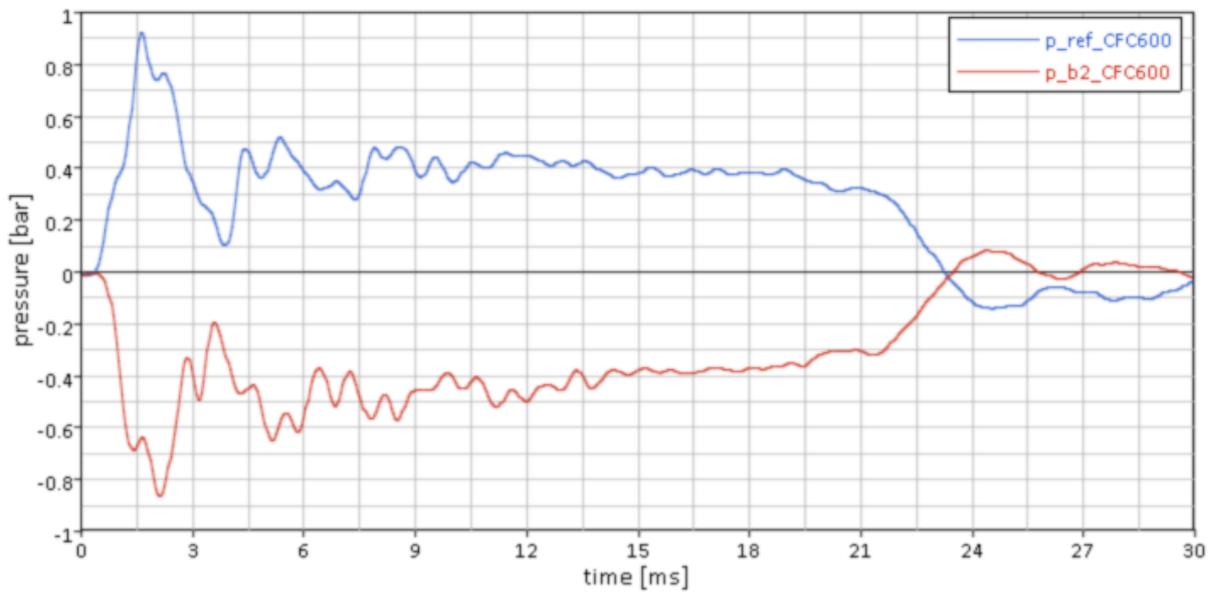


Abbildung 15.32: 32\_CSF-HS-B-b2

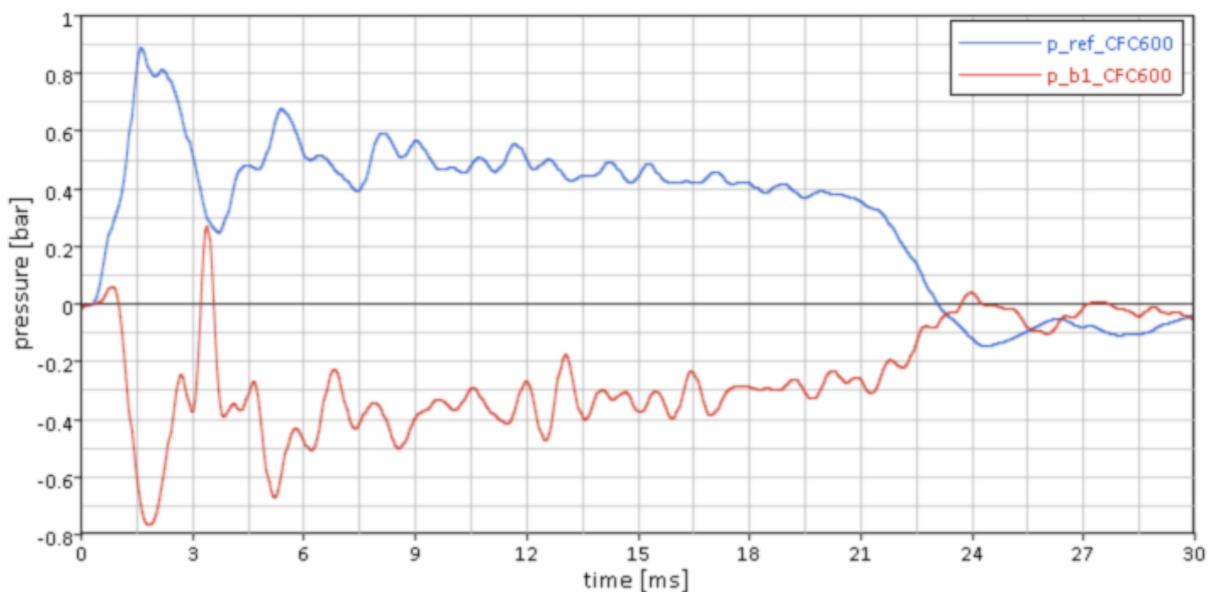


Abbildung 15.33: 33\_CSF-HS-C-b1

15.1.3 Vergleich des Referenzdrucks

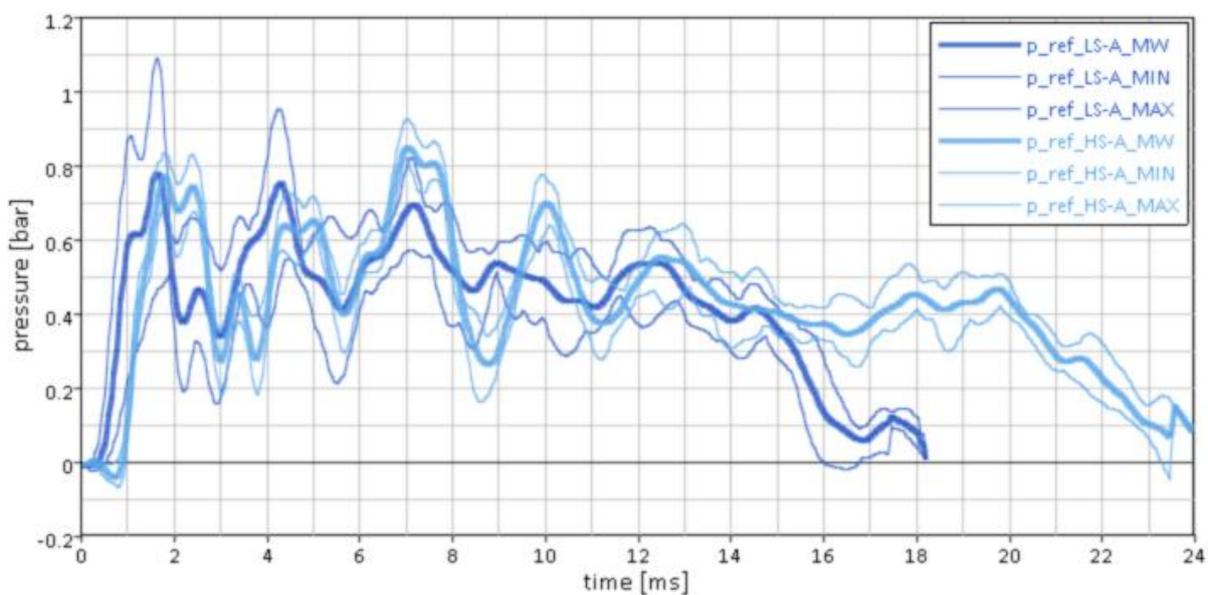


Abbildung 15.34: Referenzdruck Modell A

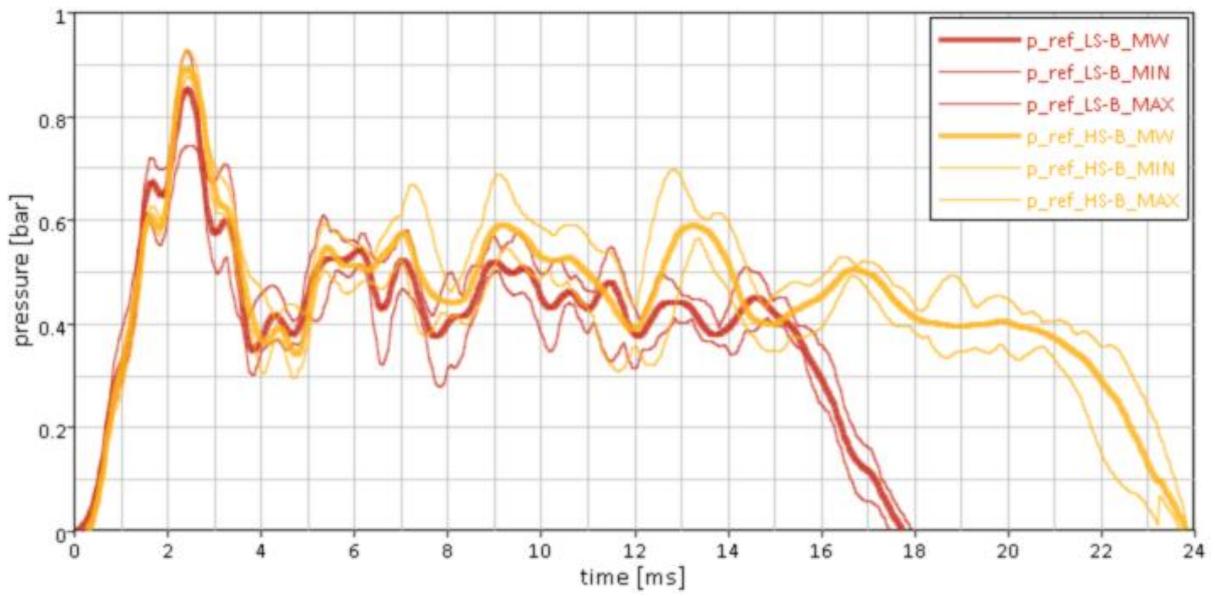


Abbildung 15.35: Referenzdruck Modell B

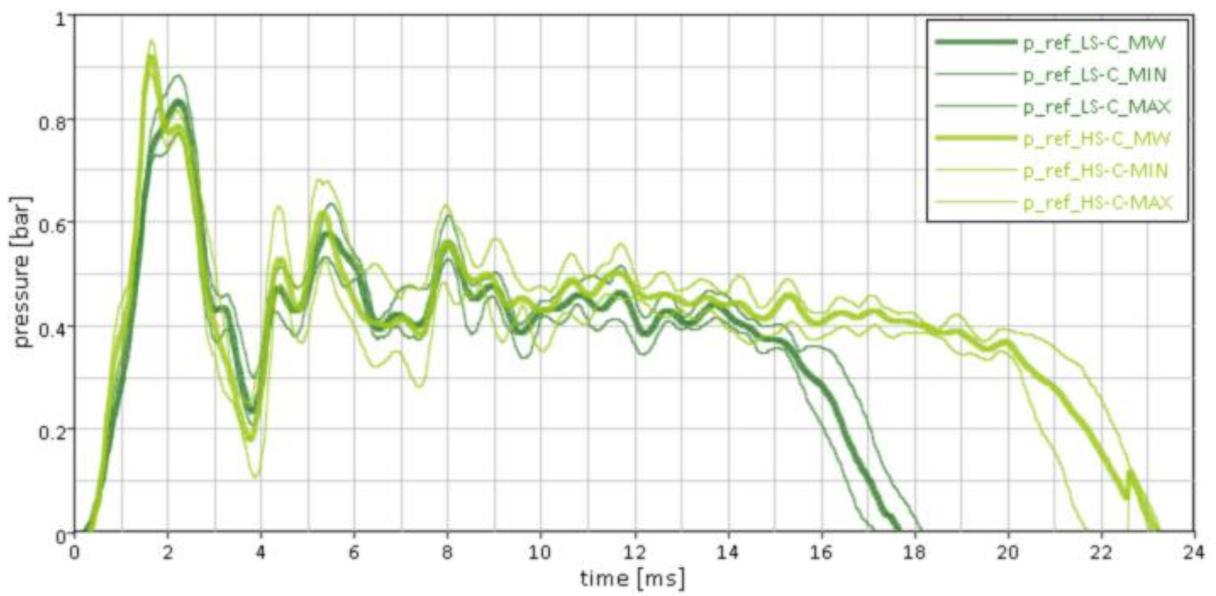


Abbildung 15.36: Referenzdruck Modell C

## 15.2 Verkürzte Input Decks und Parametererklärung

Als Einheiten wurden mm, kg, ms, kN und GPa verwendet

### 15.2.1 Modell 1

*CONTACT_AUTOMATIC_SURFACE_TO_SURFACE_TIEBREAK								
\$#	SSID	MSID	SSTYP	MSTYP	SBOXID	MBOXID	SPR	MPR
	1	2	0	0	0	0	1	1
\$#	FS	FD	DC	VC	VDC	PENCHK	BT	DT
	0.2	0.2	0.	0.	20.	0	0.	1E+20
\$#	SFS	SFM	SST	MST	SFST	SFMT	FSF	VSF
	1.	1.	0.	0.	1.	1.	1.	1.
\$#	OPTION	NFLS	SFLS	PARAM	ERATEN	ERATES	CT2CN	CN
	4	1		0				
*CONTACT_AUTOMATIC_SURFACE_TO_SURFACE_TIEBREAK								
\$#	SSID	MSID	SSTYP	MSTYP	SBOXID	MBOXID	SPR	MPR
	3	4	0	0	0	0	1	1
\$#	FS	FD	DC	VC	VDC	PENCHK	BT	DT
	0.2	0.2	0.	0.	20.	0	0.	1E+20
\$#	SFS	SFM	SST	MST	SFST	SFMT	FSF	VSF
	1.	1.	0.	0.	1.	1.	1.	1.
\$#	OPTION	NFLS	SFLS	PARAM	ERATEN	ERATES	CT2CN	CN
	4	1		0				
*LOAD_BODY_Z								
\$#	LCID	SF	LCIDDR	XC	YC	ZC	CID	
	1001	0.00981						
*LOAD_BODY_X								
\$#	LCID	SF	LCIDDR	XC	YC	ZC	CID	
	1002	0.00981						
*PART_TITLE								
Innenkugel_Solid_Prt								
\$#	PID	SECID	MID	EOSID	HGID	GRAV	ADPOPT	TMID
	1000	1000	1010	0	0	0	0	0
*PART_TITLE								
Fluid_Aussen_Prt								
\$#	PID	SECID	MID	EOSID	HGID	GRAV	ADPOPT	TMID
	1001	1001	1001	0	0	0	0	0
*PART_TITLE								
Aussenkugel_Shell_Prt								
\$#	PID	SECID	MID	EOSID	HGID	GRAV	ADPOPT	TMID
	1003	1003	1013	0	0	0	0	0

## 15. Anhang

*MAT_ELASTIC_FLUID								
\$#	MID	RO	E	PR	DA	DB	K	
	1001	1E-6					2.5	
\$#	VC	CP						
	0.2							
*MAT_PIECEWISE_LINEAR_PLASTICITY_TITLE								
Kugel_Innen_Elastic_Mat								
\$#	MID	RO	E	PR	SIGY	ETAN	FAIL	TDEL
	1010	1.09E-6	2.8	0.3	0.048	0.02	0.01	0.
\$#	C	P	LCSS	LCSR	VP			
	0.	0.	0.	0.	0.			
\$#	EPS1	EPS2	EPS3	EPS4	EPS5	EPS6	EPS7	EPS8
	0.	0.	0.	0.	0.	0.	0.	0.
\$#	ES1	ES2	ES3	ES4	ES5	ES6	ES7	ES8
	0.	0.	0.	0.	0.	0.	0.	0.
*MAT_PIECEWISE_LINEAR_PLASTICITY_TITLE								
Kugel_Aussen_Elastic_Mat								
\$#	MID	RO	E	PR	SIGY	ETAN	FAIL	TDEL
	1013	1.1E-6	2.2	0.3	0.05	0.02	0.01	0.
\$#	C	P	LCSS	LCSR	VP			
	0.	0.	0.	0.	0.			
\$#	EPS1	EPS2	EPS3	EPS4	EPS5	EPS6	EPS7	EPS8
	0.	0.	0.	0.	0.	0.	0.	0.
\$#	ES1	ES2	ES3	ES4	ES5	ES6	ES7	ES8
	0.	0.	0.	0.	0.	0.	0.	0.
*SECTION_SOLID_TITLE								
Kugel_Innen_Solid_EL1_Sect								
\$#	SECID	ELFORM	AET					
	1000	1	0					
*SECTION_SOLID_TITLE								
Fluid_Aussen_Solid_EL12_Sect								
\$#	SECID	ELFORM	AET					
	1001	1	0					
*SECTION_SOLID_TITLE								
Fluid_Leer_Solid_EL12_Sect								
\$#	SECID	ELFORM	AET					
	1002	12	0					

*SECTION_SHELL_TITLE								
Kugel_Aussen_Shell_EL2_NI3_6mm_NLOC1_Sect								
\$#	SECID	ELFORM	SHRF	NIP	PROPT	QR/IRID	ICOMP	
	1003	2	0.83	5	0	0	0	
\$#	T1	T2	T3	T4	NLOC	MAREA		
	6	6	6	6	1	0		
*BOUNDARY_SPC_SET_TITLE								
Ring_Kugel_aussen_eingespannt								
\$#	NSID	CID	DOFX	DOFY	DOFZ	DOFRX	DOFRY	DOFRZ
	2	0	1	1	1	0	0	0
*CONTROL_SHELL								
\$#	WRPANG	ITRIST	IRNXX	ISTUPD	THEORY	BWC	MITER	PROJ
	0.	0	0	0	0	0	0	
\$\$	NRCYCK	DRTOL	DRFCTR	DRTERM	TSSFDR	IRELAL	EDTTL	IDRFLG
*CONTROL_DYNAMIC_RELAXATION								
\$#	NRCYCK	DRTOL	DRFCTR	DRTERM	TSSFDR	IRELAL	EDTTL	IDRFLG
	0	0.	0.	0.	0.	0	0.	0
\$\$	SLSFAC	RWPNAL	ISLCHK	SHLTHK	PENOPT	THKCHG	ORIEN	ENMASS
*CONTROL_CONTACT								
\$#	SLSFAC	RWPNAL	ISLCHK	SHLTHK	PENOPT	THKCHG	ORIEN	ENMASS
	0.	0.	0	0	0	0	0	
\$#	USRSTR	USRFRC	NSBCS	INTERM	XPENE	SSTHK	ECDT	TIEDPRJ
	0	0	0	0	0.	0	0	0
\$#	SFRIC	DFRIC	EDC	VFC	TH	TH_SF	PEN_SF	
*CONTROL_OUTPUT								
\$#	NPOPT	NEECHO	NREFUP	IACCP	OPIFS	IPNINT	IKEDIT	IFLUSH
	0	0	0	0	0.	0	0	
*CONTROL_ENERGY								
\$#	HGEN	RWEN	SLNTEN	RYLEN				
	2	2	2	1				

Bei Modell 1b mit Sliding only Contact anstatt 1. und 2. Karte  
(CONTACT\_AUTOMATIC\_SURFACE\_TO\_SURFACE\_TIEBREAK )

Tabelle 15.1: CONTACT\_SLIDING\_ONLY\_PENALTY

*CONTACT_SLIDING_ONLY_PENALTY								
\$#	SSID	MSID	SSTYP	MSTYP	SBOXID	MBOXID	SPR	MPR
	2	1	0	0	0	0	0	0
\$#	FS	FD	DC	VC	VDC	PENCHK	BT	DT
	0.2	0.2	0.	0.	20.	0	0.	1E+20
\$#	SFS	SFM	SST	MST	SFST	SFMT	FSF	VSF
	1.	1.	0.	0.	1.	1.	1.	1.
\$#	SOFT	SOFSCL	LCIDAB	MAXPAR	SBOPT	DEPTH	BSORT	FRCFRQ
	0	0.1	0.	0.	0.	2.	0.	1.
\$#	PENMAX	THKOPT	SNLOG	ISYM	I2D3D	SLDTHK	SLDSTF	
\$	0.	0	0	0	0	0.	0.	
*CONTACT_SLIDING_ONLY_PENALTY								
\$#	SSID	MSID	SSTYP	MSTYP	SBOXID	MBOXID	SPR	MPR
	3	4	0	0	0	0	0	0
\$#	FS	FD	DC	VC	VDC	PENCHK	BT	DT
	0.2	0.2	0.	0.	20.	0	0.	1E+20
\$#	SFS	SFM	SST	MST	SFST	SFMT	FSF	VSF
	1.	1.	0.	0.	1.	1.	1.	1.
\$#	SOFT	SOFSCL	LCIDAB	MAXPAR	SBOPT	DEPTH	BSORT	FRCFRQ
	0	0.1	0.	0.	0.	2.	0.	1.
\$#	PENMAX	THKOPT	SNLOG	ISYM	I2D3D	SLDTHK	SLDSTF	
\$	0.	0	0	0	0	0.	0.	

### 15.2.2 Modell 2

Bei Modellen mit der Fluidoption wurde die Materialkarte mit ID 1001 durch folgende Karte ersetzt:

Tabelle 15.2: MAT\_ELASTIC

*MAT_ELASTIC								
\$#	MID	RO	E	PR	DA	DB	K	
	1001	1E-6	0.015	0.499			2.5	
\$#	VC	CP						
	0.2							

### 15.2.3 Modell 3

Die Materialmodellierung erfolgte mit MAT\_ALE\_INCOMPRESSIBLE

**Tabelle 15.3: MAT\_ALE\_INCOMPRESSIBLE**

*MAT_ALE_INCOMPRESSIBLE								
\$#	MID	RO	PC	MU				
	1002	1.0e-6	-1.0e+10	1.00E-09				
\$#	TOL	DTOUT	NCG	METH				
	1.0e-9	1.0e-2	2000					

Wichtigste Parameter für \*MAT\_ALE\_INCOMPRESSIBLE

- RO: Dichte des Fluids
- PC: Pressure Cutoff ( $\leq 0$ )
- MU: Dynamische Viskosität
- Tol: Tolerance for the convergence of conjugate gradient
- Dtout: Zeitintervall für Screen-Outputs in d3hsp
- NCG: Max Anzahl der Schleifen für konjugierten Gradienten
- Konjugierte Gradienten Methode:
- -6= löst Poisson-Gleichung für den Druck
- -7= löst Poisson Gleichung für den Druck inkrementell (default)

### 15.2.4 Modell 4

Die Materialmodellierung erfolgte mit MAT\_NULL und EOS\_GRUNEISEN

**Tabelle 15.4 MAT\_NULL mit EOS\_GRUNEISEN**

*MAT_NULL								
\$#	MID	RO	PC	MU				
	1002	1.0e-6	-1.0e+10	1.00E-09				
*EOS_GRUNEISEN								
\$#	EOSID	C	S1	S2	S3	GAMA0	A	E0
	2	1.49E3	1.79	0	0	1.65		
\$#	V0							
	0.0							

- RO: Dichte des Fluids [kg/mm<sup>3</sup>]
- PC: Pressure Cutoff ( $\leq 0$ )
- MU: Dynamische Viskosität
- C: Schallgeschwindigkeit [mm/ms]

- S1, S2, S3, GAMA0 Grüneisenparameter

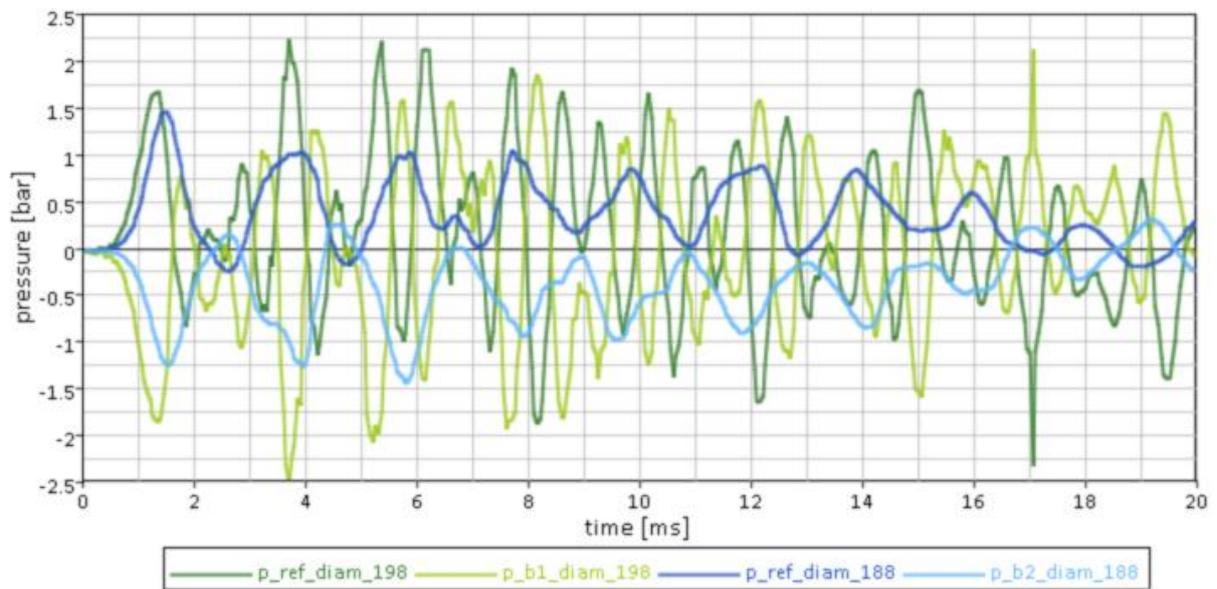


Abbildung 15.37: Vergleich des Druckverlaufs bei großer (grün) und kleiner (blau) Innenkugel