

Aus dem Universitätsklinikum Münster  
Klinik und Poliklinik für Neurochirurgie  
-Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Hansdetlef Wassmann-

**Modellversuch zur intrakraniellen Druckmessung  
bei infratentorieller Raumforderung**

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung des doctor medicinae dentium

der Medizinischen Fakultät

der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von Loosemann, Thomas

aus Dinslaken

2009

Gedruckt mit der Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Wilhelm Schmitz

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Edgar Schäfer
2. Berichterstatter: Prof. Dr. Dag Moskopp

Tag der mündlichen Prüfung: 10.09.2009

Aus dem Universitätsklinikum Münster  
Klinik und Poliklinik für Neurochirurgie  
Direktor: Univ.-Prof. Dr. Hansdetlef Wassmann  
Referent: Prof. Dr. Edgar Schäfer  
Koreferent: Prof. Dr. Dag Moskopp

## **Zusammenfassung**

### **Modellversuch zur intrakraniellen Druckmessung bei infratentorieller Raumforderung**

Thomas Loosemann

#### **Einleitung und Problemstellung:**

Die intrakranielle Druckmessung ist ein wichtiger Bestandteil der neurochirurgischen Intensivmedizin. In klinischen und tierexperimentellen Untersuchungen können im Schädelinneren Druckgradienten zwischen verschiedenen Messpunkten beobachtet werden. Im klinischen Alltag werden diese unterschiedlichen Druckentwicklungen nicht erfasst, wenn der Schädelinnendruck nur an einem Messort bestimmt wird. Diese Druckgradienten und Unterschiede in den ortsabhängigen Druckentwicklungen werden im Rahmen der vorliegenden Arbeit in einem Versuchsaufbau nachgestellt. Der entwickelte Modellversuch ermöglicht die Messung, Aufzeichnung und Auswertung von Druckentwicklungen, die bei einer infratentoriellen Raumforderung entstehen. Hierzu wurde ein Kunstschädel und ein Ersatzmaterial für die Gehirnmasse erarbeitet.

#### **Material und Methode:**

Für die Versuche wurde der mit G. Brinksmeier entwickelte und gebaute Kunstkopf verwendet. Der Kunstkopf besteht aus einem in Größe und Form dem menschlichen Schädel nachempfundenen Modell aus Epoxy-Vergießharz und Plexiglas. Bei der Suche nach einem geeigneten Ersatzmaterial für natives Hirngewebe erwies sich Gelatine als praktikabelste Lösung. Durch vergleichende Druckversuche mit schlachtfischem Schweinehirn wurde eine Gelatinekonzentration von 29 g/l ermittelt, die im Stempelintauchverfahren einen ähnlichen Druckkurvenverlauf aufwies. Für jeden der sechs Modellversuche wurde der Kunstkopf mit Gelatine der ermittelten Konzentration vollständig ausgefüllt. Die Füllung des Kunstkopfes nahm jeweils ca. acht Stunden in Anspruch. Zur Überprüfung der korrekten Messwertableitung wurden zwei Kontrollversuche mit Wasserfüllung durchgeführt. Die Raumforderung wurde mit einem Ballon, der durch eine Perfusorpumpe zu befüllen war, im rechten infratentoriellen Kompartiment simuliert. Die maximale simulierte Raumforderung betrug 18 ml. Der Druck wurde an den Schädelkonkavitäten supra- und infratentoriell jeweils rechts und links mit vier Luftkammersonden (Spiegelberg® Typ I) ermittelt. Die Druckmessung an der kontralateralen Kante des Tentoriumschlitzes erfolgte mit einem Katheter-Tipmanometer (Codman® Microsensor). Der Druck in den durch zwei mit Wasser gefüllten Ballons simulierten Ventrikeln wurde über einen Druckwandler (Statham®) und eine direkt angeschlossene Wassersäule abgeleitet. Die Messungen erfolgten wahlweise mit oder ohne Ventrikelsystem bzw. mit offenem oder verschlossenem Foramen magnum.

#### **Ergebnisse:**

Es gelang in allen durchgeführten Versuchen eine infratentorielle Raumforderung zu simulieren und dabei Druckdifferenzen zwischen den verschiedenen Schädelkompartimenten zu messen. Je nach Versuchsbedingungen traten Druckdifferenzen von bis zu 24 mmHg zwischen supra- und infratentoriellem Raum auf. Die Druckdifferenzen zwischen den rechten und linken Messpunkten fielen infratentoriell mit maximal 10 mmHg deutlich geringer aus. Supratentoriell wurden bei allen induzierten Raumforderungen nahezu keine Druckgradienten registriert. Insbesondere die Druckentwicklung an der Kante des Tentoriumschlitzes wich von der an den anderen Messpunkten ab und zeigte in allen Gelatineversuchen aufgrund häufiger kleiner Messwertsprünge den unruhigsten Kurvenverlauf. Die höchste gemessene Abweichung in der Druckentwicklung zwischen zwei einzelnen Sonden betrug 26 mmHg.

#### **Diskussion und Schlussfolgerung:**

Trotz starker Reduktion der komplexen klinischen Situation lassen sich im Modellversuch Druckgradienten und unterschiedliche Druckentwicklungen an verschiedenen Messpunkten darstellen. Die Simulation der Gehirnmasse durch Gelatine stellt sich durch ihre günstige Verarbeitbarkeit und die geringen Materialkosten als gute Lösung dar. Die im Versuch gemessenen Werte zeigen, dass der Druck bei einer infratentoriellen Raumforderung im entsprechenden Kompartiment abgeleitet werden sollte. Durch Versuche mit erhöhter Sondenzahl ließen sich noch differenziertere Aussagen über die entstehenden Druckgradienten auch innerhalb der einzelnen Kompartimente und insbesondere im Bereich der Klivuskante machen. Der Wert der vorliegenden Arbeit ist insbesondere in der anschaulichen Darstellung und der dadurch leichteren Verständlichkeit der komplexen intrakraniellen Vorgänge zu sehen.

Tag der mündlichen Prüfung: 10.09.2009

# Inhaltsverzeichnis

	<b>Seite:</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>I</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>II</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1 Thematische Einführung	1
1.2 Zielsetzung der Arbeit	4
1.3 Methode	5
1.4 Gliederung der Arbeit	5
<b>2 Rückblick und aktueller Stand der intrakraniellen Druckmessung</b>	<b>6</b>
2.1 Einführung in das Kapitel	6
2.2 Rückblick auf die intrakranielle Druckmessung	6
2.3 Aktueller Stand der intrakraniellen Druckmessung	8
2.4 Zusammenfassung	11
<b>3 Grundlagen</b>	<b>12</b>
3.1 Einführung in das Kapitel	12
3.2 Physikalische Grundlagen	12
3.3 Anatomische und physiologische Grundlagen	15
3.4 Zusammenfassung	18
<b>4 Material und Methode</b>	<b>20</b>

4.1 Einführung in das Kapitel	20
4.2 Versuchsaufbau	20
4.3 Schädelmodell	22
4.4 Ventrikelsystem	23
4.5 Sondensysteme	23
4.5.1 Spiegelberg-Messeinheit	24
4.5.2 Codman-Messeinheit	24
4.5.3 Statham-Messeinheit	25
4.6 Lage der Messsonden	25
4.7 Simulation der infratentoriellen Raumforderung	26
4.8 Temperaturkontrolle	26
4.9 Verarbeitung und Aufzeichnung der Messwerte	27
4.10 Ersatzmaterial für Gehirnmasse	28
4.10.1 Werkstoffprüfmaschine	29
4.10.2 Prüfkörper	30
4.10.3 Drucktests mit Gelatine	31
4.10.4 Drucktests mit Gehirn	34
4.10.5 Vergleich von Gelatine- und Gehirn-Graphen	37
4.11 Füllen des Kunstkopfes	40
4.12 Allgemeine Versuchsdurchführung	40
4.13 Zusammenfassung	41
<b>5 Ergebnisse</b>	<b>43</b>
5.1 Einführung in das Kapitel	43
5.2 Ergebnisse der einzelnen Druckversuche	44
5.2.1 Druckversuch 1	44
5.2.2 Druckversuch 2	46
5.2.3 Druckversuch 3	47
5.2.4 Druckversuch 4	49
5.2.5 Druckversuch 5	51
5.2.6 Druckversuch 6	53

5.2.7 Druckversuch 7	54
5.2.8 Druckversuch 8	56
5.3 Zusammenfassung	57
<b>6 Auswertung und Diskussion</b>	<b>58</b>
6.1 Einführung in das Kapitel	58
6.2 Mechanismen	58
6.3 Der Modellschädel	60
6.4 Diskussion der Versuchsergebnisse	61
6.4.1 Kontrollversuche mit Wasser	61
6.4.2 Druckversuch 1 mit Gelatine	63
6.4.3 Druckversuch 2 mit Gelatine	65
6.4.4 Druckversuch 3 mit Gelatine	66
6.4.5 Druckversuch 4 mit Gelatine	68
6.4.6 Druckversuch 5 mit Gelatine	69
6.4.7 Druckversuch 6 mit Gelatine	70
6.5 Zusammenfassung	71
<b>7 Konklusion und Ausblick</b>	<b>73</b>
7.1 Einführung in das Kapitel	73
7.2 Konklusion	73
7.2.1 Vereinfachter Versuchsaufbau	74
7.2.2 Ersatzmaterial für Gehirnmasse	75
7.2.3 Druckphänomene in messbaren Größen	75
7.2.4 Simultane Aufzeichnung von sechs Druckwerten	76
7.2.5 Bedeutung einzelner Komponenten	76
7.2.6 Aussagen	76
7.3 Einschränkungen der Arbeit	77
7.4 Bedeutung der Arbeit für theoretische Betrachtungen	78
7.5 Ausblick	79
Literaturverzeichnis	81

## Inhaltsverzeichnis

---

Danksagung	93
Lebenslauf	94



## Abkürzungsverzeichnis

A	Fläche
CPP	zerebraler Perfusionsdruck
E	Elastizitätsmodul
F	Kraft
g	Fallbeschleunigung
GCS	Glasgow Coma Scale
h	Höhe
ICP	intrakranieller Druck
l	Länge
MAP	mittlerer arterieller Blutdruck
N	Newton
p	Druck
Pa	Pascal
$\rho$	Dichte
$\Delta l$	Längenänderung

## Abbildungsverzeichnis

	<b>Seite:</b>
Abb. 3.1: Segmentierung des Schädelinnenraums	16
Abb. 4.1: Versuchsaufbau ohne Computer	21
Abb. 4.2: Schädelkapsel aus Epoxy-Vergießharz	22
Abb. 4.3: Gefüllter Versuchsschädel	27
Abb. 4.4: Schematischer Versuchsaufbau	28
Abb. 4.5: Weg-Kraft-Diagramm für Gelatine verschiedener Konzentrationen, Cubus 20 x 20 x 11 mm	32
Abb. 4.6: Weg-Kraft-Diagramm für Gelatine verschiedener Konzentrationen, Cubus 38 x 35 x 18 mm	32
Abb. 4.7: Weg-Kraft-Diagramm für Gelatine 2,9%, Cubus 20 x 20 x 11 mm	33
Abb. 4.8: Weg-Kraft-Diagramm für Gelatine 2,9%, Cubus 38 x 35 x 18 mm	34
Abb. 4.9: Weg-Kraft-Diagramm für Schweinehirn, Cubus 38 x 35 x 18 mm; 20°C	35
Abb. 4.10: Weg-Kraft-Diagramm für Schweinehirn, Cubus 20 x 20 x 11 mm; 20°C	36
Abb. 4.11: Weg-Kraft-Diagramm für Schweinehirn, Cubus 20 x 20 x 11 mm; 30°C	36
Abb. 4.12: Weg-Kraft-Diagramm für Schweinehirn & Gelatine, Cubus 20 x 20 x 11 mm; 30°C	37
Abb. 4.13: Weg-Kraft-Diagramm für Schweinehirn & Gelatine, Cubus 20 x 20 x 11 mm; 20°C	38
Abb. 4.14: Weg-Kraft-Diagramm für Schweinehirn & Gelatine, Cubus 38 x 35 x 18 mm; 20°C	39

Abb. 5.1: Druckversuch 1 - Foramen/offen; Ventrikel/leer	44
Abb. 5.2: Druckversuch 2 - Foramen/offen; Ventrikel/gefüllt	46
Abb. 5.3: Druckversuch 3 - Foramen/offen; Ventrikel/gefüllt	48
Abb. 5.4: Druckversuch 4 - Foramen/geschlossen; Ventrikel/gefüllt	50
Abb. 5.5: Druckversuch 5 - Foramen/geschlossen; Ventrikel/leer	52
Abb. 5.6: Druckversuch 6 - Foramen/offen; Ventrikel/gefüllt	53
Abb. 5.7: Druckversuch 7 - Kontrollversuch mit Wasserfüllung	55
Abb. 5.8: Druckversuch 8 - Kontrollversuch mit Wasserfüllung	56

# 1 Einleitung

## 1.1 Thematische Einführung

Bereits 1783 bezeichnete Monro (60) den menschlichen Schädel als „a rigid box filled with a nearly incompressible brain“. Er formulierte damit zusammen mit Kellie (39), der 1824 Monro's Beobachtungen bestätigte, die Grundgedanken der auch später nach den beiden benannten „Monro-Kellie Doktrin“. Burrows (15) stellte 1848 weitere Überlegungen an und bezog die cerebro-spinalen Flüssigkeitsräume in die Betrachtung mit ein. Er kann somit als eigentlicher Verfasser der oben genannten Doktrin betrachtet werden (siehe 3.3). Das Gehirn wird im menschlichen Schädelinnenraum von allen Seiten durch knöcherne Schädelwände umschlossen. Die Wände sind nur durch das Foramen magnum und kleinere Foramina unterbrochen. Insbesondere nach dem knöchernen Verschluss der Schädelnähte stellen sie, wie oben angesprochen, eine nahezu starre Begrenzung des Volumens dar (18,28). Ausgefüllt wird dieses Volumen im Wesentlichen durch drei Komponenten: Gehirnsubstanz, Liquorflüssigkeit und Blut (52,71). Da diese Komponenten fast nicht komprimierbar sind, können bei Veränderungen innerhalb eines Teilvolumens größere Druckänderungen nur durch kompensierende Volumenveränderung eines anderen Teilvolumens vermieden werden. Ist diese Kompensationmöglichkeit erschöpft oder nicht möglich, kommt es zu einer deutlichen Veränderung des Schädelinnendrucks (15,92).

Die bei Druckmessungen im Schädelinneren ermittelten Druckwerte weichen unter normalen Bedingungen nur leicht vom atmosphärischen Umgebungsdruck außerhalb des Schädels ab. Auch innerhalb des Schädels finden sich beim gesunden Patienten kaum deutliche Druckdifferenzen. Eine Ausnahme stellt der höhere Druck im arteriellen Gefäßsystem dar. Die Druckverhältnisse im Schädelinneren können zwar kurzfristig starken Schwankungen unterworfen sein, ihre Stabilität ist aber eine grundsätzliche Voraussetzung für die Funktion des

menschlichen Gehirns. Insbesondere ein ausreichend großer Perfusionsdruck, der sich aus der Differenz zwischen mittlerem arteriellem Druck und dem Druck im umliegenden Gewebe ergibt, ist für die Versorgung des Gehirns zwingend notwendig (11,48). Zu geringer Perfusionsdruck kann, in Abhängigkeit von Ausmaß und Dauer der Störung, zu kleineren Funktionsausfällen, zu Gewebedefekten oder zum Tode führen.

Ursachen für Druckerhöhungen im Schädelinneren können aber auch natürliche Phänomene wie Druckerhöhungen im Thoraxbereich, zum Beispiel durch Husten oder Bauchpresse, aber auch lokale oder systemische Veränderungen sein (3,49). Mit Ausnahme kurzer, natürlicher Phänomene stellt jede längerfristige deutliche Erhöhung des Hirndruckes eine medizinische Notfallsituation dar, die eine entsprechende Intervention des Behandlers notwendig macht. Die Konsequenz aus dieser Überlegung ist die in der neurochirurgischen Intensivmedizin überwiegend routinemäßig durchgeführte Messung und Überwachung des Schädelinnendruckes (ICP) (9,29,30,50,55,61). Trotz der häufigen Anwendung gibt es noch keine prospektive, randomisierte, kontrollierte Studie zur ICP-Messung, die ihre positiven Auswirkungen auf die Behandlung und den Erholungszustand des Patienten belegt (19,27,88). Aufgrund der dadurch fehlenden Klasse-I-Daten konnte die ICP-Messung bisher nicht als Behandlungsstandard eingeführt werden. Dennoch lässt sich durch klinische Studien die Bedeutung der ICP-Messung und dem in Kombination mit mittlerem arteriellem Blutdruck zu ermittelnden zerebralen Perfusionsdruck (CPP) für den Umgang und die Prognose beim neurochirurgischen Patienten erkennen (7,22,89). Im klinischen Alltag kommt es immer wieder zu Diskrepanzen zwischen klinischem Erscheinungsbild und den ermittelten ICP- und CPP-Messwerten. Insbesondere wenn der Druck nur an einer Stelle und mit einer Drucksonde gemessen wird, ist eine sichere Aussage über die tatsächlich vorliegenden Druckwerte und lokalen Druckverhältnisse im Schädelinneren nur eingeschränkt möglich. Selbst beim Einbringen mehrerer Messsonden stellt sich die Frage, wie die ermittelten Werte zu interpretieren sind. Vor allem bei schneller, lokal begrenzter Volumenzunahme kommt es zu Massenverschiebungen innerhalb des Schädels. Eine freie Bewegung der

Gehirnmassen im Schädelinnenraum ist aufgrund der ihn durchspannenden Septen nicht möglich (siehe Abb. 3.1). An den Übergangstellen der hierdurch entstehenden intrakraniellen Kompartimente kann es dann zu Einklemmungen der Gehirnmasse kommen. Häufig beschrieben werden Einklemmungen und Herniationen im Bereich der Tentoriumspalte und bei Verschiebungen in Richtung des Rückenmarkkanals im Bereich des Foramen magnum (4,28,85). Es kommt hierbei zu lokal deutlich erhöhten Druckwerten mit entsprechenden Auswirkungen auf die betroffenen Gewebestrukturen. Auch an der Klivus-Kante kann es durch Druckbelastung des dritten Hirnnerven zum häufig beschriebenen Klivus-Kanten-Syndrom (Fischer-Brügge-Syndrom) mit weiten, starren Pupillen kommen (26). Bei der Überwachung neurochirurgischer Patienten ist die ständige Kontrolle der klinischen Symptomatik ein großer apparativer, personeller und somit auch kostenintensiver Aufwand (25). Eine Reduzierung dieses Aufwands durch eine sichere Überwachung, die sich weitgehend auf die durch eine oder mehrere Hirndrucksonden ermittelten Druckwerte stützt, ist somit ein anzustrebendes Ziel. Auch die später noch zu erwähnende Bestimmung der intrakraniellen Compliance, die eine Modifikation der ICP-Messung darstellt, erweitert die Aussagekraft der ermittelten Druckwerte.

Um anhand der Messwerte gesicherte Rückschlüsse auf die tatsächlich im Schädelinneren vorliegenden Drucksituationen zu ziehen, erscheinen Überlegungen zu den grundsätzlichen Mechanismen und Gesetzmäßigkeiten bei der intrakraniellen Druckentwicklung im Schädelinneren hilfreich. Die sichere und korrekte Interpretation der ermittelten intrakraniellen Druckdaten ist eine Grundvoraussetzung für die Bestimmung der adäquaten therapeutischen Maßnahmen und somit entscheidend für die Genesung des Patienten.

Im weiteren Verlauf dieser Arbeit wird ein Modellversuch entwickelt, ausgeführt und analysiert, der eine Grundlage für weitere Untersuchungen zu Mechanismen und Gesetzmäßigkeiten bei der intrakraniellen Druckentwicklungen darstellt.

## 1.2 Zielsetzung der Arbeit

Durch die Betrachtung einer infratentoriellen Raumforderung in einem künstlichen Schädelmodell werden Theorien zur Druckentwicklung und zu lokalen Druckdifferenzen bei intrakraniellen Raumforderungen untersucht. Die Ergebnisse stellen eine Grundlage für weitere Untersuchungen in diese Richtung dar und ermöglichen Ableitungen zu klinisch auftretenden Phänomenen.

Um sich dieser übergeordneten Thematik anzunähern werden folgende Fragestellungen im Laufe der Arbeit erörtert:

1. Ist es möglich, einen brauchbaren Versuchsaufbau zu entwickeln, der die komplexe Situation in vivo auf überschaubare und vereinfachte Komponenten reduziert?
2. Durch welches Material lässt sich die Gehirnmasse am praktikabelsten ersetzen?
3. Lassen sich die zu erwartenden Druckphänomene bei einer infratentoriellen Raumforderung in dem erarbeiteten Modellversuch in messbaren Größen erzeugen?
4. Gelingt es, die Druckwerte mit der zur Verfügung stehenden Hardware an mehreren verschiedenen Messpunkten simultan abzuleiten, aufzuzeichnen und somit auswertbar darzustellen?
5. Ist es möglich, über die Veränderung einzelner Komponenten innerhalb des Versuchsmodells die Bedeutung der Komponenten für die Druckentwicklung darzustellen?
6. Welche Aussagen lassen sich anhand der Ergebnisse über die Druckphänomene und deren Entstehung im menschlichen Schädel ableiten?

### **1.3 Methode**

Um die Zielsetzungen zu erreichen wird ein auf die anatomischen Grundstrukturen beschränktes, künstliches Schädelmodell entwickelt und gebaut. Über mehrere in den Versuchsschädel eingebaute Messsonden kann der Druck simultan an verschiedenen Stellen ermittelt und aufgezeichnet werden. Für die Versuche zur infratentoriellen Raumforderung wird ein Gummiballon in das rechte infratentorielle Kompartiment des Modellschädels eingebaut, um einen raumfordernden Prozess in der rechten hinteren Schädelgrube zu simulieren. Über eine steuerbare Volumenzuführung in den Ballon lassen sich die Druckverhältnisse innerhalb des Modellschädels beeinflussen. Zudem kann der Einfluss verschiedener Strukturen innerhalb des Modells auf die sich entwickelnden Druckverhältnisse durch entsprechende Veränderungen untersucht werden. Nach computerunterstützter Datenverarbeitung werden die Messwerte graphisch umgesetzt und ausgewertet. Anhand der im Modell ermittelten Druckentwicklungen an den verschiedenen Messpunkten sollen bereits formulierte Aussagen und Theorien zu intrakraniellen Druckphänomenen bestätigen und neue Überlegungen angestellt werden.

### **1.4 Gliederung der Arbeit**

Diese Arbeit gliedert sich in sieben Kapitel. Kapitel eins gibt einen kurzen Überblick über Thematik, Zielsetzung und Methodik der Arbeit. Kapitel zwei beschreibt die geschichtliche Entwicklung der Hirndruckmessung und erläutert den aktuellen wissenschaftlichen Stand. Kapitel drei gibt dem Leser die Gelegenheit, sich mit den physikalischen und anatomischen Grundlagen aus dem Themengebiet vertraut zu machen während Kapitel vier die Details der verwandten Materialien und der Methodik ausführt. Die Messergebnisse der einzelnen Druckversuche werden in Kapitel fünf dargestellt. Anschließend werden die Ergebnisse diskutiert und im abschließenden Kapitel sieben nochmals im Rückblick auf die zu Beginn der Arbeit gestellten Fragen betrachtet und zusammengefasst. Mit einem Ausblick wird die Arbeit abgeschlossen.



## **2 Rückblick und aktueller Stand der intrakraniellen**

### **Druckmessung**

#### **2.1 Einführung in das Kapitel**

Im Folgenden wird zunächst die Geschichte der Hirndruckmessung anhand der Basisliteratur kurz an ihren wichtigsten Eckdaten aufgezeigt. Anschließend wird der aktuelle wissenschaftliche Stand sowie Probleme bei der intrakraniellen Druckmessung beschrieben.

#### **2.2 Rückblick auf die intrakranielle Druckmessung**

Der wahrscheinlich erste Versuch zur Hirndruckmessung wurde 1841 von Magendie durch eine Punktion der Cisterna magna im Schädel eines Hundes durchgeführt (54). Er ermittelte Hirndruckwerte, die ihm jedoch erheblich zu niedrig erschienen, da er Werte im Bereich leicht unterhalb des Blutdruckes erwartet hatte. So stellte er auch keine weiteren Versuche auf diesem Gebiet mehr an. Erst 1866 untersuchte Leyden, ebenfalls an Hunden, subarachnoidale Druckschwankungen. Bei seinen Untersuchungen ging es allerdings weniger um die Bestimmung absoluter Druckwerte, sondern beispielsweise um die Frage, ob das Gehirn bei hermetisch abgeschlossenem Schädel pulsiert oder nicht (51).

Mit der 1891 von Quincke eingeführten Lumbalpunktion ergab sich die erste Möglichkeit zur klinischen Liquordruckmessung am Menschen (73). Da es aber bei erhöhtem intrakraniellen Druck durch die Lumbalpunktion zu einer Verschiebung der Gehirnmasse in Richtung Foramen magnum und entsprechender Einklemmung kommen kann, war sie für den routinemäßigen Einsatz, bei dem es meist um die Bestimmung erhöhter ICP-Werte geht, nicht geeignet. Über die erste

Ventrikelpunktion und die damit ermöglichte zentrale Liquordruckmessung wurde 1927 von Adson und Lillie berichtet (1). Diese ersten Messungen wurden mit starrem Flüssigkeitsmesssystem durchgeführt. 1951 wurden erste intraventrikuläre Druckmessungen mit mechano-elektrischen Druckwandlern von Guillaume und Janny beschrieben (32). Aber erst Lundberg konnte 1960 anhand von 143 Ventrikelmessungen die klinische Relevanz der Hirndruckmessung sichern (52).

Die intraventrikuläre Druckmessung hatte sich in den folgenden Jahren zwar als Routinemethode etabliert, gleichzeitig gab es aber immer das Bestreben durch die Anwendung alternativer Messmethoden die Invasivität und das damit verbundene Infektionsrisiko der intrakraniellen Druckmessung zu verringern. So wurden auch subdurale und epidurale Messmethoden untersucht und angewandt (2,59). Bereits 1950 berichten etwa Riechert und Heines über erste Versuche zur epiduralen Druckmessung. Sie waren aber noch weit von einer klinisch anwendbaren Methode entfernt (77). Insbesondere die epidurale Druckmessung erschien wegen ihres geringeren Infektionsrisikos für den routinemäßigen klinischen Einsatz besonders geeignet (31,34,76). Bei den Messungen kam es aber immer wieder zu Artefakten und Abweichungen zwischen den Messwerten und dem klinischen Befund (18,42,81). Selbst bei neueren Untersuchungen mit intraventrikulären/epiduralen Simultanmessungen kam es, insbesondere bei Langzeitmessungen, zu Druckdifferenzen und meist erhöhten epiduralen Messwerten im Vergleich zu den intraventrikulären Messwerten (74). Aber auch andere Schwierigkeiten wie mechanische Empfindlichkeit, Probleme bei der Sterilisierbarkeit, hohe Kosten und andere individuelle Schwachstellen der verschiedenen Methoden und Systeme gaben Anlass für weitere Entwicklungen. Bis heute ist somit die Verbesserung bestehender Messsysteme beziehungsweise die Art ihrer Anwendung und Interpretation ihrer Messergebnisse ein Grund für weitere Untersuchungen zur ICP-Messung.

### **2.3 Aktueller Stand der intrakraniellen Druckmessung**

In der heutigen neurochirurgischen Intensivmedizin stellt die intrakranielle Hirndruckmessung ein wichtiges diagnostisches Hilfsmittel dar und wird weitgehend routinemäßig bei Patienten mit Verdacht auf eine ICP-Erhöhung häufig assoziiert mit einem GCS-Wert  $\leq 8$  angewandt (9,40,63,69,86). Mit ihr ist ein Monitoring neurochirurgischer Patienten möglich (5,55). Die Drucksonden liegen dabei meist intraventrikulär oder intraparenchymal. Aufgrund der im vorigen Kapitel angesprochenen Probleme beziehungsweise der verschiedenen Vor- und Nachteile der einzelnen Methoden hat sich bis heute noch kein System endgültig durchgesetzt (10). Die Druckmessung innerhalb eines Seitenventrikels gilt immer noch als Goldstandard, wenn man einen kumulierten Wert für die Drucksituation im gesamten Kopf ermitteln will (66).

Neben der routinemäßigen Messung des ICP und dem abgeleiteten CPP stellen die Beobachtungen klinischer Symptome wie Pupillenmotorik, Art und Dauer der Bewusstlosigkeit und computertomographische Untersuchungen immer noch genauso wichtige Kriterien für die neurochirurgische Diagnose und Therapie dar (11,38). Auch das Monitoring anderer Parameter wie unter anderem die intrakranielle Compliance oder der Sauerstoffpartialdruck im Hirngewebe sind zum Teil in den letzten Jahren erst möglich geworden und stehen ebenfalls zur Diskussion (41,67,87). Keiner der zur Verfügung stehenden Parameter kann alleine eine sichere Überwachung des Patienten gewährleisten noch konnte bisher der positive Effekt des ICP-Monitoring auf den Therapieverlauf durch eine prospektive randomisierte kontrollierte Studie belegt werden (19,84,86).

Grundsätzlich geht man davon aus, dass jede Volumenänderung innerhalb der Schädelkalotte den intrakraniellen Druck beeinflusst. Nimmt also eines der Kompartimente (Hirn / Liquor / Blut) in seinem Volumen zu muss entweder, wie in der Monroe-Kellie-Doktrin formuliert, das Volumen eines anderen Kompartimentes abnehmen oder der intrakranielle Druck ansteigen (15,39,60). Innerhalb enger

Grenzen können Volumenschwankungen also kompensiert werden (71). Hierbei kommt es zu Flüssigkeitsverschiebungen von Blut und Liquor nach extrakranial und bei weiterem Druckanstieg auch zu einer Massenverschiebung des Gehirns in Richtung des Foramen magnum (18,57). Diese Verschiebung kann in Abhängigkeit der Art und Lage der Raumforderung zu einer Einklemmung des Hirnstammes im Bereich des Tentoriumschlitzes und/oder des Foramen magnum führen (68,85). Erste klinische Symptome des intrakraniellen Druckanstiegs können unspezifisch sein: Unruhe, Kopfschmerz, Erbrechen. Erst später kommt es zu Pupillenerweiterung, Blutdrucksteigerung, Bradykardie und Respirationsstörungen (20). In Folge der intrakraniellen Drucksteigerung kommt es zu einer Verminderung des cerebralen Perfusionsdruckes, der zu einer Minderversorgung des Gehirns und zu entsprechenden ischämischen Gewebsschädigungen mit entsprechenden Spätfolgen führen kann. Der CPP errechnet sich aus der Differenz zwischen dem mittleren arteriellen Blutdruck und dem intrakraniellen Druck und nimmt somit beim Anstieg des ICP bei unverändertem Blutdruck entsprechend ab. Für Kinder liegt die Untergrenze für den zerebralen Perfusionsdruck bei ca. 50 mmHg, für Erwachsene werden Werte von 60 oder 70 mmHg angegeben, um eine ausreichende Versorgung des Hirngewebes sicher zu stellen (23,41,66,78).

Die Sicherung eines ausreichend hohen zerebralen Perfusionsdruckes in allen Hirnarealen kann also ein entscheidender Parameter für den Therapieerfolg sein. Durch die bereits erwähnten intrakraniellen Druckdifferenzen lässt sich aber auch ein durch eine lokale ICP-Messung ermittelter CPP-Wert nicht uneingeschränkt auf die übrigen Gehirnareale übertragen (17). Bei einem mittleren arteriellen Blutdruck von 90 mmHg, was einem systolischen Druck von ca. 120 mmHg entspricht, reicht ein nur leicht erhöhter ICP von 20 mmHg aus, um den CPP auf einen kritischen Wert zu senken. Der ICP-Normalwert liegt beim horizontal gelagerten Erwachsenen meist unter 10 mmHg. Bei stehenden Erwachsenen und Kindern sind die Werte eher noch geringer oder liegen sogar leicht im negativen Bereich.

Intrakranielle Raumforderungen erzeugen entsprechend ihrer Größe und Entstehungsgeschwindigkeit eine intrakranielle Drucksteigerung. Sie können zum Beispiel nach schweren Schädel-Hirn-Traumata, Subarachnoidalblutungen und nach neurochirurgischen Eingriffen oder beim Hydrocephalus auftreten. Eine sichere und kontinuierliche Kontrolle der Druckverhältnisse im gesamten Schädelinnenraum ist somit für die Betreuung der meisten neurochirurgischen Intensivpatienten von entscheidender Bedeutung. Da es im Schädelinneren aber zu Druckdifferenzen innerhalb des Hirngewebes kommen kann (14,16), stellt sich die Frage, wie aussagekräftig die jeweils ermittelten Messwerte für die restlichen Schädelbereiche sind. Das Einbringen mehrerer Sonden an den jeweils relevanten Stellen wäre eine naheliegende Lösung. Ein schnelles und sicheres Platzieren von Messsonden in alle relevanten Gehirnareale ist aber nicht möglich. Auch die Gefahren einer direkten Traumatisierung von Hirngewebe, das steigende Infektionsrisiko bei mehrfacher Penetration der äußeren Hirnhäute und nicht zuletzt der finanzielle und technische Aufwand sind zu berücksichtigen. Trotz ständiger Verbesserung und Weiterentwicklung der zur Zeit zur Verfügung stehenden Messsysteme stellen sie alle einen Kompromiss zwischen der Invasivität der Messeinrichtung, der Sicherheit der ermittelten Messwerte und der Anwendungskosten dar. Es sind zwar in den letzten Jahren immer wieder Fortschritte in der Anwendung der verschiedenen Messmethoden zu verzeichnen, aber als ideal kann man aus vorher genannten Gründen noch keines bezeichnen (10,62).

Ebenfalls wird versucht, über weiterführende Auswertungen der Druckwerte, zum Beispiel durch computerunterstützte Interpretation der ICP-Kurven und Charakteristika der ICP-Wellen, die Aussagekraft der erhaltenen Daten zu steigern (91). Auch die Compliancemesung als erweiterte Anwendung der ICP-Messung, die erlaubt die Kompensationsreserven des Schädels für weitere Raumforderungen einzuschätzen, ist in der klinischen Erprobungsphase (64,70,72,95,96).

In vielen Bereichen der ICP-Messung wird somit noch an Verbesserungen gearbeitet. Als ideale Lösung sind nicht invasive, verlässliche und langfristig

kostengünstige Messmethoden anzustreben. Eine Möglichkeit besteht zum Beispiel darin, mit Hilfe der Ultraschalltechnik Bewegungen der Schädeldecke auszuwerten, wie es im NASA Ames Research Center untersucht wird (35,36). Mit transkranieller Dopplersonografie versucht man CPP-Werte zu bestimmen (24). Auch andere Verfahren erscheinen denkbar und lassen weitere völlig neue Messmethoden erwarten (75).

## **2.4 Zusammenfassung**

Die intrakranielle Druckmessung stellt in der neurochirurgischen Intensivmedizin ein weitgehend routinemäßig durchgeführtes Diagnoseverfahren dar. Die Druckmessung innerhalb eines Seitenventrikels gilt dabei immer noch als Goldstandard, wenn man einen Wert für die Drucksituation im gesamten Kopf ermitteln will. Ist aus therapeutischen Gründen eine Punktion der Ventrikel schon indiziert, bietet sich die intraventrikuläre Druckmessung auch an. Trotzdem wird immer wieder versucht mit weniger invasiven Messmethoden ähnlich verlässliche Messungen durchzuführen. Insbesondere im Punkt der Messwertsicherheit bei Langzeitmessungen konnten sie sich aber noch nicht gegen die invasiveren Messmethoden durchsetzen. Die Art der Druckmessung ist somit auch vom vorliegenden Befund abhängig. In kritischen oder unklaren Fällen kann auch eine Doppelmessung, eventuell mit verschiedenen Messsystemen, hilfreich sein.

An ein sicheres Monitoring der neurochirurgischen Intensivpatienten durch Überwachung der abgeleiteten Druckwerte mit weitgehendem Verzicht auf die Kontrolle der anderen klinischen Symptome ist zur Zeit noch nicht zu denken.

Die in diesem Kapitel aufgeführten Untersuchungen geben einen Überblick über die Entwicklung der intrakraniellen Druckmessung mit ihrer klinischen Relevanz. Zusätzlich wurden die bis heute nicht völlig eliminierten Probleme angesprochen und Aussichten für weitere Entwicklungsbereiche aufgezeigt. Im folgenden Kapitel werden dem Leser die physikalischen und anatomischen Grundlagen der Thematik erläutert.

## 3 Grundlagen

### 3.1 Einführung in das Kapitel

In diesem Kapitel werden zuerst die physikalischen Grundlagen erläutert, deren Gesetzmäßigkeiten Körper in vivo und in vitro unterliegen. Es werden die für den Versuch relevanten physikalischen Komponenten beschrieben und deren Zusammenhänge erklärt. Der zweite Abschnitt befasst sich mit den anatomischen Grundlagen, die das Material, das Volumen und die räumlichen Strukturen für die weitere Betrachtung vorgeben. Am Ende dieses Abschnittes wird kurz auf die aus diesen Vorgaben entstehenden Druckphänomene eingegangen.

### 3.2 Physikalische Grundlagen

Die Gestaltänderung fester Körper ist stets die Folge einer einwirkenden Kraft. Elastische Körper nehmen die ursprüngliche Gestalt wieder an, wenn die verformende Kraft nicht mehr wirksam ist. Bei kleineren Änderungen trifft das für die meisten Körper entsprechend ihres Elastizitätsmoduls zu, bei größeren einwirkenden Kräften und Gestaltänderungen kommt es aber zu bleibenden, plastischen Veränderungen oder Zerstörung des Materialgefüges. Der Zusammenhang zwischen elastischer Verformung und der dafür notwendigen Kraft kann linear (einfach proportional) oder nicht linear sein. Bei nicht linearem Zusammenhang steigt die aufzuwendende Deformationskraft  $F$  unproportional stärker an als die Deformationsänderung  $\Delta l$  (37).

Wie im dritten Newtonschen Axiom formuliert erzeugt jede Kraft eine ihr entgegengerichtete Kraft gleichen Betrages (actio = reactio). So entsteht auch bei der von einer Kraft (actio) bewirkten elastischen Deformation eines Körpers eine elastische Gegenkraft gleichen Betrages (reactio). Für manche Zusammenhänge

ist es anschaulicher, nicht die angreifende Kraft, sondern die jeweilige elastische Rückwirkung zu betrachten. Die sich entwickelnden Kräfte wachsen solange an, wie der Körper weiter verformt wird. Bei nicht linearem Zusammenhang ist eine Ermittlung des Elastizitätsmoduls  $E$  als Materialkonstante nicht möglich, kann aber bei der Beschreibung der Materialeigenschaften in den verschiedenen Deformationsstadien sehr nützlich sein.

Es gilt:

$$E = F / \Delta l$$

Verformungen fester Körper werden im elastischen Bereich durch die Kombination von Volumenelastizität, Dehnungselastizität und Schubelastizität dargestellt. Sie stellen die als Spannung im Körper gespeicherte bzw. zur Rückstellung oder Erzeugung der messbaren Gegenkräfte notwendige Energie dar. Für  $\Delta l$  müsste also korrekterweise  $\Delta X$  als Symbol für die verschiedenen, an der Verformung beteiligten Phänomene eingesetzt werden. Da es aber in späteren Betrachtungen von Materialeigenschaften um eine Längenänderung geht, wurde in den nachfolgenden Untersuchungen ausschließlich dieser Teil der Deformation betrachtet.

Beim Gehirngewebe selbst handelt es sich um ein eher als elastisch einzuordnendes Material. Bei Verformungen innerhalb des Gewebes bilden sich daher Spannungen mit entsprechenden Kraftvektoren. Die Summe der im Material auftretenden Spannungen entspricht der Gegenkraft, die die Spannung auslöst. Übt man aber auf ein elastisches Material, das sich in einem abgeschlossenen Raum befindet, der keine Verformungen und somit keine Spannungen innerhalb des Materials entstehen lässt, einen Druck (Kraft) aus, so würde es den Druck gleichmäßig in alle Richtungen weitergeben. Im spannungsfreien Ruhezustand verhält es sich daher eher wie eine Flüssigkeit. Betrachtet man hierzu noch einmal die Formel zum Elastizitätsmodul lässt sich leicht erkennen, dass bei keiner oder nur sehr geringer Deformation  $\Delta l$  und geringem Elastizitätsmodul keine Spannungen im Material und somit keine Gegenkräfte aus dem Material selber zu



erwarten sind. Da die Volumenelastizität des Materials vernachlässigbar klein ist, wird der gesamte Druck gleichmäßig auf die Innenwände des begrenzenden Raumes übertragen. Im ganzen Raum herrscht somit der gleiche Druck. Sobald es aber zu einer Bewegung innerhalb des Materials kommt treten auch entsprechende Spannungen und Druckdifferenzen innerhalb des Materials auf. Beim menschlichen Schädelvolumen handelt es sich allerdings um eine Kombination aus zwei Flüssigkeiten (Blut und Liquor) und einem als nicht linear elastischem Festkörper einzuordnenden, inhomogenen Gehirngewebe. Eine Zuordnung dieser Materialkombination zu einer bestimmten Materialart ist demnach eigentlich nicht möglich.

Der Druck ist eine physikalische Zustandsgröße.

Es gilt:

$$\text{Druck } p = \frac{\text{Kraft } F}{\text{Fläche } A}$$

In der Hydrostatik ist der Vektor Stempeldruck definiert als der Quotient aus dem Vektor Stempelkraft und dem Skalar Stempelfläche. Dabei steht die Kraft senkrecht zur Stempelfläche.

Der Schweredruck in einer Flüssigkeit der Dichte  $\rho$  hängt von der darüberliegenden Flüssigkeitshöhe  $h$  und der Fallbeschleunigung  $g$  ab.

Es gilt:

$$p = \rho \cdot g \cdot h$$

Die SI-Einheit für den Druck ist Pascal (Pa). In der Medizin sind auch die Einheiten mmHg beziehungsweise cmH<sub>2</sub>O gebräuchlich.

Zur Umrechnung wird folgende Formel verwendet:

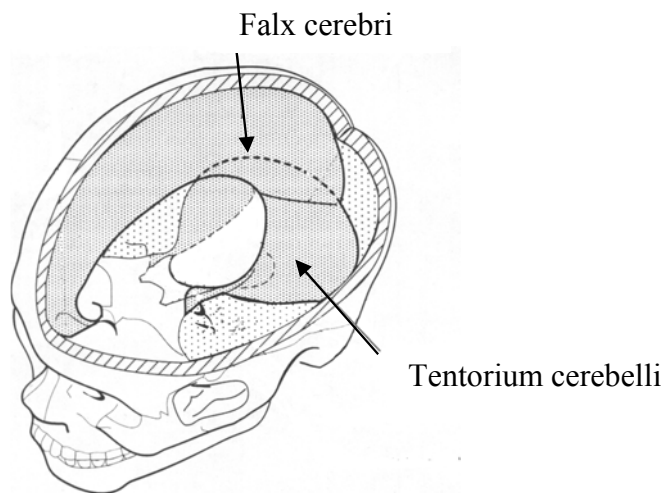
$$1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2 \quad - \quad 1 \text{ N/m}^2 = 0,0075 \text{ mmHg} \quad - \quad 1 \text{ mmHg} = 1,36 \text{ cmH}_2\text{O}$$

### 3.3 Anatomische und physiologische Grundlagen

Das durchschnittliche Schädelvolumen beträgt ca. 1400 bis 1800 ml (6,28). Der Schädelinnenraum wird mit Ausnahme des Foramen magnum und ansonsten nur kleineren Öffnungen komplett vom knöchernen Schädel umschlossen. Durch drei Scheidewände wird das Volumen unvollständig unterteilt. Hierbei handelt es sich um:

1. Das Kleinhirnzelt (Tentorium cerebelli), welches den Schädelinnenraum in den supra- und infratentoriellen Raum teilt.
2. Die Hirnsichel (Falx cerebri), die den supratentoriellen Raum in einen rechten und einen linken Anteil unterteilt.
3. Die Kleinhirnsichel (Falx cerebelli), die den infratentoriellen Raum in einen rechten und einen linken Anteil unterteilt.

Die Scheidewände sind Anteile der Dura mater, welche die gesamte Schädelkapsel von innen auskleidet. Sie besteht hauptsächlich aus trajektorieell angeordneten, kollagenen Fasern, denen nur wenige elastische Fasern beigemischt sind. Die Fasern bilden so eine bindegewebige Verstrebung der Schädelkapsel, wodurch deren Stabilität noch erhöht und die Lage der großen Hirnteile gesichert wird. Da sie den Schädelinnenraum aber nur unvollständig unterteilen, bleiben Verbindungen zwischen den rechten und linken bzw. supra- und infratentoriellen Gehirnanteilen bestehen. Die verbleibenden Verbindungen zwischen den rechten und linken Anteilen sind mit ca. 8,5 cm in der Länge und ca. 5,5 cm in der Höhe relativ groß. Die Öffnung zwischen supra- und infratentoriellem Anteil für den Durchtritt des Hirnstammes, die Incisura tentorii, ist mit einer durchschnittlichen Breite von 3 cm und einer Länge von 4,7 cm relativ eng (43,44) (siehe Abb. 3.1).



**Abbildung 3.1: Segmentierung des Schädelinnenraums**

Durch die intrakraniellen Scheidewände wird der Schädelinnenraum in Kompartimente unterteilt und die Beweglichkeit der Gehirnmasse eingeschränkt

Das intrakranielle Volumen besteht aus drei Komponenten:

1. Hirngewebe
2. Liquor
3. Blut

Es handelt sich also um zwei Flüssigkeiten und eine weitgehend als elastischen Körper einzuordnende Masse. Flüssigkeiten sind verformbar aber weitgehend nicht komprimierbar. Elastische Körper sind auch nur schwer komprimierbar, lassen sich aber nicht ohne Aufbau von inneren Spannungen oder Veränderung ihres strukturellen Aufbaus verformen. Das intrakranielle Blutvolumen beträgt ca. 100-150 ml, wobei der variable Anteil nur ca. 50-60 ml ausmacht. Die Liquormenge beträgt etwa 150 ml.

Es gilt die von Burrows 1846 formulierte Monro-Kellie-Doktrin über die Konstanz der intrakraniellen Volumina (15,92):

$$V \text{ Hirngewebe} + V \text{ Liquor} + V \text{ Blut} = V \text{ intrakraniell}$$

Raumforderungen im Schädelinneren müssen daher zur Verdrängung einer anderen Komponente führen. Ist diese Kompensation nicht möglich kommt es zu einer intrakranielle Drucksteigerung. Geringe akute Volumenzunahmen können durch Verlagerung von Liquor in den Spinalraum und eine geringe Abnahme des intrakraniellen Blutvolumens ausgeglichen werden. Bei weiterer Zunahme der Raumforderung kommt es zu einem starken Druckanstieg und größeren Masseverschiebungen.

Der physiologische intrakranielle Druck beträgt beim liegenden und entspannten Erwachsenen 5-15 mmHg. Im Stehen kann der Druck auch negative Werte annehmen, beim Husten, der Bauchpresse oder beim Valsalvaversuch (pressen bei geschlossener Stimmritze) sind dagegen kurzfristig Druckwerte von bis zu 75 mmHg möglich (51).

Ein erhöhter intrakranieller Druck hat direkte Auswirkung auf die Hirndurchblutung. Der zerebrale Perfusionsdruck (CPP) ergibt sich aus der Differenz zwischen mittlerem arteriellen Blutdruck (MAP) und dem Hirndruck (ICP).

$$CPP = MAP - ICP$$

Bei einem zerebralen Perfusionsdruck unter 50 mmHg wird das Hirngewebe nur noch unzureichend mit Blut und somit auch mit Sauerstoff versorgt. Die Werte in der Literatur variieren hier zwischen 40 und 70 mmHg (58,78)

Neben dem allgemeinen Hirndruck beschreibt Gaab den gerichteten Hirndruck (28). Bei rasch wachsender lokaler Raumforderung entstehen Druckdifferenzen zwischen beiden Hemisphären, zur hinteren Schädelgrube und zum Spinalraum. Diese Druckgradienten führen zu Verlagerungen der Hirnmasse in Richtung caudal und somit zu Einklemmungen des Hirnstammes an den Engstellen im Bereich der incisura tentorii und dem foramen magnum. Gaab berichtet über Druckdifferenzen von bis zu 80 mmHg (29).

Die Existenz der Druckgradienten wurde lange kontrovers diskutiert (79,80). Lanfitt untersuchte bereits 1964 intrakranielle Druckgradienten an Affen, nachdem er künstliche Raumforderungen schuf. Er beobachtete Druckunterschiede bis zu 30 mmHg (46,47). In weiteren Tierversuchen wurden immer wieder Druckgradienten zwischen den Hemisphären und besonders zwischen dem supra- und infratentoriellen Raum ermittelt (14,93,94).

Auch am Menschen wurden immer wieder Untersuchungen und Messungen zu intrakraniellen Druckdifferenzen durchgeführt. Marshall et al maßen an 16 Patienten bilateral den subarachnoidalen Liquordruck und fanden zehnmal die gleichen Messwerte, dreimal Differenzen zwischen 5 und 10 mmHg, sowie dreimal Differenzen zwischen 10 und 20 mmHg (56). Broaddus et al maßen an dreizehn Patienten mit Schädel-Hirn-Trauma und zwei Patienten mit intrakranieller Blutung mit zwei bilateralen epiduralen Druckaufnehmern(13). Dabei ergaben sich in 47% der Messungen Druckdifferenzen von 10 mmHg oder mehr. Das Vorhandensein von intrakraniellen Druckdifferenzen ist somit ein allgemein anerkanntes Phänomen.

### **3.4 Zusammenfassung**

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass der menschliche Schädel ein komplexes, aus verschiedenen Komponenten bestehendes Drucksystem darstellt. Die Anwesenheit unterschiedlicher Gewebequalitäten und die Beteiligung zum Teil dynamischer Flüssigkeitssysteme, wie dem Blutsystem, machen rein theoretische Betrachtungen und Berechnungen nahezu unmöglich. Auch die Unterteilung der nahezu starren Schädelkapsel durch die intrakraniellen Septen stellt einen wichtigen aber schwer festzulegenden Faktor bei der Druckverteilung dar.

Die einzelnen Vorgänge unterliegen natürlich den unter 3.2 beschriebenen physikalischen Gesetzmäßigkeiten, die aber für Überlegungen und Aussagen, die das ganze System betreffen, nur begrenzt hilfreich sind.

Bei jeder Hirndruckmessung muss also von der Möglichkeit ausgegangen werden, dass zum Teil erhebliche intrakranielle Druckdifferenzen vorliegen können. Die Verteilung und die Größe der lokalen Druckverhältnisse wird durch die Gewebeeigenschaften des Gehirns beziehungsweise dessen Verhalten in den beschriebenen anatomischen Strukturen des Schädels bestimmt (80,82,90).

Die in diesem Kapitel erläuterten physikalischen und anatomischen Grundlagen erklären die Rahmenbedingungen und allgemeinen Gesetzmäßigkeiten, denen die durch eine Volumenforderung entstandene Druckentwicklung im menschlichen Schädel unterliegt. Im nächsten Kapitel werden die im Versuch benutzten Materialien und die Art der Versuchsdurchführung beschrieben.

## **4 Material und Methode**

### **4.1 Einführung in das Kapitel**

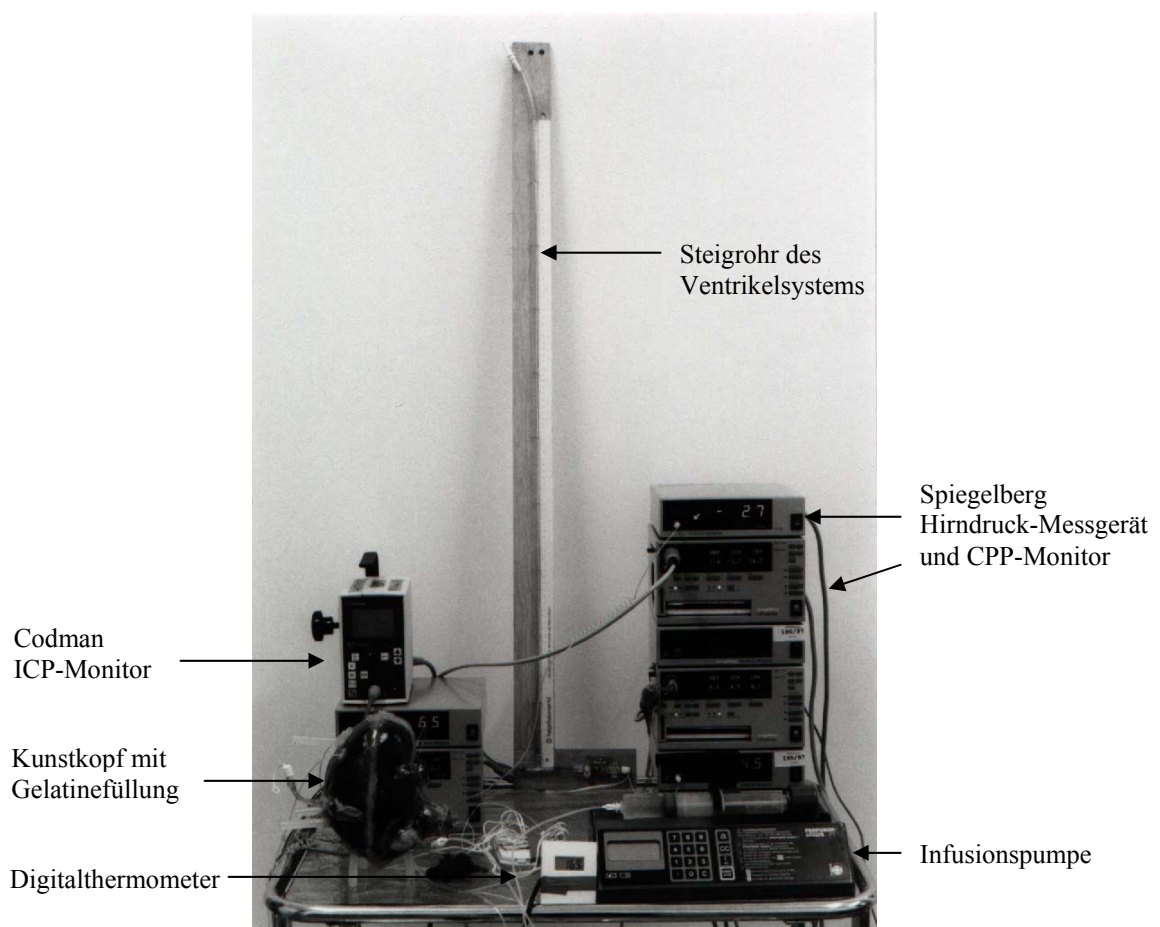
In diesem Kapitel wird zunächst der Versuchsaufbau in seiner Gesamtheit vereinfacht dargestellt, um dem Leser einen Überblick über die Anordnung der Grundkomponenten zu verschaffen. Im Weiteren werden die einzelnen Komponenten und ihre Aufgabe innerhalb des Versuchsaufbaus erläutert. Der vorletzte und umfangreichste Abschnitt beschreibt die Versuche zur Ermittlung des Ersatzmaterials für die Gehirnmasse, welches im Modellversuch verwendet wurde. Zum Schluss des Kapitels wird das allgemeine Vorgehen und die bei allen Versuchen eingehaltenen Bedingungen erläutert.

### **4.2 Versuchsaufbau**

In einem mit G. Brinksmeier für diesen Versuch entwickelten Kunststoffmodell des menschlichen Schädels wurden fünf Drucksonden integriert (12). In die vordere Schädelkalotte und im Bereich der hinteren Schädelgrube wurden jeweils rechts und links durch entsprechende Bohrlöcher vier Luftkammersonden (Spiegelberg® Typ I) in die Wandungen des Schädelmodells eingesetzt. An der Kante der Tentoriumspalte (Klivoskante) wurde ein Katheter-Tipmanometer (Codman® Microsensor) in den Kunststoff eingelassen. In den oberen Hemisphären stellten zwei Ballons ein vereinfachtes Ventrikelsystem nach. Das Ventrikelvolumen stand mittels eines Schlauchs mit einem sechsten Druckaufnehmer (Statham® Druckwandler) und einem mit Wasser gefüllten und mit Markierungen versehenen Steigrohr in Verbindung. Die Druckwerte an den Sonden wurden mit den entsprechenden Messgeräten dargestellt. Zur Aufzeichnung der Messdaten wurden sie über Spiegelberg CPP-Monitore an drei zeitlich parallelisierte Computer weitergeleitet. Im rechten infratentoriellen

Schädelkompartiment simulierte ein von außen zu befüllender Gummiballon eine intrakranielle Raumforderung.

Das Hirngewebe wurde durch Gelatine, deren Konsistenz durch experimentelle Vorversuche zu bestimmen war, ersetzt. Ein Digitalthermometer überwachte während der Versuchsdurchführung die Innen- und Außentemperatur des Modellschädels. Die folgende Abbildung zeigt einen Überblick über den gesamten Versuchsaufbau (siehe Abb. 4.1).



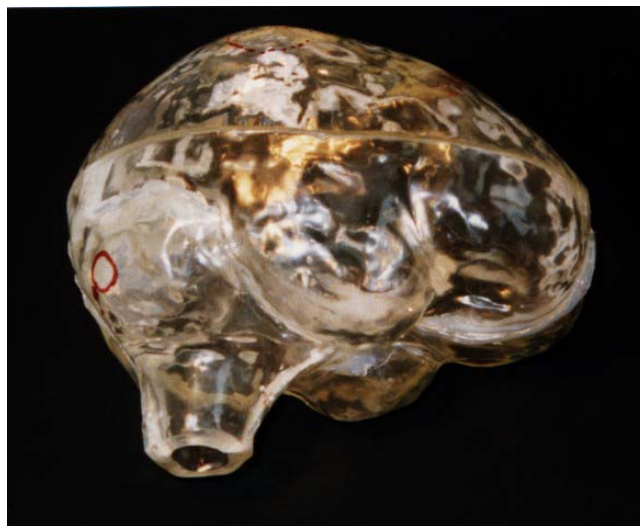
**Abbildung 4.1: Versuchsaufbau ohne Computer**

Die Fotografie des gesamten Versuchsaufbaus zeigt den gefüllten Kunstkopf, vier Spiegelberg Hirndruck-Messgeräte, einen Codman ICP-Monitor, ein mit Wasser gefülltes Steigrohr mit Verbindung zu den simulierten Ventrikeln, drei Spiegelberg CPP-Monitore, ein Digitalthermometer und die Infusionspumpe. Die angeschlossenen Computer zur Datenaufzeichnung sind nicht abgebildet.



### 4.3 Schädelmodell

Zur Durchführung der Druckversuche musste zunächst ein Modellschädel konstruiert werden. Der Modellschädel wurde in Anlehnung an einen Anatomie Lernschädel (Marcus Sommer, Somso-Modelle, Coburg) konstruiert. Genauere Spezifikationen und eine detaillierte Beschreibung der Herstellung werden in der Arbeit von Guido Brinksmeier (12) erläutert. Hier wird nur kurz auf die Anfertigung eingegangen. Zunächst wurde unter zur Hilfenahme einer Abformung der Schädelstrukturen des Lernschädels und unter Berücksichtigung metrischer Angaben des Anatomen J. Lang (43,44,45) eine Gussform hergestellt. Mit dieser Form wurde eine modifizierte Schädelkapsel mit Epoxy-Vergießharz angefertigt (siehe Abb. 4.2). Um das Schädelinnere zugänglich zu machen wurde die Schädelkapsel im größten horizontalen Durchmesser in eine obere und eine untere Hälfte getrennt. Die Unterteilungen des Schädelinnenraums durch Falx und Tentorium wurde durch eine entsprechend geformte, dünne Plexiglasscheibe und eine Modelation aus Epoxy-Harz nachgestellt und fest in die untere Schädelhälfte eingesetzt. Das Foramen magnum wurde in dem für diesen Versuch modifizierten Schädelmodell leicht trichterförmig verlängert.



**Abbildung 4.2: Schädelkapsel aus Epoxy-Vergießharz**

Fotografie der aus Epoxy-Vergießharz hergestellten Schädelkapsel von disto-caudal

#### 4.4 Ventrikelsystem

Das stark vereinfachte Ventrikelsystem wird durch zwei längliche, zentral in den beiden Hemisphären angebrachte, Ballons dargestellt. Die Ballons stehen über durch Draht verstärkte Kunststoffröhrchen mit dem Schädeläußeren in Verbindung. Durch diese Röhrchen werden sie in ihrer Position gehalten. Der Innendurchmesser der Röhren beträgt vier Millimeter. Die Ventrikel stehen über einen Y-förmigen Steckverbinder untereinander und durch einen am dritten Steckplatz angeschlossenen Verbindungsschlauch mit einem Statham-Druckaufnehmer und einem Steigrohr in Verbindung. Der Innendurchmesser der Schlauchverbindungen beträgt ebenfalls vier Millimeter. Das auspressbare Volumen der Ventrikel umfasst 33 ml. Das externe Statham-Element liegt bei Versuchsdurchführung auf gleicher Höhe wie die Ventrikel und misst somit den Ventrikellinnendruck. Eine Höhendifferenz zwischen Ventrikel und Druckaufnehmer würde die vorliegenden Druckwerte um den durch die Wassersäule bedingten hydrostatischen Druck verfälschen. Am angeschlossenen Steigrohr kann der Ventrikellinnendruck in Zentimeter-Wassersäule abgelesen werden. Der Innendurchmesser des Steigrohres beträgt sechs Millimeter. Der Druck im System steigt durch das Auspressen in die Wassersäule kontinuierlich an. Der Druckanstieg beträgt pro ausgepresstem Milliliter 3,54 cmH<sub>2</sub>O.

#### 4.5 Sondensysteme

Im Versuch wurden als Hirndruckmesssysteme die Spiegelberg- und Codman-Messeinheiten, die bereits seit mehreren Jahren klinisch eingesetzt werden, verwendet. Die im Modellversuch verwendeten Geräte wurden zum Teil von der Universitätsklinik Münster zur Verfügung gestellt. Die restlichen Geräte stellte die Firma Spiegelberg. Der Statham-Druckaufnehmer, der zur Ventrikeldruckmessung benutzt wurde, stammt ebenfalls aus dem Klinikbestand. Bei allen Messsystemen handelt es sich um handelsübliche Druckwandler, die ohne Modifikation im Modellversuch zum Einsatz kamen. Die beiden Hirndruckmessgeräte führen automatisch oder nach manueller Aufforderung einen

Nullpunktgleich und eine Kalibrierung durch. Der Statham-Druckaufnehmer wurde über den CPP-Monitor von Spiegelberg abgeglichen.

#### **4.5.1 Spiegelberg®-Messeinheit**

Die Druckmessung wird bei der Spiegelberg-Sonde Typ I (Spiegelberg, Hamburg) über ein Luftkammer-System durchgeführt. Das Luftkammer-System besteht aus einem Hohlkörper aus Kunststoff, der an seiner dem Messgebiet zugewandten Seite durch eine dünne Membran abgeschlossen ist (Luftkammersonde) sowie einem Schlauch, der mit einem Druckaufnehmer verbunden ist. Der Druckaufnehmer befindet sich zusammen mit der Messelektronik und der Vorrichtung zur Füllung der Luftkammer im Hirndruck-Messgerät. Der intrakranielle Druck wird über die dünne Kunststoffmembran der Sonde auf die Luft im Kammersystem übertragen und vom Druckaufnehmer in elektrische Signale umgesetzt. Auf der Digitalanzeige des Gerätes wird der Druck angezeigt. Die Werte werden an den CPP-Monitor von Spiegelberg weitergeleitet. Hier können die Messwerte aufgezeichnet und mit den MAP-Werten zum CPP verrechnet werden. Für das Messsystem stehen verschiedene Sondenformen zur Verfügung. Im Modellversuch wurde nur der pilzförmige Sondentyp I verwendet. Die Sonde wird durch ein im Durchmesser 11 mm großes Bohrloch in den epiduralen Raum eingebracht. Mit einem schmalen Kunststoffkragen hakt sie sich unter der Knochenkante des Bohrloches ein. Beim Einschalten und regelmäßigen Intervallen gleicht das Messgerät den Nullpunkt zur Atmosphäre ab, so dass nicht manuell nachkalibriert werden muss (21,83)

#### **4.5.2 Codman®-Messeinheit**

Das Codman-System (Johnson & Johnson Professional, Raynham, USA) besteht aus einer Halbleitermembran in einem Miniatur-Drucksensor (Tip-Transducer). Der Mikrosensor befindet sich am Ende eines Nylonkatheters und wandelt den auf ihn einwirkenden Druck in ein elektrisches Signal um. Die Verarbeitung und

Darstellung der Werte erfolgt über den digitalen ICP Express Monitor von Codman. Die Sonde kann zur subduralen, parenchymalen und intraventrikulären Messung eingesetzt werden (53,61). Der ICP Express steht beim Versuchsaufbau über ein Interfacekabel mit dem CPP-Monitor von Spiegelberg in Verbindung. Die ermittelten Werte erscheinen hier anstelle des MAP-Wertes auf der Digitalanzeige.

#### **4.5.3 Statham®-Messeinheit**

Der Statham-Druckwandler ist, wie die Hirndrucksonden, ein mechano-elektrischer Druckwandler und wird in der Klinik zur invasiven Blutdruckmessung eingesetzt. Er wandelt die auf ein Halbleiterelement einwirkenden Druckänderungen in entsprechende elektrische Signale um. Über ein Interfacekabel kann er direkt an den CPP-Monitor angeschlossen werden. Hier können die von ihm gelieferten Werte auf die anderen Messsysteme kalibriert und über das Display angezeigt werden. Die durch die Statham-Messeinheit ermittelten Druckwerte können direkt durch den Wasserstand in der hinter dem Druckaufnehmer angeschlossenen Wassersäule überprüft werden.

#### **4.6 Lage der Messsonden**

Die Spiegelbergsonden sind durch 11 mm große Bohrungen in der Schädelkalotte des Kunstkopfes eingebracht und von hinten mit Zweikomponentenkleber fixiert. Die oberen Spiegelbergsonden liegen im vorderen Bereich der Hemisphären ungefähr 60 mm vom vordersten Punkt des Schädels nach hinten und 35 mm seitlich der Sagittalen. Die unteren Spiegelbergsonden wurden in der hinteren Schädelgrube unter dem Kleinhirnzelt 45 mm vor der hinteren Schädelkante und 25 mm seitlich der Sagittalebene platziert. Die Codman-Sonde ist in der linken Kante der Tentorienspalte, 10 mm von der vorderen Begrenzung der Spalte, positioniert. Ihre Sensorfläche liegt flach in der Kante eingelassen und ist nach cranial gerichtet. Der Statham Druckwandler ist zusammen mit dem Steigrohr am

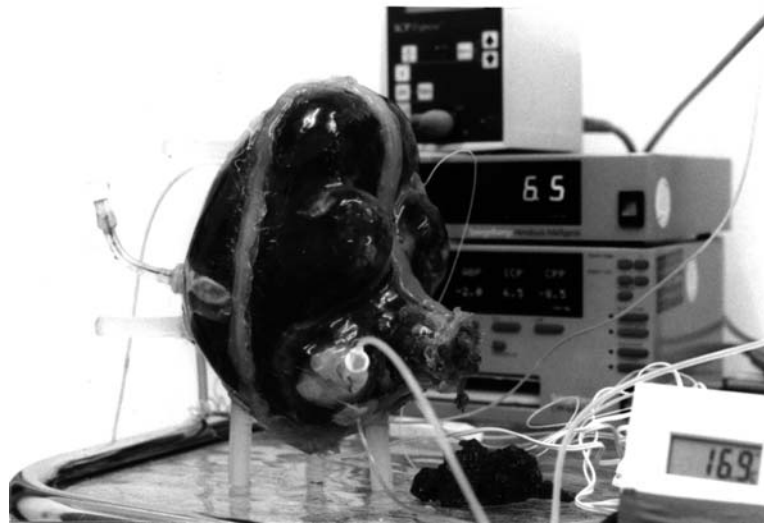
Ablaufschlauch des Ventrikelsystems angeschlossen und liegt somit außerhalb der Schädelkapsel. Er wird während der Versuchsdurchführung auf Höhe der Ventrikel platziert.

#### **4.7 Simulation der infratentoriellen Raumforderung**

Im Versuch wird eine infratentorielle Raumforderung durch einen von außerhalb des Versuchschädels zu befüllenden Gummiballon nachgeahmt. Der Ballon liegt im rechten, infratentoriellen Kompartiment und wird durch seine drahtverstärkte Zuleitung nahe der Schädelwandung positioniert. Über eine Infusionspumpe (Perfusor Secura, Braun®) wird mit einer definierbaren Geschwindigkeit Wasser in den Ballon gepumpt. Im Versuch wurde eine Füllgeschwindigkeit von 30 ml/h und 50 ml/h eingestellt. Durch das einfließende Wasser dehnt sich der Ballon aus und vergrößert sein Volumen entsprechend dem von extrakranial eingepumpten Wasservolumens.

#### **4.8 Temperaturkontrolle**

Zur Temperaturkontrolle während der Versuchsdurchführung wurde ein handelsübliches Digitalthermometer zur Innen- und Außentemperaturmessung verwendet. Die Temperatursonde für die Messung der Außentemperatur wurde zur Temperaturbestimmung innerhalb der Gelatinefüllung zentral im Bereich oberhalb des Tentoriums platziert. Auf dem Display (siehe Abb. 4.3) kann die Umgebungstemperatur und die Kerntemperatur des Versuchsschädels abgelesen werden.

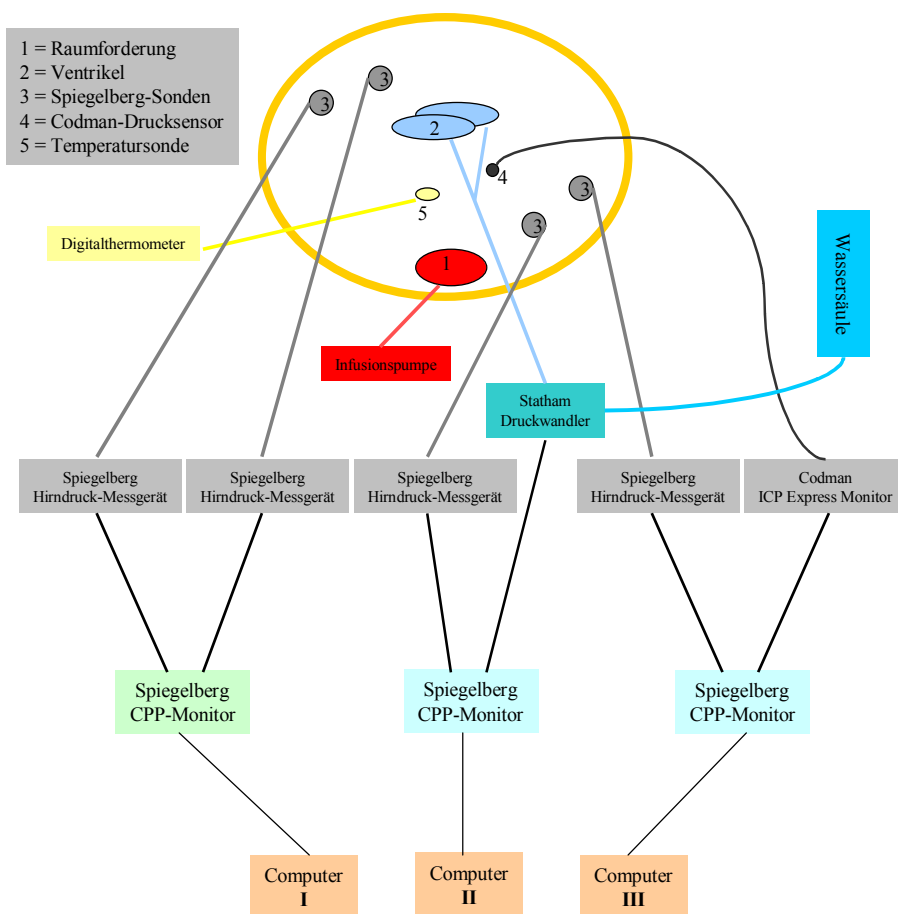


**Abbildung 4.3: Gefüllter Versuchsschädel**

Fotografie mit gefülltem Kunstkopf, Digitalthermometer und Hirndruckmessgeräten im Hintergrund. Während der Versuchsdurchführung tritt Gelatine am offenen, simulierten Foramen magnum aus.

#### **4.9 Verarbeitung und Aufzeichnung der Messwerte**

Die Messgeräte der einzelnen Sonden beziehungsweise der Statham Druckwandler wurden an drei Spiegelberg CPP-Monitore angeschlossen. Da der CPP-Monitor auch für die Erfassung des Blutdruckes ausgelegt ist, kann an dem noch freien zweiten Kanal neben dem Messgerät der Hirndrucksonde ein weiteres Messgerät angeschlossen werden. Die Messwerte von jeweils zwei Drucksonden werden somit über einen CPP-Monitor angezeigt und können über einen Schreiber als Druckkurve ausgegeben werden. Zur besseren und erleichterten Datenverarbeitung wurde jeder Monitor mit einem Computer vernetzt, der jede Sekunde einen Druckwert pro Sonde aufzeichnet. Die drei Computer waren zeitlich parallelisiert, damit die getrennt aufgezeichneten Druckwerte in der weiteren Datenverarbeitung zeitlich richtig zugeordnet werden können. Die Verbindungen der einzelnen Komponenten werden grafisch in der Abbildung 4.4 dargestellt.



**Abbildung 4.4: Schematischer Versuchsaufbau**

Schematische Darstellung der Anschlüsse des Versuchsschädels (gelber Kreis) über luftgefüllte (grau) und wassergefüllte (blau, rot) Schlauchsysteme oder elektrische Leitungen (schwarz, gelb) an die entsprechenden Geräte und deren weiteren Verbindungen.

#### 4.10 Ersatzmaterial für Gehirnmasse

Eine Hauptaufgabe in der Versuchsentwicklung bestand darin, ein Ersatzmaterial für die Gehirnmasse zu finden. Es sollte möglichst ähnliche Materialeigenschaften wie die Gehirnmasse aufweisen und sich, um mehrfache Versuche mit dem Kunstkopf durchführen zu können, leicht einbringen und auch wieder entfernen lassen. Die Literaturrecherchen ergaben keine verwertbaren Angaben zu Materialeigenschaften, die eine Auswahl oder ein Abgleichen des Ersatzmaterials ermöglicht hätten. Konkrete physikalische Messwerte eines inhomogenen Organgewebes, wie es durch das Gehirn dargestellt wird, zu ermitteln, stellt ein

Problem dar, insbesondere wenn mit den ermittelten Werten ein homogenes Ersatzmaterial abgeglichen werden soll. Ein direkter Vergleich von mechanischen Eigenschaften der verschiedenen Medien unter möglichst gleichen Versuchsbedingungen wurde als eine für unsere Versuche ausreichende und aussagekräftige Methode eingestuft. Da das Verhalten der Materialien unter Druckeinwirkung von zentraler Bedeutung für die weiteren Versuche war, wurde somit ein vergleichender Drucktest der verschiedenen Medien durchgeführt.

Um die Materialeigenschaften von Gehirn grob zu definieren wurden Druckversuche mit schlachtfischem Schweinehirn durchgeführt. Frisch entnommenes, menschliches Gehirngewebe, zum Beispiel Tumorgewebe, stand nicht in ausreichender Menge zur Verfügung. Auch das Heranziehen von Versuchstieren zur Gewebeentnahme ist in diesem Stadium der Grundlagenforschung ethisch nicht vertretbar. Das Schweinehirn wurde nach Frischentnahme im Schlachthof während des Transportes für eine Stunde bei 4°C gekühlt.

Als Ersatzmedium für die Gehirnmasse wurde Gelatine mit fünf unterschiedlichen Konzentrationen und den damit entsprechend unterschiedlichen Konsistenzen benutzt. Mit Hilfe der im nächsten Punkt beschriebenen Werkstoffprüfmaschine wurden vergleichende Stempeldruckversuche durchgeführt, die im Folgenden noch weiter erläutert werden.

#### **4.10.1 Werkstoffprüfmaschine**

Zum Vergleich der Materialeigenschaften von Gehirn und Gelatine wurden entsprechend vorbereitete Prüfkörper in der Wolpert Werkstoffprüfmaschine (Otto Wolpert-Werke, Ludwigshafen/Rhein) einem Drucktest unterzogen. Mit der Prüfmaschine ist es möglich, einen Druckstempel mit konstanter Geschwindigkeit auf einen Prüfkörper zu fahren und die, im Verhältnis zur zurückgelegten Strecke, vom Prüfkörper erzeugte Gegenkraft aufzuzeichnen. Um mit den Ergebnissen eine vergleichbare Aussage über die verschiedenen Materialien machen zu können



müssen Form und Volumen der Prüfkörper möglichst übereinstimmen. Es wurden Versuche mit zwei verschiedenen Prüfkörpergrößen durchgeführt (siehe Abschnitt 4.10.2). Die Auflagefläche des Druckstempels war kreisrund und betrug bei den Prüfkörpern der Größe A 6,42 cm<sup>2</sup> und bei der Größe B 2,66 cm<sup>2</sup>. Bei beiden Prüfstempeln waren die äußeren 1,5 mm zum Rand der Auflagefläche viertelkreisförmig abgerundet. Die Oberfläche der aus Kunststoff hergestellten Prüfstempel war glatt poliert, ohne erkennbare Oberflächenstruktur. Die vom Gerät gemessenen Gegenkräfte wurden an einen zum Prüfgerät gehörenden Schreiber weitergeleitet und in Abhängigkeit zur gefahrenen Strecke in Newton aufgezeichnet.

#### **4.10.2 Prüfkörper**

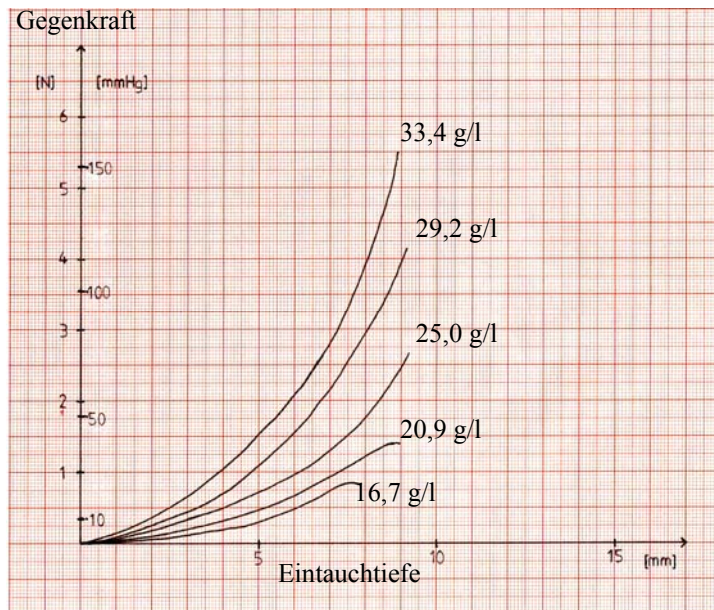
Die Form und die Größe der Prüfkörper wurden entsprechend der Größe der zur Verfügung stehenden Gehirnhälften gewählt. Eine Quaderform erschien aufgrund ihrer guten Reproduzierbarkeit als geeignet. Die Materialien wurden in den Prüfkörpergrößen A (38 mm x 35 mm x 18 mm) und B (20 mm x 20 mm x 11 mm) getestet. Die Gelatine wurde bei 17°C, das Gehirn bei Temperaturen von 20°C und 30°C gedrückt. Die Versuchstemperaturen wurden aus labortechnischen Gründen gewählt. Das Gehirn wurde in zwei verschiedenen Temperaturen getestet, um die Temperaturabhängigkeit der elastischen Materialeigenschaften abschätzen zu können. Die Gehirn-Prüfkörper der Größe A wurden nur bei 20°C getestet, da die Menge an ausreichend großen Gehirnböcken begrenzt war und ein gleichmäßiges Erwärmen der großen Proben längere Zeit in Anspruch genommen hätte. Zum Abgleichen der Gelatineblöcke mit den Gehirnproben wurden deren Materialeigenschaften in verschiedenen Konzentrationen untersucht. Die Prüfkörpergröße B wurde in den Konzentrationen 16,7 g/l, 20,9 g/l, 25,0 g/l, 29,2 g/l und 33,4 g/l getestet (siehe Abb. 4.5). Die größeren Prüfkörper A wurden bis auf die Konzentration von 16,7 g/l in den gleichen Konzentrationen wie die Prüfkörper B untersucht (siehe Abb. 4.6). Bei einer Konzentration von 16,7 g/l war die Festigkeit der Gelatine und die daraus resultierenden Messergebnisse bereits bei den kleineren Prüfkörpern zu gering.

Die Konzentrationen ergaben sich aus der ersten Testkonzentration von 16,7 g/l, was einem Blatt Gelatine pro 100 ml Wasser entspricht, sowie dem 1,25-, 1,5-, 1,75- und 2-fachen dieser Ausgangskonzentration. Mit dem Erhöhen der Konzentration nahm die Festigkeit der Gelatine merklich zu

#### **4.10.3 Drucktests mit Gelatine**

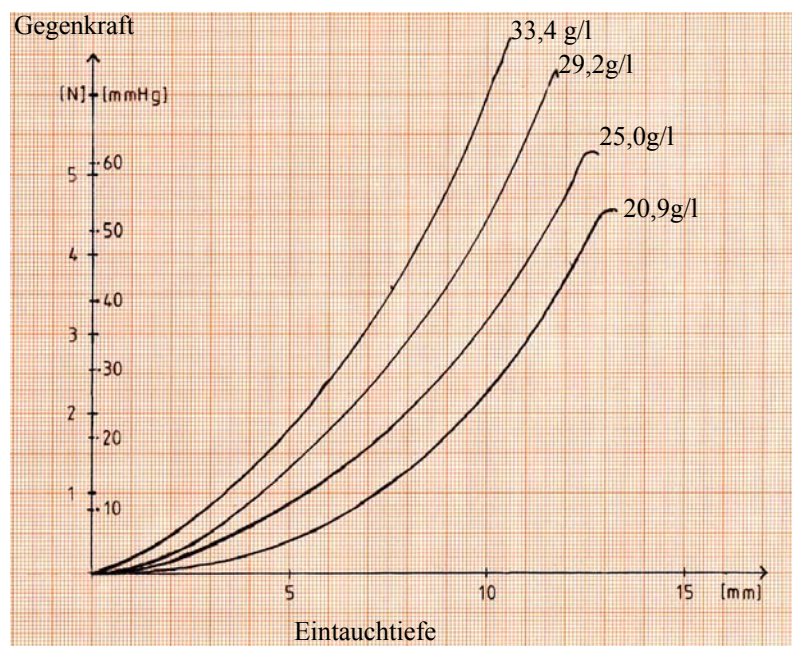
Die Prüfkörper aus Gelatine wurden in den unter 4.10.2 angegebenen Konzentrationen hergestellt und auf die entsprechende Prüfkörpergröße zurechtgeschnitten. Die angefertigten Prüfkörper wurden dann auf den Probenteller der unter 4.10.1 genannten Werkstoffprüfmaschine gelegt. Auf die Probe wurde nun die ebenfalls im Kapitel 4.10.1 beschriebene Auflagefläche entsprechend der Prüfkörpergröße aufgelegt und der eigentliche Druckstempel mit dem Drucksensor bis an die Auflagefläche herangefahren. Anschließend wurde der angeschlossene Messschreiber gestartet und der Druckstempel weiter gegen die Auflagefläche und den darunter befindlichen Prüfkörper gefahren. Die Prüfkörper wurden bis zum strukturellen Versagen belastet und die Aufzeichnung der Messwerte durch ein Abschalten des Messschreibers beendet.

Die beiden folgenden Abbildungen zeigen die Weg-Kraft-Diagramme der beiden Prüfkörpergrößen für die verschiedenen Gelatinekonzentrationen. Abbildung 4.5 zeigt die Druckkurven für die kleineren Prüfkörper in fünf verschiedenen Konzentrationen von 16,7 g/l bis 33,4 g/l. Abbildung 4.6 zeigt das Gleiche für die großen Prüfkörper aber nur für vier verschiedene Konzentrationen von 20,9 g/l bis 33,4 g/l.



**Abbildung 4.5: Weg-Kraft-Diagramm für Gelatine verschiedener Konzentration, Cubus 20 x 20 x 11 mm<sup>3</sup>; Stempelfläche 2,7 cm<sup>2</sup> bei 17°C**

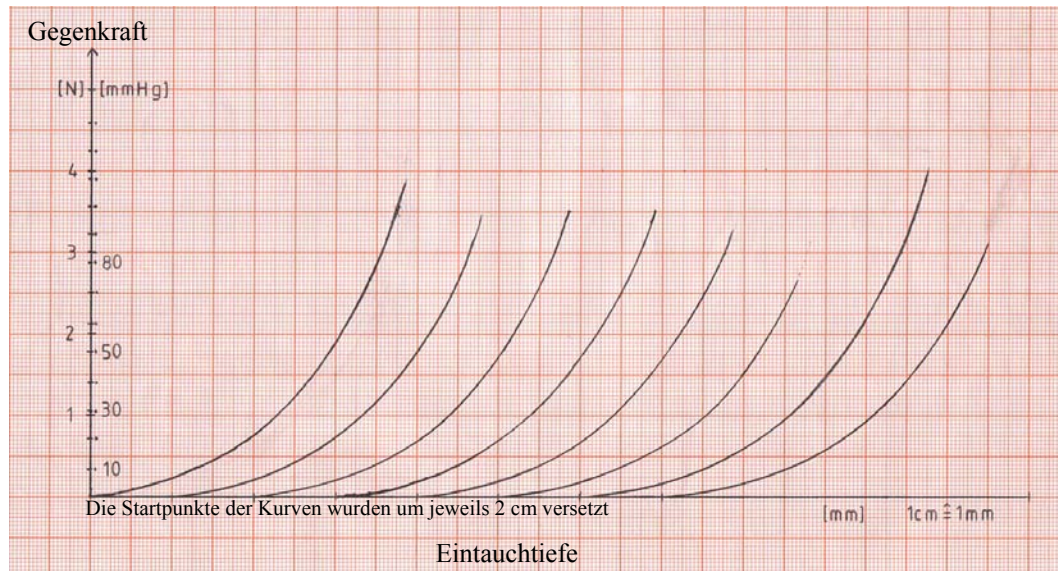
Mit höherer Konzentration der Gelatine wird der exponentielle Anstieg der vom Prüfkörper erzeugten Gegenkräfte im Verhältnis zur Eintauchtiefe des Stempels immer steiler.



**Abbildung 4.6: Weg-Kraft-Diagramm für Gelatine verschiedener Konzentration, Cubus 38 x 35 x 18 mm<sup>3</sup>; Stempelfläche 6,4 cm<sup>2</sup> bei 17°C**

Mit höherer Konzentration der Gelatine wird der exponentielle Anstieg der vom Prüfkörper erzeugten Gegenkräfte im Verhältnis zur Eintauchtiefe des Stempels immer steiler.

Um die Artefaktanfälligkeit der Gelatine zu überprüfen wurden jeweils acht Gelatineblöcke mit der gleichen Konzentration gedrückt (siehe Abb. 4.7 und 4.8).



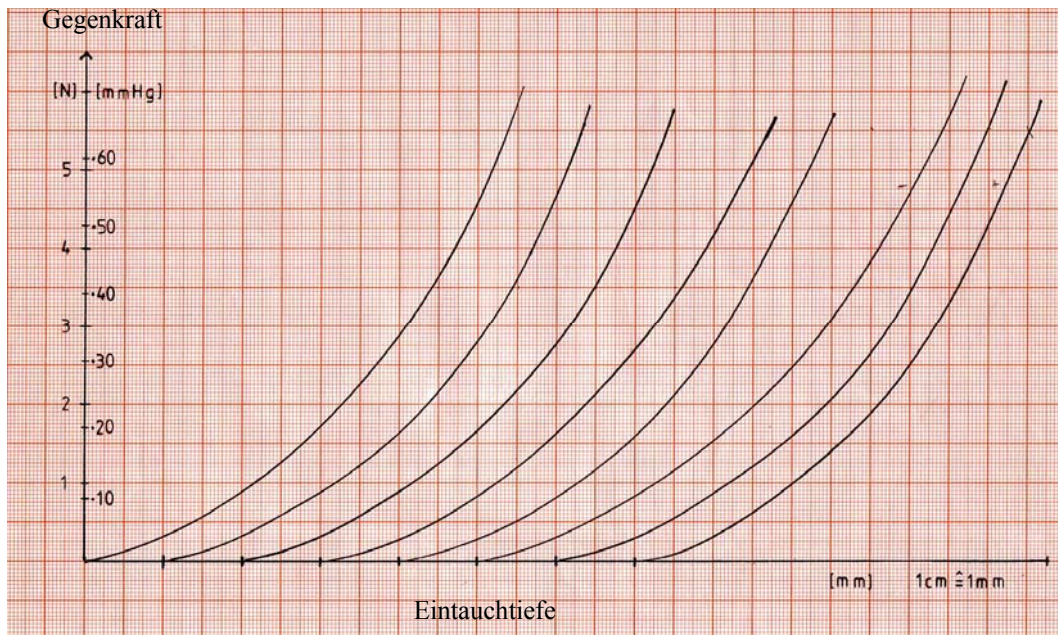
**Abbildung 4.7: Weg-Kraft-Diagramm für Gelatine Konzentration 29,2 g/l,  
Cubus 20 x 20 x 11 mm<sup>3</sup>; Stempelfläche 2,7 cm<sup>2</sup> bei 17°C**

Bei Wiederholungen des Stempleintauchversuches mit Prüfkörpern gleicher Gelatinekonzentration zeigt sich ein reproduzierbarer Kurvenverlauf im Weg-Kraft-Diagramm

Abbildung 4.7 zeigt wie groß die Streubreite der analog aufgezeichneten Graphen ist. Bei einem Stempeldruck von 1,5 N, was einem Druck von etwa 42,3 mmHg entspricht, beträgt die maximale Differenz der Deformation 0,6 mm.

Abbildung 4.8 zeigt unter gleichen Bedingungen wie Abbildung 4.7 die Ergebnisse für die Prüfkörper A. Hier liegt die maximale Differenz bei 3,5 N, was einem Druck von ca. 40,9 mmHg unter dem Stempel entspricht. Die maximale Deformationsdifferenz beträgt hier 1,5 mm.





**Abbildung 4.8: Weg-Kraft-Diagramm für Gelatine Konzentration 29,2 g/l,  
Cubus 38 x 35 x 18 mm<sup>3</sup>; Stempelfläche 6,4 cm<sup>2</sup> bei 17°C**

Bei Wiederholung des Stempeleintauchversuches mit Prüfkörpern gleicher Gelatinekonzentration zeigt sich ein reproduzierbarer Kurvenverlauf im Weg-Kraft-Diagramm

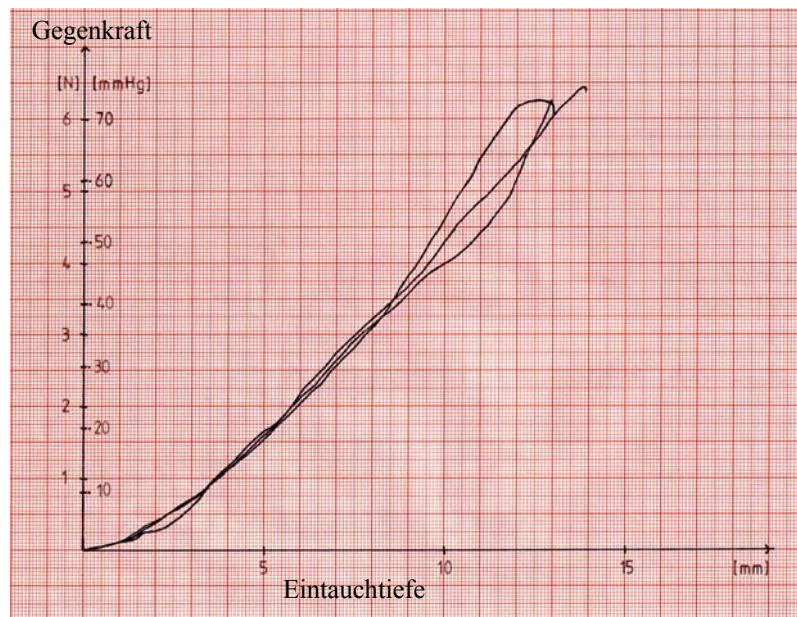
Von eigentlichem Interesse für die späteren Versuche waren die Kraftwerte bis ca. 1,5 N für die Prüfkörper B, was einem Druck von ca. 42 mmHg unter dem Prüfstempel entspricht. Für die Prüfkörper A entspricht dies etwa einer Kraft von 3,5 N und einem Druck von ca. 41 mmHg unter dem Prüfstempel. Die unterschiedlichen Kraftwerte ergaben sich aus den verschiedenen Größen der Prüfstempel. So ergab sich für beide Prüfkörper, wenn man den entsprechenden Kraftwert durch die Fläche des Prüfstempels teilt, für die oben angegebenen Kräfte ein Druck von 0,56 N/cm<sup>2</sup>.

#### 4.10.4 Drucktests mit Gehirn

In den folgenden Abbildungen werden die verschiedenen Gehirn-Drucktests mit ihren Gegendruckwerten grafisch dargestellt.

Abbildung 4.9 zeigt das Kraft-Weg Diagramm für Schweinehirn Prüfkörpergröße A bei 20°C. Die drei Kurven zeigen im Bereich bis ca. 4 N einen fast identischen Verlauf. Die Abweichungen in höheren Druckbereichen

beziehungsweise das Abbrechen der Kurven kamen durch Verschiebungen innerhalb des Gewebes zustande. Bei sichtbarem strukturellen Versagen wurden die Versuche abgebrochen. Die Konstanz der Druckkurven lässt auf eine gute Reproduzierbarkeit der Druckversuche schließen.

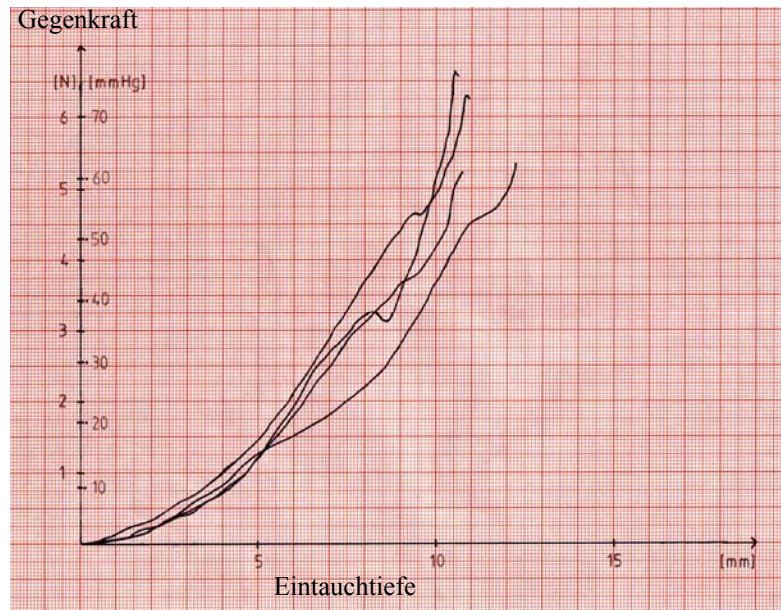


**Abbildung 4.9: Weg-Kraft-Diagramm für Schweinehirn, Cubus 38 x 35 x 18 mm<sup>3</sup>; Stempelfläche 6,4 cm<sup>2</sup> bei 20°C**

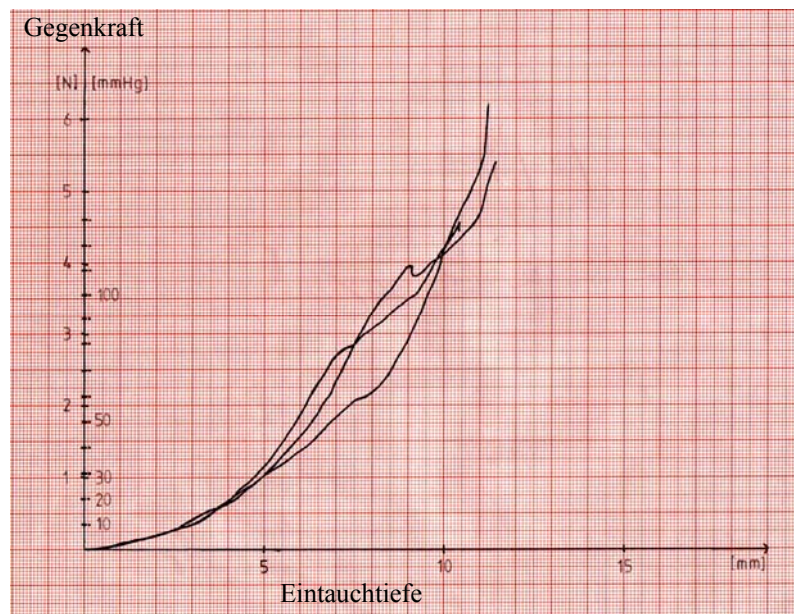
Die Kurven der Schweinehirnprüfkörper zeigen einen nahezu übereinstimmenden Verlauf.

Abbildung 4.10 zeigt das Diagramm für Schweinehirn Prüfkörpergröße B bei 20°C. Drei der vier Kurven weisen bis ca. 3 N einen sehr ähnlichen Verlauf auf. Bei der vierten Probe kam es bei ca. 1,2 N zu einer Verschiebung innerhalb des Hirngewebes. Gleiches gilt für die Abweichungen im weiteren Kurvenverlauf und den Versuchsabbruch der anderen Prüfkörper.





**Abbildung 4.10: Weg-Kraft-Diagramm für Schweinehirn, Cubus 20 x 20 x 11 mm<sup>3</sup>; Stempelfläche 2,7 cm<sup>2</sup> bei 20°C**  
 Die Kurven der Schweinehirnprüfkörper zeigen einen nahezu übereinstimmenden Verlauf.



**Abbildung 4.11: Weg-Kraft-Diagramm für Schweinehirn, Cubus 20 x 20 x 11 mm<sup>3</sup>; Stempelfläche 2,7 cm<sup>2</sup> bei 30°C**  
 Die Kurven der Schweinehirnprüfkörper zeigen im Druckbereich bis ca. 40 mmHg einen nahezu übereinstimmenden Verlauf.

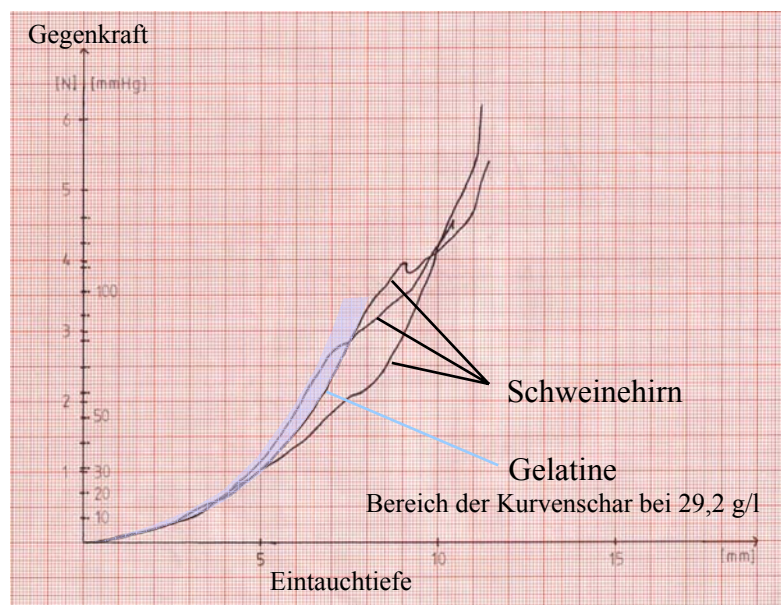
Abbildung 4.11 zeigt das Diagramm für Schweinehirn Prüfkörper B bei 30°C. Zwei der Kurven sind bis ca. 2,7 N nahezu identisch. Beim dritten Prüfkörper beginnen

die Werte ab ca. 1 N nach unten abzuweichen. Wie schon in den Versuchen zuvor konnte auch hier ein Verrutschen innerhalb des Prüfkörpers beobachtet werden.

#### 4.10.5 Vergleich von Gelatine- und Gehirn-Graphen

Im Folgenden werden die zuvor dargestellten Gelatine- und Gehirn-Graphen in einer Darstellung zusammengefasst und verglichen.

Abbildung 4.12 zeigt die Gehirn-Graphen der Prüfkörpergröße B bei 30°C mit dem in blau abgesetzten Bereich, der durch den steilsten und den flachsten Kraft-Weg-Graphen der Gelatineversuche begrenzt wird. Die beiden Gelatine-Graphen sind aus der Testreihe von acht Testkörpern der Größe B mit der Konzentration von 29,23 g/l, wie in der Abbildung 4.7 dargestellt, entnommen. Gehirn und Gelatine-Graphen zeigen insbesondere im relevanten Druckbereich bis ca. 40 mmHg eine gute Übereinstimmung. Auch darüber hinaus bleiben zumindest zwei der beiden Gehirn-Graphen noch bis zu einem Druck von 80 mmHg im Bereich der Gelatine-Graphen.

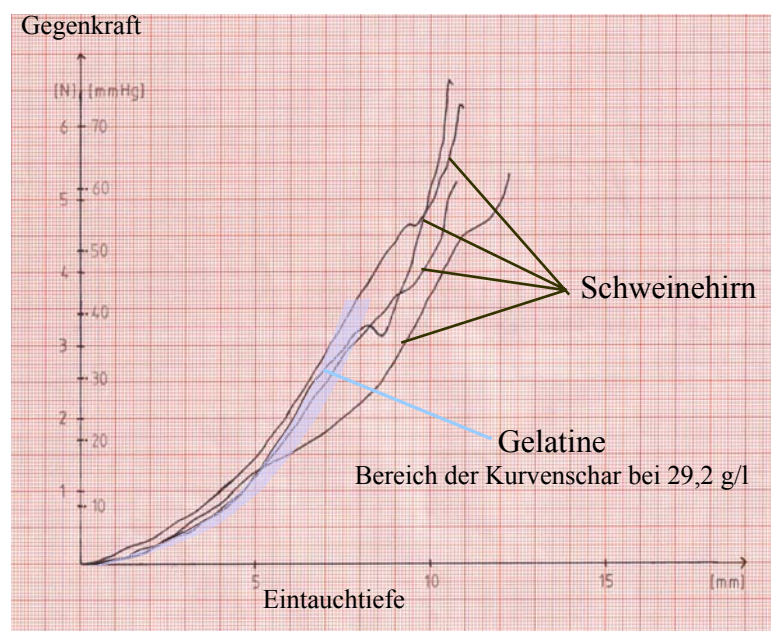


**Abbildung 4.12: Weg-Kraft-Diagramm für Schweinehirn & Gelatine, Cubus 20 x 20 x 11 mm<sup>3</sup>; Stempelfläche 2,7 cm<sup>2</sup> bei 30°C**

Überlagerte Darstellung der Gelatine- (blau) und der Schweinehirn-Druckkurven.



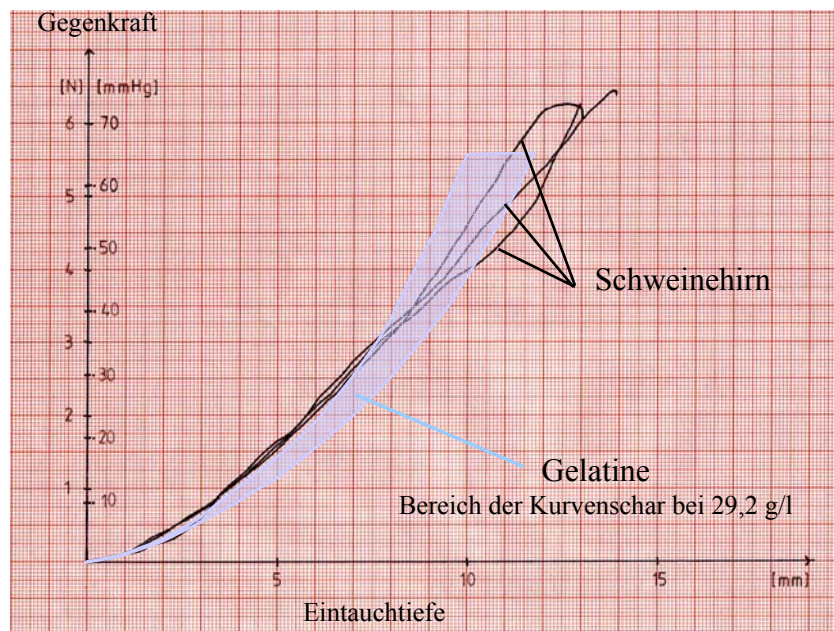
Abbildung 4.13 zeigt wie Abbildung 4.12 den Vergleich der Gelatine-Graphen mit den Gehirngraphen der Größe B aber bei einer Hirntemperatur von 20°C. Der blau abgehobene Bereich entspricht dem bereits in der Abbildung 4.12 dargestellten Bereich, der durch die Kurvenschar der Druckversuche aus Abbildung 4.7 ermittelt wurde. In der folgenden Abbildung liegen die Gehirngraphen besonders zu Beginn der Druckversuche etwas über dem Bereich der Gelatine. In höheren Druckbereichen wird die Übereinstimmung wieder besser und weist insgesamt eine recht gute Übereinstimmung auf.



**Abbildung 4.13: Weg-Kraft-Diagramm für Schweinehirn & Gelatine, Cubus 20 x 20 x 11 mm<sup>3</sup>; Stempelfläche 2,7 cm<sup>2</sup> bei 20°C**

Überlagerte Darstellung der Gelatine- (blau) und der Schweinehirn-Druckkurven.

Abbildung 4.14 entspricht in der Art der Darstellung der Abbildung 4.13 jedoch mit den Gehirn- und Gelatinegraphen der Prüfkörpergröße A und bei einer Temperatur des Gehirns von wiederum 20°C.



**Abbildung 4.14: Weg-Kraft-Diagramm für Schweinehirn & Gelatine, Cubus 38 x 35 x 18 mm<sup>3</sup>; Stempelfläche 6,4 cm<sup>2</sup> bei 20°C**  
Überlagerte Darstellung der Gelatine- (blau) und der Schweinehirn-Druckkurven.

Die Gelatine-Graphen, die den blau hinterlegten Bereich der Kurvenschar festlegen, sind aus der Testreihe von acht Testkörpern der Größe B mit der Konzentration von 29,2 g/l, wie in der Abbildung 4.8 dargestellt, entnommen. Die Graphen der Gehirnproben liegen gegenüber den Gelatine-Graphen tendenziell ebenfalls etwas zu hoch. Beim Vergleich bei 30°C für die Prüfkörper B (siehe Abb. 4.12) lässt sich eine gute Übereinstimmung im Kurvenverlauf erkennen. Betrachtet man die Auswirkung der Temperaturdifferenz von 10°C zwischen den Versuchen in den Abbildungen 4.10 und 4.11 so lässt sich mit der Erhöhung der Temperatur eine leichte Abflachung der Kurven erkennen. Bei einer Körpertemperatur von 36°C sind somit noch flachere Graphen zu erwarten. Betrachten wir unter diesen Gesichtspunkten noch einmal die Abbildung 4.14 so dürfte auch hier der ausgewählte Gelatine-Vergleichsgraph mit 29,2 g/l eine ausreichende Übereinstimmung aufweisen.

Aufgrund des ähnlichen Verlaufes der Druckkurven beim Vergleichstest mit Schweinehirn wurde für die weiteren Druckversuche im Modellschädel die Gelatine mit der Konzentration von 29,2 g/l benutzt.

#### **4.11 Füllen des Kunstkopfes**

Um ein Verkleben der Gelatine mit der Schädelinnenwand und den Sondenoberflächen zu vermeiden wurden alle Oberflächen innerhalb des Kunstkopfes vor dem Befüllen mit einer dünnen Vaselineschicht isoliert. Die Gelatine wurde entsprechend der Herstellerangaben angemischt und im flüssigen Zustand bei 40°C über das Foramen magnum in den invers stehenden Schädel eingefüllt. Die Konzentration der Gelatine wurde mit 29,2 g/l entsprechend der in den Vorversuchen ermittelten Gelatinekonzentration eingestellt. Das Abkühlen auf 40°C, ausgehend von einer Anmischtemperatur von ca. 70°C, sollte thermische Schäden an den Sonden und den andere Strukturen im Modellschädel ausschließen. Über ca. 4 Stunden wurde der Schädel in einem Kühlschrank bei 4°C von 40°C auf 12°C heruntergekühlt, wobei sich die Gelatine verfestigte. Anschließend erwärmte sich der Schädel bei 22°C Raumtemperatur auf die für die Versuche festgesetzte Kerntemperatur von 17°C. Dieser Prozess dauerte durchschnittlich 3,5 Stunden. Für die Kontrollversuche mit Wasser wurde ebenfalls eine Wassertemperatur von 17°C gewählt.

Das Füllen des Kunstkopfes wurde für alle Versuche mit Gelatinefüllung auf die oben beschriebene Weise durchgeführt. Nach der Versuchsdurchführung wurde der Modellschädel geöffnet und die Gelatine vollständig entfernt

#### **4.12 Allgemeine Versuchsdurchführung**

Der Schädel wurde für jeden Versuch neu mit Gelatine gefüllt. Die Konzentration der Gelatine war mit 29,2 g/l bei allen Versuchen gleich. Variationen im Versuchsaufbau gab es nur in Bezug auf die Ventrikel und das Foramen magnum.

Je nach gewählten Versuchsbedingungen wurden entsprechende Modifikationen im Versuchsaufbau durchgeführt. Bei den Versuchen ohne gefüllte Ventrikel wurden diese vor dem Einfüllen der Gelatine vollständig entleert und die Zuleitung dicht verschlossen. Das Foramen wurde für die mit geschlossenem Foramen magnum durchgeführten Versuche nach dem Erhärten der Gelatine mit einer stabilen Kunststoffplatte und Heißkleber dicht verschlossen. Es wurden Versuche mit und ohne Ventrikelfüllung sowie Versuche mit offenem und geschlossenem Foramen magnum durchgeführt.

Nach dem Befüllen des Schädels wurden die Sonden mit den jeweiligen Messgeräten verbunden. Zuletzt wurde der mit einer Wasserfüllung versehene Perfusor an die simulierte infratentorielle Raumforderung angeschlossen. Zur Versuchsdurchführung wurde der Schädel auf sein Hinterhaupt gestellt, um eine liegende Position des imaginären Patienten zu simulieren.

Vor dem Start wurden die zur Aufzeichnung angeschlossenen Computer zeitlich synchronisiert und das Programm zur Datenaufzeichnung gestartet. Wenn keine oder nur noch geringe Veränderungen in den angezeigten Druckwerten zu erkennen waren kam es zum Abbruch der Versuche.

Alle Versuche wurden entsprechend oben aufgeführter Beschreibung vorbereitet und durchgeführt. Sie fanden ausnahmslos in den Räumlichkeiten der Firma Spiegelberg in Hamburg-Harburg statt.

#### **4.13 Zusammenfassung**

In diesem Kapitel wurden die für den Versuch benutzten und zum Teil hergestellten Arbeitsmittel erläutert. In Zusammenarbeit mit G. Brinksmeier wurde ein für die angestrebten Druckversuche geeigneter Modellschädel mit intrakraniellen Septen und vereinfachtem Ventrikelsystem entwickelt und hergestellt (12). In diesen Modellschädel wurden fünf Hirndrucksonden und an

das eingebaute Ventrikelsystem ein sechster Druckaufnehmer installiert. Die Sonden wurden jeweils rechts und links im Bereich der vorderen Hemisphären und in die Wände der hinteren Schädelgrube eingesetzt. Die fünfte Sonde wurde an der Kante der Tentoriumspalte platziert. Über einen von außerhalb des Schädels zu befüllenden Ballon in der rechten hinteren Schädelgrube konnte eine infratentorielle Raumforderung simuliert werden. Jeweils zwei der Drucksonden waren über ihr Messgerät mit einem Spiegelberg CPP-Monitor verbunden. Jeder der drei CPP-Monitore war an einen Computer angeschlossen, der die ermittelten Druckwerte aufzeichnete. Ein Schwerpunkt lag auf der experimentellen Herleitung des zum Ersatz der Gehirnmasse benutzten Materials. Über vergleichende Druckversuche mit schlachtfischem Schweinehirn und Gelatine verschiedener Konzentrationen wurde eine Gelatinekonzentration von ca. 29 g/l ermittelt. Durch ihre über die Konzentration steuerbare Festigkeit konnte die Gelatine an die Materialeigenschaften der Gehirnmasse angeglichen werden. Die erarbeitete Gelatinefüllung stellte somit ein praktikables und preiswertes Ersatzmaterial für die weiteren Druckversuche dar. Für jeden Druckversuch wurde der Modellschädel entsprechend der für den einzelnen Versuch vorgesehenen Konfiguration modifiziert und mit Gelatine gefüllt.

Im nachfolgenden Kapitel werden die Ergebnisse der einzelnen Druckversuche mit ihren verschiedenen Versuchsbedingungen dargestellt.

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Einführung in das Kapitel

In diesem Kapitel werden die einzelnen Druckversuche, die mit dem Modellschädel durchgeführt wurden, und die hierbei aufgezeichneten Messwerte grafisch dargestellt und alle beobachteten Vorkommnisse während der Versuchsdurchführung beschrieben.

Die unterschiedlichen Versuchsbedingungen und die Versuchsdauer der einzelnen Versuche werden jeweils zu Beginn der Ergebnisbeschreibung der einzelnen Versuche aufgelistet.

Die variablen Parameter im Versuchsaufbau sind:

- Zustand des Foramen magnum; geschlossen oder offen
- Zustand des Ventrikelsystems; gefüllt oder leer
- Zentrale Temperatur der Gelatinefüllung
- Füllgeschwindigkeit des infratentoriellen Ballons mit der daraus resultierenden Raumforderung über die Versuchsdauer

Es folgt die grafische Darstellung der einzelnen Versuche, die als Grundlage für die Betrachtung der Versuchsergebnisse dient. Die Druckkurven werden anschließend beschrieben, und die an den einzelnen Messsonden erreichten maximalen Druckanstiege werden aufgelistet. Alle während des Versuches aufgetretenen Besonderheiten werden aufgeführt.

Die Versuche 7 und 8 sind Drucktests des Versuchsschädels mit Wasserfüllung, die zur Kontrolle der Messeinheiten durchgeführt wurden.

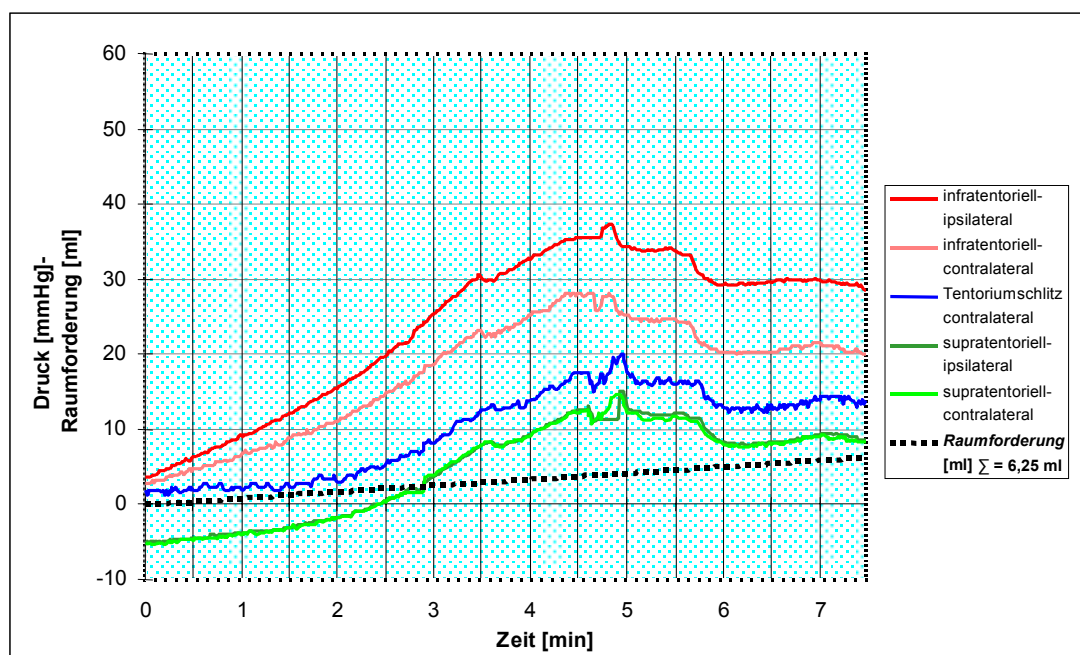
## 5.2 Ergebnisse der einzelnen Druckversuche

### 5.2.1 Druckversuch 1

Versuchsdauer: 7,5 Minuten

Versuchsbedingungen:

- Foramen magnum: offen
- Ventrikelsystem: leer und verschlossen
- Zentrale Temperatur der Gelatine: 16,8°C
- Füllgeschwindigkeit des infratentoriellen Ballons: 50 ml/h
- Gesamtvolumen der kontinuierlich zunehmenden Raumforderung: 6,3 ml



**Abbildung 5.1: Druckversuch 1 – Foramen / offen, Ventrikel / leer;**

**Verlauf des intrakraniellen Druckes [farbig / mmHg] an verschiedenen Messpunkten bei Simulation einer kontinuierlich zunehmenden infratentoriellen Raumforderung von insgesamt 6,25 ml [schwarz gepunktet / ml]**

Bei kontinuierlich fortschreitender Raumforderung ist der Druckanstieg im Kompartiment der Raumforderung (infratentoriell-ipsilateral) am stärksten. Mit dem Austreten der Gelatine am offenen Foramen magnum ist der zunehmende Druckanstieg an allen Messsonden beendet. Bei weiterem Gelatineaustritt sind keine deutlichen Druckanstiege mehr zu beobachten.

Der Druck stieg in den ersten 3,5 Minuten an allen Messsonden kontinuierlich an. Der Druckanstieg war an der infratentoriell-ipsilateralen Sonde im Kompartiment der Raumforderung am größten.

Zu diesem Zeitpunkt wurden an den Sonden folgende Druckwerte erreicht:

- infratentoriell-ipsilateral 27 mmHg
- infratentoriell-contralateral 20 mmHg
- supratentoriell-contralateral 13 mmHg
- supratentoriell-ipsilateral 13 mmHg
- Tentoriumkante 10 mmHg

Nach 3,5 Minuten kam es an allen Sonden zu einem Druckabfall von ca. 1 mmHg. In den folgenden 2 Minuten stieg der Druck wieder kontinuierlich an allen Sonden an.

Die erreichten maximalen Druckanstiege an den Sonden betragen:

- infratentoriell-ipsilateral 34,5 mmHg
- infratentoriell-contralateral 25,5 mmHg
- Tentoriumkante 18 mmHg
- supratentoriell-contralateral 19,5 mmHg
- supratentoriell-ipsilateral 20 mmHg

Nach ca. 4,5 Minuten stagnierte der Druckanstieg und die Druckwerte fielen kurzzeitig und sanken nach einem weiteren kurzen Anstieg endgültig in zwei Stufen um ca. 3 und 5 mmHg. Die Art des beschriebenen Druckverlaufes ließ sich an allen Sonden in leicht unterschiedlicher Ausprägung beobachten, wobei die Druckkurve an der Tentoriumkante am unruhigsten verlief. Bei jedem Druckabfall trat am Foramen magnum Gelatine aus (siehe Abb. 4.3). Nach 7,5 Minuten wurde der Versuch abgebrochen.



### 5.2.2 Druckversuch 2

Der Versuch wurde durch einen Computerabsturz vorzeitig beendet.

Versuchsdauer: 7 Minuten

Versuchsbedingungen:

- Foramen magnum: offen
- Ventrikelsystem: gefüllt
- Zentrale Temperatur der Gelatine: 16,8°C
- Füllgeschwindigkeit des infratentoriellen Ballons: 50 ml/h
- Gesamtvolumen der kontinuierlich zunehmenden Raumforderung: 5,8 ml

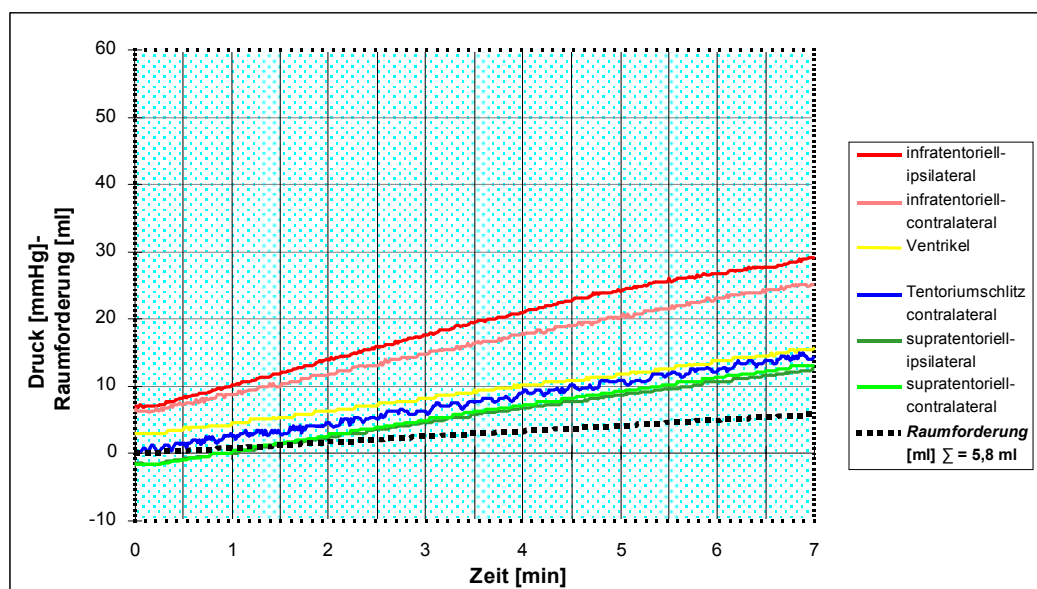


Abbildung 5.2: Druckversuch 2 – Foramen / offen, Ventrikel / gefüllt;

Verlauf des intrakraniellen Druckes [farbig / mmHg] an verschiedenen Messpunkten bei Simulation einer kontinuierlich zunehmenden infratentoriellen Raumforderung von insgesamt 5,8 ml [schwarz gepunktet / ml]; vorzeitig durch PC abgebrochen

Bei kontinuierlich fortschreitender Raumforderung ist der Druckanstieg im Kompartiment der Raumforderung (infratentoriell-ipsilateral) am stärksten. In den simulierten Ventrikeln ist der Druckanstieg am geringsten.

Der Druck stieg an allen Sonden kontinuierlich an. Der Anstieg war nach 7 Minuten an der Sonde infratentoriell-ipsilateral im Kompartiment der Raumforderung am stärksten.

An den Sonden stieg der Druck in dieser Zeit um die folgenden Werte an:

- infratentoriell-ipsilateral 22,5 mmHg
- infratentoriell-contralateral 19 mmHg
- Tentoriumkante 14,5 mmHg
- supratentoriell-contralateral 15 mmHg
- supratentoriell-ipsilateral 14 mmHg
- Ventrikeln 12,5 mmHg.

Die Druckkurve an der Tentoriumspalte verlief auffallend unruhig. Hier wich der Druck bei generell kontinuierlichem Druckanstieg um ca. 1 mmHg nach oben und unten von der Ausgleichskurve ab. Nach ca. 7 Minuten stürzte der Computer ab und der Versuch wurde somit frühzeitig beendet. Es trat keine Gelatine am Foramen magnum aus. Eine Vorwölbung konnte aber beobachtet werden.

Der Test wurde mit den gleichen Versuchsbedingungen wiederholt (siehe Druckversuch 3 unter 5.2.3).

### **5.2.3 Druckversuch 3**

Versuchsdauer: 21 Minuten

Versuchsbedingungen:

- Foramen magnum: offen
- Ventrikelsystem: gefüllt
- Zentrale Temperatur der Gelatine: 17°C
- Füllgeschwindigkeit des infratentoriellen Ballons: 50 ml/h
- Gesamtvolumen der kontinuierlich zunehmenden Raumforderung: 17,5 ml

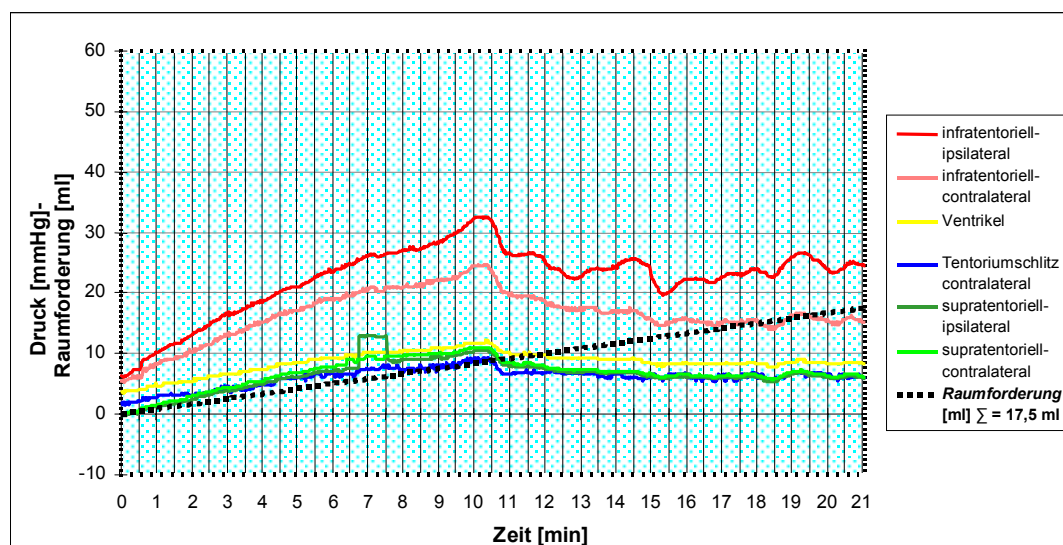


Abbildung 5.3: Druckversuch 3 – Foramen / offen, Ventrikel / gefüllt;

Verlauf des intrakraniellen Druckes [farbig / mmHg] an verschiedenen Messpunkten bei Simulation einer kontinuierlich zunehmenden infratentoriellen Raumforderung von insgesamt 17,5 ml [schwarz gepunktet / ml]

Bei kontinuierlich fortschreitender Raumforderung ist der Druckanstieg im Kompartiment der Raumforderung (infratentoriell-ipsilateral) am stärksten. Mit dem Austreten von Gelatine am Foramen magnum kommt es an allen Messsonden zu einem Druckabfall. An der supratentoriell-ipsilateralen Messsonde kommt es nach ca. 6,5 min zu einem Messwertartefakt. Bei fortschreitender Raumforderung und stetigem Gelatineaustritt sind keine weiteren starken und kontinuierlichen Druckanstiege zu beobachten.

Zuerst stieg der Druck an allen Sonden kontinuierlich, in unterschiedlicher Ausprägung, an. Nach ca. 6,5 Minuten kam es an der Sonde supratentoriell-ipsilateral zu einer ca. 45 Sekunden dauernden ungeklärten Messwertabweichung. Die weiteren Messwerte der Sonde erschienen dann wieder plausibel. Am stärksten war der Druckanstieg nach 6,5 Minuten an der Sonde infratentoriell-ipsilateral im Kompartiment der Raumforderung. An den anderen Sonden stieg der Druck in dieser Zeit geringer an.

Der Druckanstieg an den Sonden nach 6,5 Minuten betrug:

- infratentoriell-ipsilateral 18,5 mmHg
- infratentoriell-contralateral 14 mmHg
- supratentoriell-contralateral 9 mmHg
- supratentoriell-ipsilateral 7,5 mmHg
- Tentoriumkante 5 mmHg
- Ventrikeln 6 mmHg

In den nächsten 2 Minuten nahm der Druckanstieg an allen Sonden etwas ab, dann aber, insbesondere an den beiden infratentoriellen Sonden, wieder zu. Er erreichte nach 10 Minuten seinen Maximalwert und fiel mit dem Austritt der Gelatine am Foramen magnum wieder ab.

Die erreichten maximalen Druckanstiege betragen:

- infratentoriell-ipsilateral 26,5 mmHg
- infratentoriell-contralateral 19 mmHg
- Tentoriumkante 7,5 mmHg
- supratentoriell-contralateral 11 mmHg
- supratentoriell-ipsilateral 10,5 mmHg
- Ventrikel 8.5 mmHg

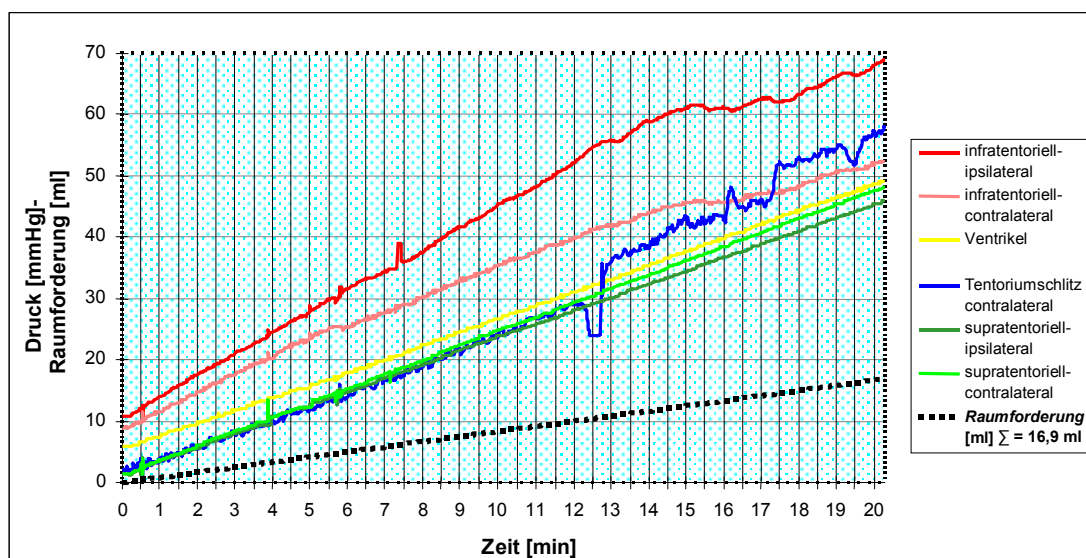
Der weitere Kurvenverlauf korrelierte ebenfalls mit dem intervallartigen Austreten der Gelatine am Foramen magnum. Bis zum Versuchsende nach 21 Minuten traten insgesamt 9 ml Gelatine aus.

#### **5.2.4 Druckversuch 4**

Versuchsdauer: 20,25 Minuten

Versuchsbedingungen:

- Foramen magnum: geschlossen
- Ventrikelsystem: gefüllt
- Zentrale Temperatur der Gelatine: 17°C
- Füllgeschwindigkeit des infratentoriellen Ballons: 50 ml/h
- Gesamtvolumen der kontinuierlich zunehmenden Raumforderung: 16,9 ml



**Abbildung 5.4: Druckversuch 4 – Foramen / geschlossen, Ventrikel / gefüllt;  
Verlauf des intrakraniellen Druckes [farbig / mmHg] an verschiedenen Messpunkten  
bei Simulation einer kontinuierlich zunehmenden infratentoriellen Raumforderung  
von insgesamt 16,9 ml [schwarz gepunktet / ml]**

Bei kontinuierlich fortschreitender Raumforderung ist der Druckanstieg im Kompartiment der Raumforderung (infratentoriell-ipsilateral) am stärksten. Die Druckwerte der Messsonde am Tentoriumschlitz zeigen die deutlichsten Messwertsprünge.

In den ersten 12 Minuten stieg der Druck an allen Sonden kontinuierlich an. Am stärksten war zu diesem Zeitpunkt der Druckanstieg an der Sonde infratentoriell-ipsilateral im Kompartiment der Raumforderung. An den anderen Sonden stieg der Druck in der gleichen Zeit geringer an.

Der Druckanstieg an den Sonden nach 12 Minuten betrug:

- infratentoriell-ipsilateral 41,5 mmHg
- infratentoriell-contralateral 31 mmHg
- supratentoriell-contralateral 27,5 mmHg
- supratentoriell-ipsilateral 26,5 mmHg
- Tentoriumkante 27 mmHg
- Ventrikel 25 mmHg

Der Druck an den supratentoriellen Sonden und in den Ventrikeln stieg bis zum Versuchsende weiter kontinuierlich an. An den infratentoriellen Sonden und an der Kante der Tentoriumspalte traten zum Teil erhebliche Druckschwankungen

auf. Um Beschädigungen am Versuchsschädel durch hohe Druckwerte zu vermeiden wurde der Versuch nach über 20 Minuten abgebrochen.

Es wurden folgende maximalen Druckgradienten erreicht:

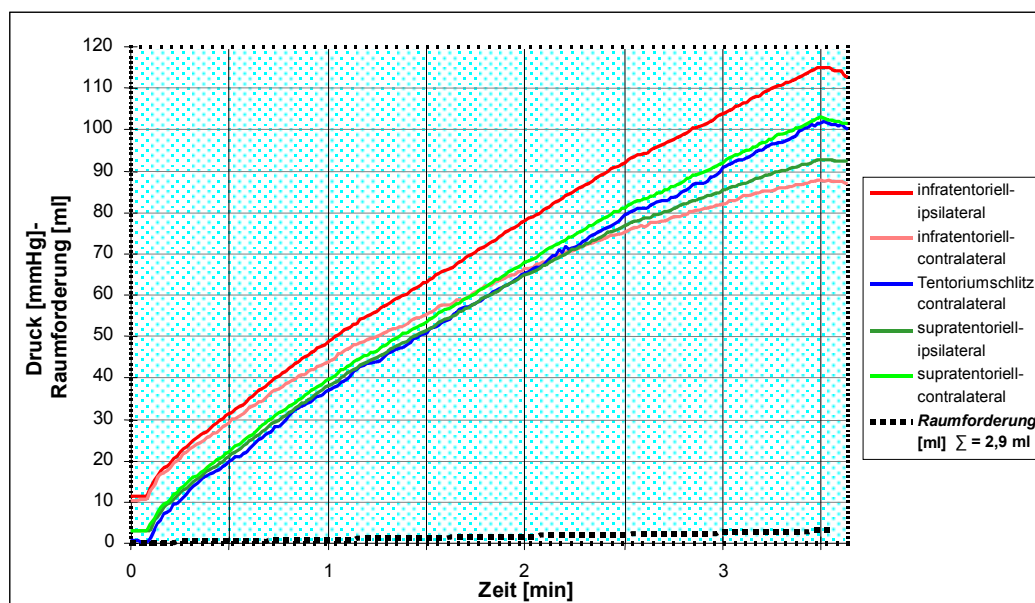
- infratentoriell-ipsilateral 58 mmHg
- infratentoriell-contralateral 43,5 mmHg
- supratentoriell-contralateral 46 mmHg
- supratentoriell-ipsilateral 44,5 mmHg
- Tentoriumkante 55,5 mmHg
- Ventrikeln 43 mmHg

### **5.2.5 Druckversuch 5**

Versuchsdauer: 3,5 Minuten

Versuchsbedingungen:

- Foramen magnum: geschlossen
- Ventrikelsystem: leer und verschlossen
- Zentrale Temperatur der Gelatine: 17,1°C
- Füllgeschwindigkeit des infratentoriellen Ballons: 50 ml/h
- Gesamtvolumen der kontinuierlich zunehmenden Raumforderung: 2,9 ml



**Abbildung 5.5: Druckversuch 5 – Foramen / geschlossen, Ventrikel / leer;  
Verlauf des intrakraniellen Druckes [farbig / mmHg] an verschiedenen Messpunkten  
bei Simulation einer kontinuierlich zunehmenden infratentoriellen Raumforderung von  
insgesamt 2,9 ml [schwarz gepunktet / ml]**

Bei kontinuierlich fortschreitender Raumforderung ohne Kompensationsmöglichkeit innerhalb des Versuchsschädels steigt der Druck an allen Messsonden nahezu gleich. Die aufgezeichneten Werte an der infratentoriell-contralateral und supratentoriell-ipsilateralen Sonde weichen bei steigenden Druckwerten immer deutlicher von der zu erwartenden Druckentwicklung nach unten ab.

Der Druck stieg bei kontinuierlich zunehmender Raumforderung an allen Sonden bis zum Versuchende gleichmäßig an.

Die maximalen Druckgradienten an den einzelnen Sonden betragen:

- infratentoriell-ipsilateral 103 mmHg
- infratentoriell-contralateral 77 mmHg
- supratentoriell-ipsilateral 90 mmHg
- supratentoriell-contralateral 100 mmHg
- Tentoriumkante 101,5 mmHg

Die Druckwerte der Sonden infratentoriell-contralateral und supratentoriell-ipsilateral fielen in den höheren Druckbereichen auffallend niedrig aus. In den Bereichen bis 50 mmHg wich nur die Sonde infratentoriell-contralateral von den ansonsten nahezu parallel verlaufenden Graphen ab. Nach ca. 3,5 Minuten wurde

der Perfusor aufgrund der sehr hohen Druckwerte gestoppt und die Aufzeichnung beendet.

### 5.2.6 Druckversuch 6

Wiederholung von Versuch 3

Versuchsdauer: 18 Minuten

Versuchsbedingungen:

- Foramen magnum: offen
- Ventrikelsystem: gefüllt
- Zentrale Temperatur der Gelatine: 17,1°C
- Füllgeschwindigkeit des infratentoriellen Ballons: 50 ml/h
- Gesamtvolumen der kontinuierlich zunehmenden Raumforderung: 15,0 ml

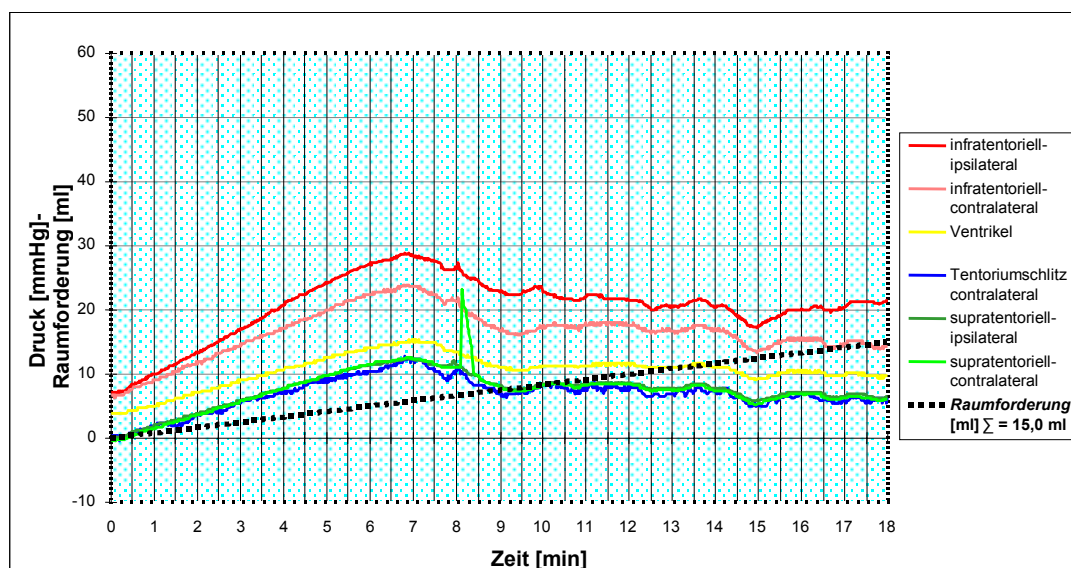


Abbildung 5.6: Druckversuch 6 – Foramen / offen, Ventrikel / gefüllt;

**Verlauf des intrakraniellen Druckes [farbig / mmHg] an verschiedenen Messpunkten bei Simulation einer kontinuierlich zunehmenden infratentoriellen Raumforderung von insgesamt 15,0 ml [schwarz/ml]**

Bei kontinuierlich fortschreitender Raumforderung ist der Druckanstieg im Kompartiment der Raumforderung (infratentoriell-ipsilateral) am stärksten. Mit dem Austreten von Gelatine am Foramen magnum kommt es an allen Messsonden zu einem Druckabfall. An der supratentoriell-contralateralen Messsonde kommt es nach ca. 8 min zu einem Messwertartefakt. Bei fortschreitender Raumforderung und stetigem Gelatineaustritt sind keine weiteren starken und kontinuierlichen Druckanstiege zu beobachten.



In den ersten 6,75 Minuten stiegen die Drücke an allen Sonden bis zum Erreichen ihrer Maximalwerte kontinuierlich an.

Die maximalen Druckwerte an den einzelnen Sonden betragen:

- infratentoriell-ipsilateral 22 mmHg
- infratentoriell-contralateral 17 mmHg
- supratentoriell-ipsilateral 12,5 mmHg
- supratentoriell-contralateral 13 mmHg
- Tentoriumkante 12,5 mmHg
- Ventrikel 11,5 mmHg

Mit dem Austreten von Gelatine am Foramen magnum nahm der Druck an allen Sonden ab. Nach ca. 8 Minuten zeigte die Sonde supratentoriell-contralateral für die nächsten 20 Sekunden einen abweichenden Verlauf. Nach 18 Minuten wurde der Versuch abgebrochen. Es traten insgesamt 7 ml Gelatine am Foramen magnum des Versuchsschädels aus.

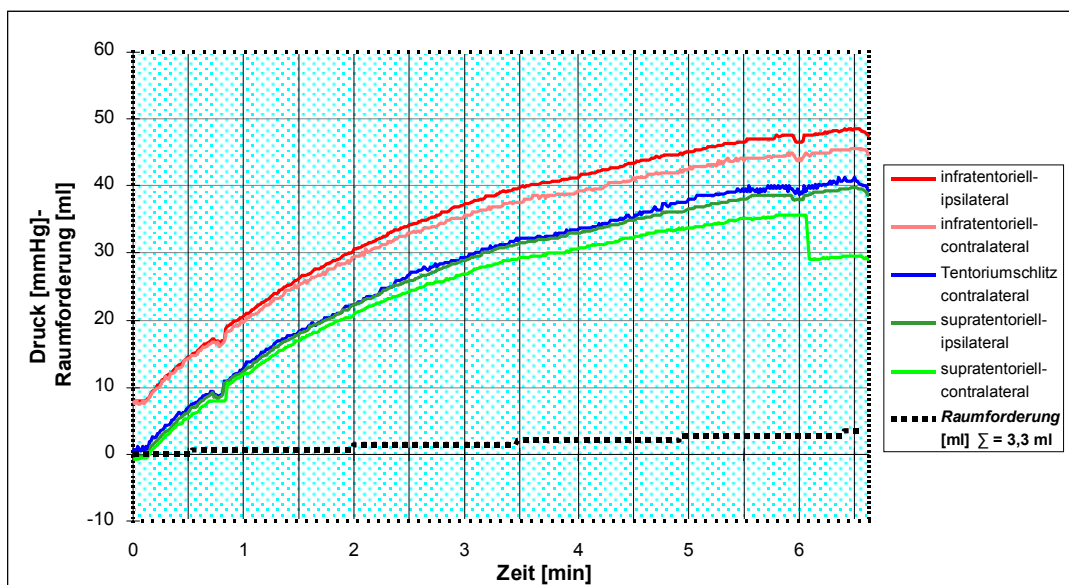
### **5.2.7 Druckversuch 7**

Kontrollversuch mit Wasserfüllung

Versuchsdauer: 6,5 Minuten

Versuchsbedingungen:

- Foramen magnum: geschlossen
- Ventrikelsystem: leer und verschlossen
- Zentrale Temperatur des Wassers: 17°C
- Füllgeschwindigkeit des infratentoriellen Ballons: 30 ml/h
- Gesamtvolumen der kontinuierlich zunehmenden Raumforderung: 3,3 ml



**Abbildung 5.7: Druckversuch 7 – Kontrollversuch mit Wasserfüllung;  
Verlauf des Druckes [farbig / mmHg] an den verschiedenen Messpunkten  
bei Simulation einer kontinuierlich zunehmenden infratentoriellen Raumforderung  
von insgesamt 3,3 ml [schwarz gepunktet / ml]**

Die Druckwerte steigen an allen Messsonden nahezu parallel an. Der aufgezeichnete Druckanstieg an der infratentoriell-contralateralen und supratentoriell-contralateralen Messsonde weicht zunehmend von der Druckentwicklung an den restlichen Messsonden nach unten ab. Durch stärker werdenden Wasseraustritt bei höheren Druckwerten verringert sich der Druckanstieg trotz weiter zunehmender Raumforderung.

Über die gesamte Versuchsdauer stieg der Druck mit abnehmender Steigung an.

Der Druckanstieg an den Sonden betrug:

- infratentoriell-ipsilateral 40,5 mmHg
- infratentoriell-contralateral 38 mmHg
- supratentoriell-ipsilateral 40 mmHg
- supratentoriell-contralateral 36 mmHg
- Tentoriumkante 40 mmHg

Die Sonde supratentoriell-contralateral brach bei einem Druck von 36 mmHg die kontinuierliche Messung ab und zeichnete einen deutlichen Messwertversatz auf. Beim Erreichen der Höchstdrücke trat zunehmend Wasser an den Schädelnähten aus. Der Versuch wurde nach 6,5 Minuten abgebrochen.

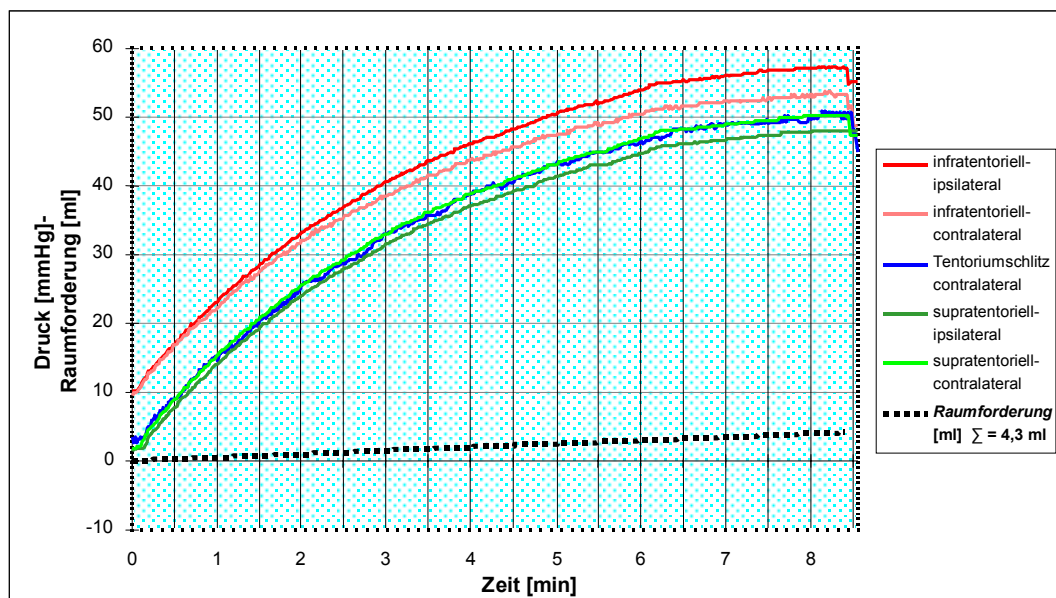
### 5.2.8 Druckversuch 8

Kontrollversuch mit Wasserfüllung

Versuchsdauer: 8,5 Minuten

Versuchsbedingungen:

- Foramen magnum: geschlossen
- Ventrikelsystem: leer und verschlossen
- Zentrale Temperatur des Wassers: 17°C
- Füllgeschwindigkeit des infratentoriellen Ballons: 30 ml/h
- Gesamtvolumen der kontinuierlich zunehmenden Raumforderung: 4,3 ml



**Abbildung 5.8: Druckversuch 8 – Kontrollversuch mit Wasserfüllung;**

**Verlauf des Druckes [farbig / mmHg] an den verschiedenen Messpunkten**

**bei Simulation einer kontinuierlich zunehmenden infratentoriellen Raumforderung**

**von insgesamt 4,3 ml [schwarz gepunktet / ml]**

Bei kontinuierlich fortschreitender Raumforderung steigen die Druckwerte an allen Messsonden nahezu parallel an. Der aufgezeichnete Druckanstieg an der infratentoriell-contralateralen Messsonde weicht zunehmend von der Druckentwicklung an den restlichen Messsonden nach unten ab. Durch stärker werdenden Wasseraustritt bei höheren Druckwerten verringert sich der Druckanstieg trotz weiter zunehmender Raumforderung.

Über die gesamte Versuchsdauer stieg der Druck mit abnehmender Steigung an.

Der Druckanstieg an den Sonden betrug:

- infratentoriell-ipsilateral 47 mmHg
- infratentoriell-contralateral 43 mmHg
- supratentoriell-ipsilateral 46 mmHg
- supratentoriell-contralateral 48 mmHg
- Tentoriumkante 47 mm Hg

Wieder trat beim Erreichen von höheren Druckwerten zunehmend Wasser an den Schädelnähten aus. Der Versuch wurde nach 8,5 Minuten abgebrochen.

### **5.3 Zusammenfassung**

Es wurden sechs Drucktests mit kontinuierlich zunehmender Raumforderung im mit Gelatine gefüllten Versuchsschädel durchgeführt. Bis auf den Druckversuch 2, der durch einen Computerabsturz vorzeitig beendet wurde, konnten alle Versuche bis zu einem gewollten Versuchsende fortgeführt werden. Alle benutzten Geräte funktionierten ansonsten ohne Komplikationen. Bis auf wenige kurze Messwertabweichungen erschienen alle aufgezeichneten Messwerte plausibel.

Der Druckversuch 2 wurde aufgrund des Computerabsturzes im Druckversuch 3 mit gleichen Versuchsbedingungen wiederholt. Um erkennen zu können, wie reproduzierbar die Ergebnisse der Druckversuche im Modellschädel sind, wurde der Druckversuch 3, der von den Versuchsbedingungen den Verhältnissen in der Realität am nächsten kommt, mit dem Versuch 6 nochmals durchgeführt.

Die Versuche 7 und 8 dienten zur Überprüfung der Sondenfunktion und sollen Rückschlüssen auf sondenimaginäre Ursachen für aufgetretene Druckphänomene ermöglichen.

Im folgenden Kapitel werden die Versuchsergebnisse ausgewertet und diskutiert.

## **6 Auswertung und Diskussion**

### **6.1 Einführung in das Kapitel**

In diesem Kapitel werden die im Kapitel 5 erhaltenen Daten weiter ausgewertet und die daraus abgeleiteten Aussagen diskutiert. Zuerst werden kurz die grundsätzlichen Mechanismen bei der Entstehung einer intrakraniellen Raumforderung dargestellt. Danach wird der Modellschädel und der ihn umgebende Versuchsaufbau betrachtet und die resultierenden Daten der einzelnen Druckversuche mit infratentorieller Raumforderung analysiert. Die abschließende Zusammenfassung stellt die wesentlichen Ergebnisse auf Basis der Zielsetzung der Arbeit dar.

### **6.2 Mechanismen**

In dem erarbeiteten Versuchsaufbau ist es wie in klinischen Studien am Patienten und in Tierversuchen gelungen, Druckdifferenzen zwischen den Schädelkompartimenten zu messen (13,14,56). Da standardmäßig aber nur eine Hirndruckmesssonde eingesetzt wird, liegen hierzu nur eingeschränkte klinische Datenmengen vor. Die vorliegende Arbeit soll eine Grundlage für die Untersuchung dieser Druckphänomene in vitro darstellen. Bei der Betrachtung der Vorgänge ist zu berücksichtigen, dass der Schädelinnenraum mit Flüssigkeit (Liquor und Blut) und dem in der Literatur meist als viskoelastische Masse bezeichneten Gehirngewebe gefüllt ist. Liquor und Blut stellen zwei unabhängige Flüssigkeitssysteme dar, die das Restvolumen, welches in oder um die eigentliche Gehirnmasse liegt, ausfüllt. Beim Blutsystem als eigenständiges Drucksystem muss dessen Eigendynamik berücksichtigt werden. Auch beim Ventrikelsystem sind Variationen im Volumen und in der Kommunikation zwischen den verschiedenen Liquorräumen möglich. Das Volumen der Gehirnmasse ist nahezu

unveränderlich. Durch Volumenverschiebung durch das Foramen magnum ist eine minimale Volumenverlagerung nach extrakranial möglich.

Zu Beginn jeder Raumforderung kommt es erst zu lokalen Veränderungen. Je nach Lage des Prozesses führt die Raumforderung zu Verdrängung und Spannungen im angrenzenden Hirngewebe. Die Spannung beziehungsweise der Druck im Gewebe breitet sich in Richtung des geringsten Widerstandes aus. Im intrakraniellen Raum sind das die mit Flüssigkeit gefüllten Räume, die einen Teil ihres intrakraniellen Volumens auslagern oder bei langsamer Zunahme der Raumforderung durch Resorption reduzieren können. Der Druckanstieg entspricht in diesem Stadium dem zunehmenden Abflusswiderstand. Ist die Kompensation über flüssige Volumenverschiebung ausgeschöpft oder blockiert, steigt der Druck in dem betroffenen Kompartiment an. Eine gleichmäßige intrakranielle Druckverteilung durch Verschiebungen in der Gehirnmasse wird durch die intrakraniellen Septen und die elastischen Materialeigenschaften des Gehirns behindert. Entsprechend der Spannungen innerhalb des Gewebes kommt es zu lokalen Druckdifferenzen und zu Druckdifferenzen gegenüber den angrenzenden Kompartimenten. Besonders im Bereich der Übergänge zwischen den Kompartimenten kommt es zu Spannungen im Gewebe. Je nach Größe der Verbindungsöffnung zwischen den einzelnen Kompartimenten kann ein gewisser Druckausgleich durch Massenverschiebungen des Gewebes erfolgen. Bei weiterem Druckanstieg kommt es, insbesondere an den Kanten der Septen, mit steigenden Druckgradienten zu großen Scherspannungen. An diesen Stellen und, je nach Art der Raumforderung, unmittelbar an der Raumforderung selbst kommt es zu den größten Kräfteinwirkungen auf das Hirngewebe. Beim Patienten liegt bereits beim Anlaufen der beschriebenen Mechanismen eine Notfallsituation vor.

### 6.3 Der Modellschädel

Der für diesen Versuch entwickelte Modellschädel stellt einen stark vereinfachten Nachbau der komplexen Situation des menschlichen Schädelinnenraums dar. Sein Volumen liegt mit 1300 ml im unteren Bereich der in der Literatur angegebenen Durchschnittswerte (43,44). Auch die Schädelwandungen aus Epoxy-Harz stellen eine, wie beim erwachsenen Menschen, nahezu starre Begrenzung des Schädelvolumens dar. Bei der Nachstellung der intrakraniellen Septen durch dünne Plexiglasscheiben wurden zwar die anatomischen Daten bezüglich ihrer Form und ihrer Lage berücksichtigt, ihre physikalischen Eigenschaften wie zum Beispiel der Grad ihrer elastischen Verformbarkeit konnten jedoch aufgrund der Aufwendigkeit nicht nachgestellt werden. Die Ergebnisse müssen entsprechend gewertet werden.

Das stark vereinfachte Ventrikelsystem mit jeweils einem wassergefüllten Raum in der rechten und linken supratentoriellen Hemisphäre kann das natürliche System nur begrenzt nachstellen. Insofern wurde das Ventrikelsystem auf ein komprimierbares und kommunizierendes Raumsystem reduziert, das über Flüssigkeitsströmungen einen Volumen- und somit auch Druckausgleich zwischen rechter und linker supratentorieller Hemisphäre und auch eine Volumenverschiebung nach extrakranial zulässt. Da die Nachahmung der cerebrospinalen Räume nur stark reduziert durchgeführt werden konnte sind auch deren Einflüsse auf die Druckentwicklung im Modellschädel entsprechend zu bewerten.

Der Ersatz der Gehirnmasse durch eine vollständige Füllung mit Gelatine (29,2 g/l) stellt eine praktikable Lösung für den Modellversuch dar. Bei der Ermittlung der Gelatinekonzentration über den Stempeldruckversuch im Vergleich mit frischem Schweinehirn ist natürlich nur ein grober Abgleich der Materialeigenschaften möglich, es wird aber das Verhalten der beiden Materialien unter Druck betrachtet, was für den Modellversuch die entscheidende Materialeigenschaft darstellt. Bei zunehmenden Druckgradienten kam es durch

die geringere Widerstandsfähigkeit der Gelatine gegenüber Scherkräften zu Zerreißen, die im Gehirngewebe so nicht zu beobachten sind. Die Gewebestrukturen innerhalb des Gehirngewebes können durch ein homogenes Material wie die Gelatine natürlich nicht nachempfunden werden. Welchen Einfluss diese Strukturen auf die Druckausbreitung und Druckverteilung haben wäre ein Punkt für weitere Untersuchungen. Die eingesetzten Drucksonden funktionierten weitgehend problemlos und die mit ihren Messeinheiten erfassten Werte konnten mit den angeschlossenen Computern aufgezeichnet werden. Die aufgezeichneten Werte ließen sich in Druckkurven grafisch darstellen und auswerten.

## **6.4 Diskussion der Versuchsergebnisse**

In den folgenden Abschnitten werden die einzelnen Druckversuche nochmals kurz analysiert und anschließend bewertet. Um die Druckversuche mit Gelatinefüllung richtig beurteilen zu können, werden zuerst die Kontrollversuche mit Wasser betrachtet. Fehler und die durch den Versuchsaufbau bedingten Messwertabweichungen können hierdurch aufgedeckt und berücksichtigt werden.

### **6.4.1 Kontrollversuche mit Wasser**

In den beiden Kontrollversuchen mit Wasser 7 und 8 (siehe Abb. 5.7 und 5.8) stieg der Druck nach kurzer Verzögerung an allen Sonden kontinuierlich mit abnehmender Steigung an. Kurzzeitige Messwertabweichungen in den Graphen an allen Messsonden nach 45 Sekunden, wie zum Beispiel im Druckversuch 7, wurden durch die automatische Nachkalibrierung der Spiegelberg-Sonden verursacht. Auch in den weiteren Versuchen traten zum Zeitpunkt der Kalibrierung Zacken im Verlauf der Messkurven auf. Die aufgetretenen Artefakte in den Messwertreihen verschiedener Sonden lassen sich ebenfalls durch die Kalibrierung erklären. Die nach den auffälligen Abweichungen ermittelten Daten erscheinen jedoch plausibel.



Einzigste Ausnahme ist die plötzliche Abnahme der Druckwerte an der supratentoriell-contralateralen Sonde um 7 mmHg im Druckversuch 7. In einer wasserdichten und volumenstabilen Versuchsanordnung war unter Berücksichtigung der geringfügigen Expansionsmöglichkeit des Versuchsschädels sowie der beteiligten Schlauch- und Verschlussysteme ein exponentieller Verlauf des Druckanstieges zu erwarten. Es war jedoch nicht möglich, den komplexen Versuchsaufbau vollkommen wasserdicht zu gestalten, so dass es bei Erhöhung des Druckes zu einem ständig zunehmenden Wasseraustritt kam. Die Menge des einströmenden und des herausgedrückten Volumens glichen sich immer mehr an und erreichten ein Gleichgewicht bei einem konstanten Druckwert. Die erreichte maximale Drucksteigerung betrug im Druckversuch 7 ca. 40 mmHg. Beim Erreichen dieses Druckes wurde die Volumenzufuhr gestoppt und der Druck sank wieder ab. Die Druckwerte der Sonden wichen mit steigendem Druck mehr oder weniger stark von einander ab. Theoretisch müsste der Druckanstieg an allen Sonden identisch sein. Für die Spiegelberg-Sonden infratentoriell-ipsilateral und supratentoriell-ipsilateral sowie für die Codman-Sonde an der Kante des Tentoriumschlitzes traf dies auch annähernd zu. Die beiden Spiegelberg-Sonden auf der linken Seite (contralateral) wichen bei 35 mmHg um ca. 2 mmHg infratentoriell beziehungsweise um ca. 3 mmHg supratentoriell von den anderen Sonden nach unten ab. Die Sonde supratentoriell-contralateral machte wie bereits angesprochen bei einem Druck von ca. 36 mmHg einen Messwertversatz von ca. 7 mmHg. Es wird vermutet, dass der Fehler durch das automatische Kalibrieren der Sonde ausgelöst wurde. Um Fehlmessungen durch eine möglicherweise defekte Sonde zu vermeiden, wurde für die folgenden Versuche die Sonde supratentoriell-contralateral ausgetauscht. Die geringe Messwertabweichung der Sonde infratentoriell-contralateral ist während der Versuchsdurchführung nicht bemerkt worden. Es handelte sich entweder um eine fehlerhafte, beim Einbau beschädigte Sonde oder um eine fehlerhafte Weiterverarbeitung (z.B. Kalibrierungsfehler) im Messgerät.

Betrachten wir den Druckversuch 8, der ebenfalls mit Wasserfüllung durchgeführt wurde, so zeigt sich auch hier bei einer Druckerhöhung von 35 mmHg eine Differenz von ca. 2 mmHg zwischen den beiden infratentoriellen Sonden. Der Druck an der contralaterale Sonde wich hier ebenfalls bei 35 mmHg um 2 mmHg nach unten ab. Der Druckverlauf der ausgetauschten supratentoriellen-contralateralen Sonde lässt diesmal keine Druckdifferenzen zur Codman-Sonde erkennen. Ihre Werte lagen sogar leicht oberhalb der Vergleichswerte der supratentoriell-ipsilateralen Sonde (siehe Abb. 5.8). Da es ansonsten zu keinen weiteren Messausfällen oder größeren Messwertabweichungen gekommen ist, werden die von der Sonde gelieferten Werte unter Berücksichtigung der in den Wasserversuchen ermittelten Abweichungen für verwertbar angesehen. Im Druckversuch 8 wird aufgrund besserer Abdichtung nach 8 Minuten ein maximaler Druckanstieg von ca. 46 mmHg erreicht.

#### **6.4.2 Druckversuch 1 mit Gelatine**

Auf Basis der Wasserversuche können die Messwerte der Gelatineversuche diskutiert werden. Beim Druckversuch 1 (siehe Abb. 5.1) war keine Flüssigkeit im Ventrikelsystem. Das Foramen magnum war offen. Der Druckanstieg erreichte nach ca. 4,5 Minuten seinen Maximalwert. Er stieg in den ersten 3,5 Minuten an allen Sonden kontinuierlich an. Anschließend kam es zu einer Unterbrechung des kontinuierlichen Druckanstiegs, der sich durch eine Massenverschiebung der Gelatine erklären lässt, welche sich auch durch ein Vorwölben der Gelatine an der Öffnung des Modellschädels, die das Foramen magnum darstellt, zeigte. Das Vorwölben der Gelatine stellt eine Volumenverlagerung nach extrakranial dar und ermöglicht dadurch eine zumindest kurzfristige Kompensation des kontinuierlich zunehmenden intrakraniellen Volumens.

Im Kompartiment der Raumforderung nahm der Druck, wie zu erwarten, mit 34,5 mmHg am stärksten zu. Auch die Druckanstiege an den anderen Sonden mit 25,5 mmHg infratentoriell-contralateral, 19,5 mmHg und 20 mmHg an den beiden Sonden supratentoriell fielen erwartungsgemäß aus. Der Druckanstieg an der

Sonde am Tentoriumschlitz fiel mit 18 mmHg niedriger aus, obwohl sie erheblich näher zur Raumforderung lag als die beiden supratentoriellen Sonden. Auch zeigte sich im Vergleich zu den supratentoriellen Sonden ein deutlich verzögertes Ansteigen der Druckwerte. Eigentlich hätte man im Bereich der Engstelle am Übergang zwischen infra- und supratentoriellem Raum eher erhöhte Druckwerte erwartet. Bedenkt man aber die vektoriellen Eigenschaften der Druckausbreitung und die dadurch im Gewebe entstehenden Spannungen lässt sich dieses Phänomen folgendermaßen erklären. Der Tip-Druckaufnehmer der Codman-Sonde ist, mit seiner Sensorfläche nach cranial ausgerichtet, in die Kante der Tentoriumspalte eingelagert. Der Druck nimmt rund um die Kante sehr unterschiedliche Werte an. Im Bereich der Flächen, auf die die Kräfte eher senkrecht auftreffen, wird man höhere Druckwerte messen als an den Flächen, die zur Ausbreitungsrichtung des Druckes eher parallel oder, wie im Versuch, an einer leicht abgewandten Oberfläche liegen. Die Richtung und Verteilung der auftretenden Kräfte werden durch die sich im Material bildenden Spannungen bestimmt. Anschaulich wäre eine Darstellung mit Spannungslinien, wobei die Bereiche mit gleichen Druckwerten über Linien verbunden sind. Die Erarbeitung einer solchen Darstellung ist nur mit einer größeren Anzahl von Messsonden im Bereich der Kante möglich. Eine Abbildung dieser Art steht daher in der vorliegenden Arbeit nicht zur Verfügung.

Betrachtet man die Druckdifferenz zwischen den beiden infratentoriellen Sonden von 9 mmHg muss diese aufgrund der Wasserversuche um ca. 2 mmHg geringer eingeschätzt werden. Sie stellt dann mit einem Wert von 7 mmHg immer noch eine deutliche Differenz dar. Die beiden supratentoriellen Sonden zeigten keine Druckdifferenzen zueinander.

Die beobachteten Druckphänomene lassen sich durch folgende Zusammenhänge erklären. Beim Erreichen großer Druckdifferenzen kommt es durch Massenverschiebungen innerhalb der Gelatine zu so starken Scherkräften, dass es zum Zerreißen des Materials kommt. Obwohl die Druckdifferenz zwischen den Kompartimenten an den Sonden gemessen nur 15 mmHg oder weniger beträgt,

kommt es im Bereich der Kanten der intrakraniellen Septen zu lokal erheblich größeren Druckgradienten und somit auch zu stärkeren Scherkräften. Wie in den Vorversuchen (siehe 4.10) zu sehen ist, hält die Gelatine im Stempeldruckversuch Druckwerten von 70 mmHg und weit darüber hinaus stand. Kommt es aber durch Scherkräfte zum Einriss im Material baut sich die Spannung durch Bewegung entlang der Rissebenen ab. Die mobilisierten Teile bewegen sich in Richtung des geringsten Widerstandes, in diesem Falle in Richtung Foramen magnum. Bei weiter zunehmender Raumforderung kommt es entsprechend den entstehenden Spannungen zu weiteren, intervallartigen Gewebeerreißen und somit zum ebenfalls intervallartigen Austreten von Gelatine und Druckabbau im gesamten System. Die Druckwerte einer einzelnen Drucksonde erlauben demnach eine Abschätzung der Druckentwicklung innerhalb des gesamten Schädels. Aussagen über die Druckverhältnisse mit ihren lokalen Druckdifferenzen und der Spannungssituation innerhalb des Gewebes sind nicht möglich.

### **6.4.3 Druckversuch 2 mit Gelatine**

Beim Druckversuch 2 (siehe Abb. 5.2) war das Foramen magnum offen und das supratentorielle Ventrikelsystem gefüllt. Die Aufzeichnung wurde nach 7 Minuten durch einen Computerabsturz abgebrochen, so dass der Versuch nur bis zu diesem Moment betrachtet werden kann. Die Druckversuche 3 und 6 wurden daher unter den gleichen Versuchsbedingungen wie der Druckversuch 2 bis zum gewollten Versuchsabbruch aufgezeichnet. Sie werden in den Kapiteln 6.4.4 und 6.4.7 näher analysiert und ausgewertet.

Im Druckversuch 2 zeigte sich im aufgezeichneten Zeitraum an allen Sonden ein kontinuierlicher Druckanstieg. Auffällig war der unruhige Druckverlauf an der Kante des Tentoriumschlitzes mit einer Amplitudenhöhe von ca. 2 mmHg. In den Ventrikeln stieg der Druck treppenartig in ca. 0,5 mmHg großen Stufen an. Bei einem Druckanstieg von insgesamt 13 mmHg in den Ventrikel entspricht das einer Erhöhung um 17,7 cmH<sub>2</sub>O was in Bezug auf den Durchmesser der angeschlossenen Wassersäule einem Volumen von ca. 5 ml entspricht. Die

Analyse des Versuchs lässt darauf schließen, dass sich der treppenartige Druckanstieg durch eine ruckartige Massenverschiebung durch den Tentoriumschlitz ergibt. Dieses ruckartige Durchdrücken würde auch die stärkeren Druckschwankungen an der Kante des Tentoriumschlitzes erklären.

Während der aufgezeichneten Versuchsdauer stülpte sich die Gelatine pulsierend aus dem Foramen magnum, trat aber nicht weiter aus. Der Widerstand, der supratentoriell durch das Ansteigen der Ventrikelflüssigkeit in der Wassersäule langsam zunahm, war noch geringer als der Widerstand, der das Austreten der Gelatine durch das Foramen magnum verhinderte. Der Druckanstieg war mit 22 mmHg im Kompartiment der Raumforderung am größten. Es kann daraus geschlossen werden, dass der Druck entsprechend der räumlichen Beziehungen der Kompartimente zueinander und der jeweiligen Kompensationsmöglichkeiten in den einzelnen Kompartimenten sowie den sich daraus ergebenden Massenverschiebungen weitergegeben wird. Es handelt sich hierbei um ein komplexes Regelsystem, welches von weiteren Faktoren wie Reibung, Adhäsion und anderen hier nicht erfassten Größen abhängig ist.

#### **6.4.4 Druckversuch 3 mit Gelatine**

Der Druckversuch 3 (siehe Abb. 5.3) wurde unter den gleichen Versuchsbedingungen wie die Druckversuche 2 und 6 (siehe 6.4.3 und 6.4.7) durchgeführt. Die Druckwerte verhielten sich anfangs wie in Druckversuch 2. Der maximale Druckanstieg war auch hier mit 26,5 mmHg an der Sonde infratentoriell-ipsilateral am größten. Der Druckunterschied infratentoriell betrug etwa 6 mmHg, wobei sich auch hier aufgrund der Wasserversuche ein korrigierter Druckunterschied von ca. 4,5 mmHg ergab. Dieser fiel damit etwas geringer als im Druckversuch 1 aus, bei dem jedoch der gesamte Druckanstieg noch um ca. 8 mmHg stärker war. Im Druckversuch 3 war es nicht möglich genauso hohe Druckwerte zu erreichen wie im Druckversuch 1. Es lässt sich erkennen, dass es durch das relativ leicht verdrängbare Kompensationsvolumen der Ventrikel zu einer Volumenverschiebung in den supratentoriellen Raum kommen kann, welche

wiederum zu Scherkräften an den Kanten des Tentorienspaltes führt. Diese Scherkräfte waren im Druckversuch 3 für ein früheres Auftreten von Rissen in der Gelatinemasse verantwortlich. Im Druckversuch 1 kam es aufgrund des fehlenden Ventrikelsystems nicht zu entsprechenden Volumenverschiebungen und den daraus resultierenden Scherkräften. Dies bedeutet, dass die zusätzliche Volumenverschiebung in Richtung des supratentoriellen Raumes die Druckstabilität der Gelatine im restlichen Schädel negativ beeinflusst und sich nur noch geringere maximale Druckwerte erreichen lassen.

Im weiteren Verlauf des Versuchs verringerte sich der Druckanstieg an allen Sonden nach ca. 6 Minuten leicht. Die Absenkung des Drucks lässt sich durch eine Volumenverschiebung in Richtung Foramen magnum erklären, die sich im Versuch durch ein Vorwölben der Gelatine aus dem Foramen magnum zeigte.

Der Druck stieg weiterhin bis zum nächsten, diesmal massiveren Austritt von Gelatine an. Im gesamten System sank daraufhin der Druck über ca. 30 Sekunden supratentoriell um 3 mmHg, infratentoriell um 5-6 mmHg ab, was sich durch einen weiteren Volumenausritt aus dem Foramen magnum erklären lässt.

Im weiteren Verlauf verhielt sich die Druckentwicklung insbesondere im Kompartiment der Raumforderung entsprechend dem Austritt von Gelatine am Foramen magnum. Es fand, bedingt durch die Zunahme an Gewebeerreißung, ein direkter Volumenausgleich über das Foramen statt. In den anderen Kompartimenten kam es nur noch zu geringen Druckschwankungen. Auffällig war auch der im Verhältnis zu den supratentoriellen Sonden geringe Druckanstieg an der Kante des Tentoriumschlitzes. Er lässt sich nur durch die Ausrichtung der Sensorfläche und mit den durch die Gewebespannungen entstehenden Druckgradienten an der Kante erklären. Bei dem starken Messwertesprung der Sonde supratentoriell-ipsilateral handelt es sich um ein nicht nachvollziehbares Artefakt. Die Sonde zeigte nach ca. 45 Sekunden wieder plausible Werte.

#### 6.4.5 Druckversuch 4 mit Gelatine

Der Druckversuch 4 wurde ebenfalls mit Ventrikeln aber mit verschlossenem Foramen magnum durchgeführt. Der Druck an den supratentoriellen Sonden und in den Ventrikeln nahm über die gesamte Versuchsdauer kontinuierlich zu und zeigte keinerlei Auffälligkeiten in den Druckkurven. An den infratentoriellen Sonden stieg der Druck zu Versuchsbeginn etwas steiler an als an den supratentoriellen Sonden. Insbesondere die infratentoriell-ipsilaterale Sonde wies in den ersten 12,5 Minuten einen schnelleren aber ebenfalls kontinuierlichen Druckanstieg auf, abgesehen von einem ca. 4 mmHg hohen Zacken bei ca. 7,5 Minuten. Für die Messwertabweichung konnte keine Ursache gefunden werden. Dies muss somit als Artefakt des Messsystems angesehen werden.

Der weitere Verlauf der Druckkurve zeigte sich deutlich unruhiger mit zeitweiliger Stagnation der Druckzunahme. An der infratentoriell-contralateralen Sonde stieg der Druck anfangs ebenfalls steiler an als an den übrigen Sonden, passte sich allerdings in seiner Druckzunahme nach 5,5 Minuten den supratentoriellen Sonden an. Nach 12,5 Minuten reduzierte sich die Druckzunahme immer weiter, so dass sich ihre absoluten Druckwerte zu Versuchsende sogar den Druckwerten der supratentoriellen Sonden annäherten.

Der Verlauf der Druckkurve am Tentoriumschlitz war dagegen sehr unruhig. Nach ca. 12 Minuten kam es in einen Zeitraum von 15 Sekunden zu einem plötzlichen Druckabfall um ca. 5,5 mmHg. Danach schnellte der Druck wieder um 10 mmHg nach oben. Der restliche Verlauf war ebenfalls sehr unruhig und wies noch weitere, wenn auch geringere Sprünge im Druckverlauf auf.

Als Ergebnis ist festzuhalten, dass sich die Druckschwankungen auf den infratentoriellen Raum und die Tentoriumspalte beschränken. Sie lassen sich durch das Verschieben von Gelatine durch den Tentoriumspalt erklären. Die Ventrikel stellen bei verschlossenem Foramen magnum das einzige Reservevolumen im Versuchsaufbau dar, so dass es nicht wie in den

Druckversuchen 2, 3 und 6 zwei Kompensationsmöglichkeiten und somit zwei Richtungen für eine mögliche Volumenverschiebung gibt.

Bei der infratentoriellen Volumenzunahme kommt es zu einer Volumenverschiebung in Richtung der Tentoriumspalte, die abhängig von der Verformbarkeit der Gelatine in diesem Bereich eine eng begrenzte Volumenverschiebung ermöglicht. Erst mit dem Auftreten von Gewebeerreißen innerhalb der Gelatine kann es zu weiteren Volumenverschiebungen durch die Tentoriumspalte kommen. Das ungleichmäßige Auftreten von zunehmenden Geweberissen erklärt den unregelmäßigen Kurvenverlauf an den infratentoriellen Sonden.

Im Versuch kam es an der Kante der Tentoriumspalte zu den auffälligsten Druckschwankungen, die genau wie in den anderen Versuchen durch das Auftreten von Spannungen in der Gelatine an der Kante verursacht wurden. Wenn also die Spannungen ausreichen, um zu Zerreißen innerhalb der Gelatine zu führen, kommt es zum Durchtritt von Gelatine und somit zu Veränderungen der Spannungslage an der Kante mit entsprechenden Druckeffekten an der dort angebrachten Drucksonde. Auffällig ist, dass zum Versuchsende die Druckwerte an der Tentoriumkante sogar höhere Werte erreichten als an der infratentoriell-contralateralen Sonde. Betrachtet man aber die Vergleichsversuche mit Wasserfüllung so kann man hierfür zum größten Teil eine negative Messwertabweichung der infratentoriell-contralateralen Sonde verantwortlich machen. Bei einem Druckwert von 50 mmHg muss man ca. 7-8 mmHg zum ermittelten Wert aufschlagen, was wiederum bedeutet, dass ihre Druckwerte auch zu Versuchsende noch leicht oberhalb der Druckwerte am Tentoriumspalt liegen.

#### **6.4.6 Druckversuch 5 mit Gelatine**

Der Druckversuch 5 wurde ohne Ventrikel und mit verschlossenem Foramen magnum durchgeführt. An allen Sonden stieg der Druck kontinuierlich an. Da es keine Kompensationsmöglichkeit gab, erreichte der Druck an der infratentoriell-



ipsilateralen Sonde bereits nach 3,5 Minuten einen Wert von über 110 mmHg. Wie im Kontrollversuch mit Wasser weichen mit zunehmendem Druck die infratentoriell-contralaterale und im geringeren Umfang auch die supratentoriell-ipsilaterale Sonden immer weiter nach unten ab. Wenn es in den Wasserversuchen gelungen wäre den Versuchsaufbau vollständig wasserdicht zu gestalten, hätten sich für alle drei Versuche nahezu identische Messergebnisse ergeben. Deutlich wird im Druckversuch 5 wie schnell bei einer Volumenzunahme von unter 1 ml pro Minute der Druck im Schädel ansteigt, wenn kein Kompensationsvolumen mehr zur Verfügung steht.

#### **6.4.7 Druckversuch 6 mit Gelatine**

Der Druckversuch 6 stellt eine Wiederholung der Versuchsbedingungen der Druckversuchen 2 und 3 dar. Der Verlauf der Kurven war vergleichbar mit den Druckentwicklungen der vorangegangenen Druckversuche. Auch hier kam es erst beim Erreichen des maximalen Druckes zum intervallartigen Austreten von Gelatine. Der maximale Druckanstieg fiel hier mit 22 mmHg um 4,5 mmHg geringer aus als im vergleichbaren Druckversuch 3. Der erste Druckabfall war weniger steil und dauerte mit ca. zwei Minuten erheblich länger. Er wurde bei ca. 8 Minuten durch eine Zacke, die wahrscheinlich durch Nachkalibrierung der Spiegelberg-Sonden ausgelöst wurde, kurz unterbrochen. Auch die starke Messwerteabweichung der Sonde supratentoriell-contralateral trat zeitgleich mit der Nachkalibrierung auf. Die weiteren Druckwerte schwankten wieder in Abhängigkeit vom Gelatineaustritt um 2-3 mmHg ohne weiter abzusinken.

Es zeigt sich, dass die Druckverläufe an den Sonden im Druckversuch 6 im Wesentlichen mit den Druckverläufen der Druckversuche 2 und 3 übereinstimmen. Aufgrund der Komplexität ergeben sich dennoch Unterschiede z.B. bei Höhe und Zeitpunkt des erreichten Maximaldrucks. Diese Komplexität ergibt sich aus den schwer zu definierenden Materialeigenschaften der Gelatine und der Anzahl der Komponenten, die die Druckentwicklung beeinflussen. Diese Differenzen in den Versuchsverläufen können in der Ergebnisbetrachtung jedoch

vernachlässigt werden, da sie nur eine quantitative und keine qualitative Abweichung darstellen.

## **6.5 Zusammenfassung**

Trotz starker Reduktion der komplexen klinischen Situation in vivo lassen sich im Modellversuch Druckgradienten und unterschiedliche Druckentwicklungen an verschiedenen Messpunkten darstellen. Der Ersatz der Gehirnmasse durch Gelatine mit einer Konzentration von 29 g/l stellt sich hierbei als praktikable Lösung dar.

In dem erarbeiteten Versuchsaufbau wurde eine infratentorielle Raumforderung simuliert. Über die Veränderung einzelner Komponenten im Versuchsaufbau kann deren Bedeutung für die Druckentwicklung und die Druckdifferenzen zwischen den verschiedenen Schädelkompartimenten untersucht werden.

Je nach Versuchsbedingungen traten in den Versuchen Druckdifferenzen von bis zu 24 mmHg zwischen supra- und infratentoriellem Raum auf. Die Druckdifferenzen zwischen den rechten und linken Messpunkten fielen infratentoriell bei Druckwerten von unter 40 mmHg mit maximal 7 mmHg deutlich geringer aus. Supratentoriell wurden nahezu keine Druckgradienten registriert. Auch an der Kante der Tentoriumspalte wich die Druckentwicklung von den anderen Messpunkten ab und zeigte in allen Gelatineversuchen den unruhigsten Kurvenverlauf. Die höchste positive Abweichung bei den maximalen Druckanstiegen betrug 24,5 mmHg. Bei den negativen Abweichungen wich die Druckentwicklung bis zu minus 18,5 mmHg von den Werten einer Vergleichssonde ab.

Die im Versuch gemessenen Werte zeigen, dass der Druck bei einer infratentoriellen Raumforderung im entsprechenden Kompartiment abgeleitet werden sollte. Wenn zusätzlich eine Sonde im supratentoriellen Kompartiment

und/oder intrathekal eingebracht wird, kann man über Veränderungen in der Druckdifferenz Rückschlüsse auf die Drucksituation an der Tentoriumspalte und im Bereich des Foramen magnum ziehen. Durch weitere Versuche mit erhöhter Sondenzahl ließen sich noch differenziertere Aussagen über die entstehenden Druckgradienten auch innerhalb der einzelnen Kompartimente und insbesondere im Bereich der Kante der Tentoriumspalte machen. Versuche zur intrakraniellen Compliancemesung sind ebenfalls mit dem Modellschädel möglich und wurden bereits durchgeführt (65).

## **7 Konklusion und Ausblick**

### **7.1 Einführung in das Kapitel**

Im letzten Kapitel werden die in der Einleitung formulierten Ziele und Fragestellungen der Arbeit erneut aufgegriffen und abschließend betrachtet. Ein Abschnitt beschäftigt sich mit den Einschränkungen der Arbeit. Die Bedeutung der Arbeit für die theoretische Betrachtung von intrakraniellen Druckphänomenen wird erörtert und Auswirkungen für die klinische Hirndruckmessung abgeleitet. Mit einem Ausblick für weiterführende Untersuchungen wird das Kapitel abgeschlossen.

### **7.2 Konklusion**

Die Ergebnisse werden im Hinblick auf die im Kapitel 1 formulierten Ziele und Fragestellungen der Arbeit betrachtet. Ziel dieser Arbeit ist es, anhand eines künstlichen Schädelmodells Theorien und Gesetzmäßigkeiten zu intrakraniellen Druckphänomenen bei einer infratentoriellen Raumforderung zu erarbeiten. Die Ergebnisse sollen eine Grundlage für weitere Untersuchungen in diese Richtung darstellen und, wenn möglich, Ableitungen mit klinischer Relevanz ergeben.

Um dieses übergeordnete Ziel zu erreichen wurden folgende untergeordneten Fragestellungen formuliert:

1. Ist es möglich, einen Versuchsaufbau zu entwickeln, der die komplexe Situation in vivo auf überschaubare und vereinfachte Komponenten reduziert?
2. Durch welches Material lässt sich die Gehirnmasse am praktikabelsten ersetzen?
3. Lassen sich die zu erwartenden Druckphänomene bei einer infratentoriellen Raumforderung in dem erarbeiteten Modellversuch in messbaren Größen erzeugen?
4. Gelingt es, die Druckwerte mit der zur Verfügung stehenden Hardware an mehreren verschiedenen Messpunkten simultan abzuleiten, aufzuzeichnen und somit auswertbar darzustellen?
5. Ist es möglich, über die Veränderung einzelner Komponenten innerhalb des Versuchsmodells deren Bedeutung für die Druckentwicklung darzustellen?
6. Welche Aussagen lassen sich anhand der Ergebnisse über die Druckphänomene und deren Entstehung im menschlichen Schädel ableiten?

In den folgenden Unterkapiteln werden diese Fragestellungen in entsprechender Reihenfolge erörtert.

### **7.2.1 Vereinfachter Versuchsaufbau**

In Zusammenarbeit mit G. Brinksmeier wurde für diesen Versuchsaufbau ein Modellschädel entwickelt und hergestellt, auf dessen Grundlage ein auf überschaubare und vereinfachte Komponenten reduzierter Modellversuch erarbeitet wurde (12). Die komplexe Situation in vivo wurde soweit vereinfacht, dass eine reproduzierbare, mehrmalige Versuchsdurchführung mit vertretbarem Aufwand ermöglicht wurde. Die Strukturen des Schädelinnenraums mit seinen Septen und die dadurch entstehenden einzelnen Kompartimente wurden dimensionsgetreu nachgebaut. Das Ventrikelsystem wurde stark vereinfacht und auf den supratentoriellen Raum begrenzt nachgebildet. Über das Ventrikelsystem und das ebenfalls nachgestellte Foramen magnum standen zwei auch in vivo

vorhandene Kompensationsmöglichkeiten zur Verfügung. Die infratentorielle Raumforderung wurde durch einen von außen zu befüllenden Ballon simuliert. Detaillierte Ausführungen zum erarbeiteten Versuchsaufbau sind in Kapitel 4 „Material und Methode“ enthalten. Somit ist es gelungen, einen Versuchsaufbau zu entwickeln, der die komplexe Situation in vivo auf vereinfachte Komponenten reduziert.

### **7.2.2 Ersatzmaterial für Gehirnmasse**

Über einen vergleichenden Druckversuch, der in Kapitel 4.10 beschrieben wird, wurde eine Gelatinekonzentration ermittelt, die eine möglichst ähnliche Druckkurve wie die von schlachtfischem Schweinehirn aufweist. Mit einer Konzentration von 29,2 g/l ergaben sich die größten Übereinstimmungen im Kurvenverlauf der zu vergleichenden Materialien. In den Druckversuchen im Modellschädel stellte sich die Gelatine als praktikables und preisgünstiges Ersatzmaterial für die Gehirnmasse dar. Die Gelatine lässt sich im flüssigen Zustand relativ einfach und blasenfrei in den Modellschädel einfüllen und nach der Versuchsdurchführung wieder leicht und rückstandslos entfernen.

### **7.2.3 Druckphänomene in messbaren Größen**

Die von vielen Autoren in klinischen Untersuchungen am Patienten immer wieder beschriebenen intrakraniellen Druckdifferenzen lassen sich trotz starker Reduktion der komplexen klinischen Situation im Modellversuch bei Simulation einer infratentoriellen Raumforderung in messbarer Größe erzeugen. Es können auch Unterschiede bei Druckentwicklungen an den verschiedenen Messpunkten am Verlauf der Druckkurven beobachtet werden. Die aufgezeichneten Druckverläufe erscheinen plausibel und sind im Kapitel 5 beschrieben und graphisch dargestellt.

#### **7.2.4 Simultane Aufzeichnung von sechs Druckwerten**

Durch die Zusammenführung der von den sechs Messsonden gelieferten Druckwerte auf drei Spiegelberg CPP-Monitore ist es gelungen, die Messdaten auf drei zeitlich parallelisierte Computer zu übertragen und aufzuzeichnen. Die drei aufgezeichneten Datensätze konnten über die Zeitdaten einander zugeordnet und somit gemeinsam weiterverarbeitet und ausgewertet werden. Nähere Ausführungen hierzu finden sich im Kapitel 4.9 und der Abbildung 4.4.

#### **7.2.5 Bedeutung einzelner Komponenten**

Über die Veränderungen einzelner Komponenten konnte deren Bedeutung für die intrakranielle Druckentwicklung dargestellt werden. Insbesondere die Bedeutung der Kompensationsmöglichkeiten über das Ventrikelsystem und das Foramen magnum konnte durch Druckversuche mit und ohne diese Komponenten gut untersucht werden. Im Druckversuch 5 (siehe 5.3.5) wird deutlich, wie schnell bei nicht vorhandenen oder erschöpften Kompensationsmöglichkeiten der intrakranielle Druck bei weiterer, auch gering zunehmender Raumforderung ansteigt.

#### **7.2.6 Aussagen**

Die Ergebnisse der Modellversuche lassen aufgrund der starken Vereinfachung des Versuchsaufbaus nur bedingt Aussagen über die Druckphänomene im menschlichen Schädel zu. Es lassen sich aber qualitativ die erwarteten und aus der Literatur und klinischen Beobachtungen bekannten Druckphänomene beobachten (28,61,79). Druckdifferenzen zwischen verschiedenen intrakraniellen Kompartimenten und die besondere Drucksituation im Bereich der Tentoriumspalte lassen sich trotz einfachem Versuchsaufbau gut darstellen. Quantitative Rückschlüsse aus den ermittelten Druckwerten sind nicht zulässig, da hierfür der Modellversuch zu stark vereinfacht wurde.

Durch die Druckversuche konnte insbesondere die Bedeutung der Kompensationsvolumina verdeutlicht werden, da es bei deren Erschöpfung zu einem rasanten Druckanstieg kam.

Der Modellversuch ermöglicht es, theoretische Überlegungen durch entsprechende Modifikationen am Versuchsaufbau auch plastisch darzustellen und erleichtert damit ein Verständnis der komplexen Situation im menschlichen Schädelinneren.

### **7.3 Einschränkungen der Arbeit**

Die Grundidee der Arbeit, einen vereinfachten Versuchsaufbau mit einem hierfür zu konstruierenden Kunstkopf zu erarbeiten, stellt die größte, jedoch gewollte Einschränkung dieser Arbeit dar. Die sehr komplexe in vivo vorliegende Situation wurde hierfür in einen im Labor durchzuführenden Modellversuch übertragen, der einerseits mehrfach durchführbar ist und andererseits die Nachstellung und Aufzeichnung der intrakraniellen Druckentwicklungen bei einer infratentoriellen Raumforderung ermöglicht.

Das arterielle und venöse Blutsystem wurde im Modellversuch aufgrund der Komplexität nicht nachgestellt. Die Dynamik und die Bedeutung des Gefäßsystems für die intrakraniellen Druckverhältnisse sind somit nicht bewertbar. Das intrakranielle Liquorsystem wurde im Versuch auf ein rechtes und ein linkes supratentorielles Kompensationsvolumen reduziert. Bei der Nachstellung der intrakraniellen Septen durch dünne Plexiglasscheiben wurden zwar die anatomischen Daten bezüglich ihrer Form und ihrer Lage berücksichtigt, ihre physikalischen Eigenschaften wie zum Beispiel der Grad ihrer elastischen Verformbarkeit konnten jedoch aufgrund der Aufwendigkeit nicht nachgestellt werden. Diese Einschränkung gilt für alle im Modellschädel nachempfundenen, anatomischen Strukturen. Auch der Ersatz der strukturierten Gehirnmasse durch die homogene Gelatine muss hier noch mal genannt werden.



Die Anzahl der Sonden innerhalb des Modellschädels, insbesondere im Bereich um die Tentoriumkante, stellt eine weitere Einschränkung dar. Da es sich bei der Füllung des Schädels nicht um Wasser sondern um Gelatine handelt, werden die Kräfte und die durch sie an den Sondenoberflächen einwirkenden Drücke entsprechend den im Material entstehenden Spannungen weitergeleitet. So kann die einzelne, fest in die Kante der Tentoriumspalte eingelassene Sonde nur die Kräfte registrieren, die auf ihre, in eine bestimmte Richtung ausgerichtete Sensorfläche auftreffen. Bei dem gemessenen Druck handelt es sich also nicht um den Druck im umliegenden Gewebe, sondern um den Druck, der speziell an diesem Ort auf die Fläche dieser Ausrichtung einwirkt.

Die vereinzelt in den Druckversuchen plötzlich auftretenden starken Druckwertabweichungen, die sich nicht durch realistische Druckveränderungen erklären lassen, müssen als Artefakte gewertet werden. Sie können durch die automatische Nachkalibrierung der Spiegelberg-Sonden oder durch kurzzeitige Verklebung der Gelatine an der Sondenoberfläche entstanden sein. Beim Druckwertabfall an der supratentoriell-contralateralen Sonde im Druckversuch 7 handelte es sich um eine wahrscheinlich beim Einbau beschädigte Sonde. In den anderen Fällen zeigten die Sonden kurz nach den Messwertabweichungen wieder plausible Druckwerte an.

Abschließend bleibt festzustellen, dass trotz starker Vereinfachung viele Faktoren wie Reibung, Adhäsion und andere, die Druckverhältnisse beeinflussende Größen nicht erfasst und somit nicht beurteilbar sind.

#### **7.4 Bedeutung der Arbeit für theoretische Betrachtungen**

Mit der vorliegenden Arbeit wurde eine Möglichkeit geschaffen, theoretische Überlegungen zur intrakraniellen Druckentwicklung in einem entsprechend der Fragestellung modifizierbarem Versuchsaufbau darzustellen und zu untersuchen. Die hier durchgeführten Druckversuche stellen eine erste Versuchsreihe dar, die

zeigen soll, ob sich mit der gewählten Methode auswertbare Versuche durchführen lassen.

Die Ergebnisse der Arbeit bestätigen im Wesentlichen die aus der Literatur bekannten und in klinischen Untersuchungen beobachteten Druckphänomene. Es lassen sich Druckdifferenzen und Unterschiede in der Druckentwicklung zwischen verschiedenen Messpunkten darstellen und die Bedeutung der Kompensationsmöglichkeiten für die Dynamik der intrakraniellen Druckzunahme verdeutlichen.

Die in dieser Arbeit ausgeführten Versuche zeigen, dass die Messsysteme, die zur Verfügung standen, als praktikabel und weitestgehend ausgereift angesehen werden können. Sie zeigen jedoch auch, dass die Werte einer einzelnen Sonde nicht ausreichen, um eine sichere Aussage über die im Schädel vorliegenden Druckverhältnisse zu machen.

Der Wert der Arbeit ist insbesondere in der anschaulichen Darstellung und somit auch in der leichteren Verständlichkeit der intrakraniellen Vorgänge zu sehen. Anhand des Modellschädels lassen sich Versuche zu Überlegungen und Theorien durchführen, die so im klinischen Alltag nur schwer durchführbar wären. Außerdem können Versuche mit dem Modellschädel auch als eine Interpretations- und Erklärungshilfe für auftretende intrakranielle Vorgänge dienen.

## **7.5 Ausblick**

Durch die mit dem erarbeiteten Versuchsaufbau erzielten Ergebnisse erscheinen weitere Untersuchungen zu intrakraniellen Druckphänomenen unter zu Hilfenahme des Modellschädels als vielversprechend. Versuche zur intrakraniellen Compliancemesung im Modellschädel sind in Zusammenarbeit mit Moskopp und Wölfer bereits erfolgreich durchgeführt worden (65).

Um konkretere Aussagen über die Druckverhältnisse insbesondere in dem interessant erscheinenden Bereich der Tentorienspalte zu erhalten, wären Versuche mit einer erhöhten Sondenzahl wünschenswert. Der Modellversuch kann dabei helfen, eine Systematik für die klinische Anwendung der intrakraniellen Druckmessung zu erarbeiten. So kann zum Beispiel ein Standard erarbeitet werden, der die Platzierung, die Anzahl der Sonden und den adäquaten Sondentyp bei bestimmtem Befund und vorliegender klinischer Symptomatik vorgibt.

Inwieweit es sinnvoll ist, bei weiteren Untersuchungen eine Nachbildung zusätzlicher intrakranieller Strukturen oder andere Modifikationen des Modellschädels vorzunehmen, hängt von der zu untersuchenden Fragestellung ab.

Für die Industrie könnte der Modellschädel bei der Neu- oder Weiterentwicklung von Messsystemen hilfreiche Dienste leisten.

Auch ein Einsatz als Anschauungs- und Übungsmodell für den Umgang mit den verschiedenen Messsystemen in der klinischen Ausbildung erscheint sinnvoll.

Der Wert der vorliegenden Arbeit ist somit insbesondere in der Nachstellbarkeit intrakranieller Druckphänomene, der anschaulichen Darstellung und der dadurch leichteren Verständlichkeit der komplexen intrakraniellen Vorgänge zu sehen.

## Literaturverzeichnis

1. Adson AW, Lillie WL (1927)  
The relationship of intracerebral pressure, choked disk and intraocular tension.  
Trans Amer Acad Ophth Otolaryng 30: 138-154
2. Alesch F (1987)  
Epidurale intrakranielle Druckmessung mit herkömmlichen Druckwandlern.  
Vorstellung einer neuen Methode.  
Anästh Intensivther Notfallmed 22(1): 26-29
3. Allen R (1986)  
Intracranial pressure: a review of clinical problems, measurement techniques  
and monitoring methods.  
J Med Eng Technol 10(6): 299-320
4. Andrews PJ (2005)  
Cerebral perfusion pressure and brain ischaemia: can one size fit all?  
Crit Care 9(6): 638-639
5. Andrews PJ, Citerio G (2004)  
Intracranial pressure. Part one: Historical overview and basic concepts.  
Intensive Care Med 30(9): 1730-1733
6. Arnold G, Lang J (1969)  
Maße des Schädels, Korrelation von Leitungsbahnen und Beispiele ihrer  
praktischen Bedeutung.  
Acta Anat (Basel) 73(1): 98-108
7. Balestreri M, Czosnyka M, Hutchinson P, Steiner LA, Hiler M, Smielewski P,  
Pickard JD (2006)  
Impact of intracranial pressure and cerebral perfusion pressure on severe  
disability and mortality after head injury.  
Neurocrit Care 4(1): 8-13

8. Betsch HM (1993)  
Experimentelle und klinische Untersuchung über Fehler und Artefakte der epiduralen Hirndruckmessung.  
Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät der Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg
9. Brain Trauma Foundation; American Association of Neurological Surgeons; Congress of Neurological Surgeons; Joint Section on Neurotrauma and Critical Care, AANS/CNS (2007)  
Guidelines for the management of severe traumatic brain injury.  
VI. Indications for Intracranial Pressure Monitoring.  
J Neurotrauma 24 Suppl 1: 37-44
10. Brain Trauma Foundation; American Association of Neurological Surgeons; Congress of Neurological Surgeons; Joint Section on Neurotrauma and Critical Care, AANS/CNS (2007)  
Guidelines for the management of severe traumatic brain injury.  
VII. Intracranial Pressure Monitoring Technology.  
J Neurotrauma 24 Suppl 1: 45-54
11. Brain Trauma Foundation; American Association of Neurological Surgeons; Congress of Neurological Surgeons; Joint Section on Neurotrauma and Critical Care, AANS/CNS (2007)  
Guidelines for the management of severe traumatic brain injury.  
VIII. Intracranial Pressure Thresholds.  
J Neurotrauma 24 Suppl 1: 55-58
12. Brinksmeier G (2003)  
Experimentelle Messung ortsdifferenter Druckentwicklung an einem Kunstkopf bei supratentoriellen Raumforderungen.  
Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster
13. Broaddus WC, Pendleton GA, Delashaw JB, Short RV, Kassell NF, Grady MS, Jane JA (1989)  
Differential intracranial pressure recordings in patients with dual ipsilateral monitors.

- In: Hoff JT, Betz AL (eds), Intracranial Pressure VII,  
Springer, Berlin, pp: 41-44
14. Brock M, Furuse M, Weber R, Hasuo M, Dietz H (1975)  
Brain tissue pressure gradients.  
In: Lundberg N, Pónten U, Brock M (eds), Intracranial Pressure II,  
Springer, Berlin, pp: 215-217
15. Burrows G (1846)  
On disorders of the cerebral circulation and on the connection between  
affections of the brain and diseases of the heart.  
London: Longman, Brown, Green & Longman
16. Chambers IR, Kane PJ, Signorini DF, Jenkins A, Medelow AD (1998)  
Bilateral ICP monitoring: its importance in detecting the severity of secondary  
insults.  
Acta Neurochir 71 Suppl: 42-43
17. Citerio G, Andrews PJ (2004)  
Intracranial pressure. Part two: Clinical applications and technology.  
Intensive Care Med 30(10): 1882-1885
18. Cohen DS, Quest DO (1996)  
Increased intracranial pressure, brain herniation, and their control.  
In: Wilkins RH, Rengachary SS (eds), Neurosurgery, McGraw-Hill,  
New York, pp: 345-356
19. Cremer OL (2008)  
Does ICP monitoring make a difference in neurocritical care?  
Eur J Anaesthesiol 42, Suppl: 87-93
20. Cushing H (1902)  
Some experimental and clinical observations concerning states of increased  
intracranial pressure.  
Am J Med Sci 124: 375-400
21. Czosnyka M, Czosnyka Z, Pickard JD (1997)  
Laboratory testing of the Spiegelberg brain pressure monitor: a technical  
report.  
J Neurol Neurosurg Psychiatry 63(6): 732-735

22. Czosnyka M, Smielewski P, Lavinio A, Czosnyka Z, Pickard JD (2007)  
A synopsis of brain pressures: which? when? are they all useful?  
Neurol Res 29(7): 672-679
23. Diesner F, Moskopp D, Schul C, Wassmann H (1997)  
Short-term lack of cerebral perfusion with good outcome. Advantages of early intracranial pressure monitoring.  
Neurosurg Rev 20(4): 274-277
24. Edouard AR, Vanhille E, Le Moigno S, Benhamou D, Mazoit JX (2005)  
Non-invasive assessment of cerebral perfusion pressure in brain injured patients with moderate intracranial hypertension.  
Br J Anaesth 94(2): 216-221
25. Faul M, Wald MM, Rutland-Brown W, Sullivent EE, Sattin RW (2007)  
Using a cost-benefit analysis to estimate outcomes of a clinical treatment guideline: testing the Brain Trauma Foundation guidelines for the treatment of severe traumatic brain injury.  
J Trauma 63(6): 1271-1278
26. Fischer-Brugge E (1951)  
The clival margin syndrome, with a contribution on the etiology of coincident mydriasis and rigidity.  
Acta Neurochir (Wien) 2(1): 36-68
27. Forsyth R, Baxter P, Elliott T (2001)  
Routine intracranial pressure monitoring in acute coma.  
Cochrane Database Syst Rev. (3): CD002043
28. Gaab MR (1984)  
Die Registrierung des intrakraniellen Druckes. Grundlagen, Techniken, Ergebnisse und Möglichkeiten.  
Fortschr Med 102(38): 957-962
29. Gaab MR (1987)  
Zerebrales Monitoring: Intrakranielle Druckmessung.  
Anästh Intensivmed 28: 35-42

30. Gaab MR (1999)  
Intrakranielle Drucksteigerung: Therapeutische Optionen.  
Anästhesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther 34 Suppl 1: 71-78
31. Gaab MR, Heissler HE (1984)  
ICP monitoring.  
Crit Rev Biomed Eng 11(3): 189-250
32. Guillaume J, Janny P (1951)  
Manométrie intra-crânienne continue : Intérêt pathophysiologique et clinique de la méthode.  
Presse Med (Paris) 59(45): 953-955
33. Haas LL (1952)  
Roentgenological skull measurements and their diagnostic applications.  
Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med 67(2): 197-209
34. Hahn L (1988)  
Intrakranielle Druckmessung: Methoden, Aussagekraft, Komplikationen –  
Eine Auswertung von über 10 Jahren Messerfahrung.  
Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät der Julius-Maximilians-  
Universität Würzburg
35. Heifetz MD, Weiss M (1981)  
Detection of skull expansion with increased intracranial pressure.  
J Neurosurg 55(5): 811-812
36. Heisey SR, Adams T (1993)  
Role of cranial bone mobility in cranial compliance.  
Neurosurgery 33(5): 869-877
37. Hellenthal W (2007)  
Physik für Mediziner und Biologen.  
Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH, Stuttgart, 8. Auflage: 49-71
38. Hiler M, Czosnyka M, Hutchinson P, Balestreri M, Smielewski P, Matta B, Pickard JD (2006)  
Predictive value of initial computerized tomography scan, intracranial pressure, and state of autoregulation in patients with traumatic brain injury.  
J Neurosurg 104(5): 731-737



39. Kellie G (1824)  
An account of the appearances observed in the dissection of two of the three individuals presumed to have perished in the storm of the 3rd, and whose bodies were discovered in the vicinity of Leith on the morning of the 4th of November 1821 with some reflections on the pathology of the brain.  
The Transactions of the Medico-Chirurgical Society of Edinburgh, London: Adam Black & Thomas Ireland & Co: 84-169
40. Kiefer M, Steudel WI (2002)  
Moderne Hirndruckmessung, Grundlagen und Praxis.  
Unfallchirurg 105(7): 578-586
41. Kiening KL, Schoening WN, Stover JF, Unterberg AW (2003)  
Continuous monitoring of intracranial compliance after severe head injury: relation to data quality, intracranial pressure and brain tissue PO<sub>2</sub>.  
Br J Neurosurg 17(4): 311-318
42. Koster WG, Kuypers MH (1980)  
Intracranial pressure and its epidural measurement.  
Med Prog Technol 7(1): 21-27
43. Lang J (1981)  
Klinische Anatomie des Kopfes: Neurokranium, Orbita, kraniozervikaler Übergang.  
Springer, Berlin, New York
44. Lang J (1985)  
Mikroanatomischer Kurs für junge Neurochirurgen.  
Anatomisches Institut der Universität Würzburg, Würzburg, Script
45. Lang J (1991)  
Clinical anatomy of the posterior cranial fossa and its foramina.  
Thieme, Stuttgart, New York
46. Langfitt TW, Weinstein JD, Kassell NF, Gagliardi LJ (1964)  
Transmission of increased intracranial pressure. II. Within the supratentorial space.  
J Neurosurg 21: 998-1005

47. Langfitt TW, Weinstein JD, Kassell NF, Simeone FA (1964)  
Transmission of increased intracranial pressure. I. Within the craniospinal axis.  
J Neurosurg 21: 989-997
48. Lassen NA (1974)  
Control of cerebral circulation in health and disease.  
Circ Res 34(6): 749-760
49. Lehmann LB (1990)  
Intracranial pressure monitoring and treatment: a contemporary view.  
Ann Emerg Med 19(3): 295-303
50. Levin AB, Braun SR, Grossman JE (1982)  
Physiological monitoring of the head-injured patient.  
Clin Neurosurg 29: 240-287
51. Leyden E (1866)  
Beiträge und Untersuchungen zur Physiologie und Pathologie des Gehirns.  
1. Über Hirndruck und Hirnbewegungen.  
Virchow`s Arch Path Anat 37: 519-559
52. Lundberg N (1960)  
Continuous recording and control of ventricular fluid pressure in neurosurgical practice.  
Acta Psychiatr Scand Suppl. 36(149): 1-193
53. Macmillan CS, Wild JM, Andrews PJ, Marshall I, Armitage PA, Wardlaw JM, Easton VJ, Cannon J (1999)  
Accuracy of a miniature intracranial pressure monitor, its function during magnetic resonance scanning, and assessment of image artifact generation.  
Neurosurgery 45(1): 188-193
54. Magendie M (1839)  
Leçons sur les fonctions et les maladies du système nerveux, Vol. 1.  
Ébrard, Paris
55. Marik P, Chen K, Varon J, Fromm R Jr, Sternbach GL (1999)  
Management of increased intracranial pressure: A review for clinicians.  
J Emerg Med 17(4): 711-719

56. Marshall LF, Zovickian J, Ostrup R, Seelig JM (1986)  
Multiple simultaneous recordings of ICP in patients with acute mass lesions.  
In: Miller JD, Teasdale GM, Rowan JO, Galabraith SL, Mendelow AD (eds),  
Intracranial Pressure VI, Springer, Berlin, New York, pp: 184-186
57. Martins AN, Wiley JK, Meyers PW (1972)  
Dynamics of the cerebrospinal fluid and the spinal dura mater.  
J Neurol Neurosurg Psychiatry 35(4): 468-473
58. Mauritz W, Janciak I, Wilbacher I, Rusnak M; Austrian Severe TBI Study  
Investigators (2007)  
Severe traumatic brain injury in Austria IV: intensive care management.  
Wien Klin Wochenschr 119(1-2): 46-55
59. McGraw CP (1976)  
Continuous intracranial pressure monitoring: review of techniques and  
presentation of methods.  
Surg Neurol 6(3): 149-155
60. Monro A (1823)  
Observations on the structure and function of the nervous system.  
Edinburgh, Creech & Johnson: 5
61. Morgalla MH, Grote EH (1999)  
Messtechnik, Systematik und Methoden der intrakraniellen Druckmessung.  
Anaesthesist 48(9): 630-638
62. Morgalla MH, Mettenleiter H, Bitzer M, Fretschner R, Grote EH (1999)  
ICP measurement control: laboratory test of 7 types of intracranial pressure  
transducers.  
Med Eng Technol 23(4): 144-151
63. Moskopp D (1993)  
Zur Hirndruckmessung.  
In: Lawin P, Peter K, Brüssel T, Prien T (eds), Schriftenreihe Intensivmedizin,  
Notfallmedizin Anästhesiologie Intensivmedizin, Thieme, Stuttgart, pp: 63-71
64. Moskopp D (1994)  
Footballs and the principle of intracranial compliance.  
Neurosurg Rev 17(3): 221-223

65. Moskopp D, Loosemann T, Brinksmeier G, Wölfer J, Spiegelberg A (1999)  
Simulation of ICP- and Compliance-Monitoring is possible with a self  
developed skull phantom.  
Zentralbl Neurochir (Leipzig) Suppl: 101-102
66. Moskopp D, Spiegelberg A (2005)  
Monitoring des intrakraniellen Druckes.  
In: Moskopp D, Wassmann H (eds), Neurochirurgie – Handbuch für die  
Weiterbildung und interdisziplinäres Nachschlagewerk, Schattauer, Stuttgart,  
New York, pp: 62-68
67. Mulvey JM, Dorsch NW, Mudaliar Y, Lang EW (2004)  
Multimodality monitoring in severe traumatic brain injury: the role of brain  
tissue oxygenation monitoring.  
Neurocrit Care 1(3): 391-402
68. Ono M, Ono M, Rhoton AL Jr, Barry M (1984)  
Microsurgical anatomy of the region of the tentorial incisura.  
J Neurosurg 60(2): 365-399
69. Penson RP, Allen R (1998)  
Intracranial pressure monitoring by time domain analysis.  
J R Soc Health 118(5): 289-294
70. Piper I, Spiegelberg A, Whittle I, Signorini D, Mascia L (1999)  
A comparative study of the Spiegelberg Compliance Device with a manual  
volume-injection method: a clinical evaluation in patients with hydrocephalus.  
Br J Neurosurg 13(6): 581-586
71. Popp AJ, Feustel PJ, Künelberg HK (1996)  
Pathophysiologic of traumatic brain injury.  
In: Wilkins RH, Rengachary SS (eds), Neurosurgery, McGraw-Hill, New  
York, pp: 2623-2637
72. Portella G, Cormio M, Citerio G, Contant C, Kiening K, Enblad P, Piper I  
(2005)  
Continuous cerebral compliance monitoring in severe head injury: its  
relationship with intracranial pressure and cerebral perfusion pressure.  
Acta Neurochir (Wien) 147(7): 707-713

73. Quincke H (1891)  
Die Lumbalpunktion des Hydrocephalus.  
Berl Klin Wochenschr 28: 929-933
74. Raabe A, Totzauer R, Meyer O, Stöckel R, Hohrein D, Schöche J (1998)  
Reliability of epidural pressure measurement in clinical practice: behavior of three modern sensors during simultaneous ipsilateral or intraparenchymal pressure measurement.  
Neurosurgery 43(2): 306-311
75. Raksin PB, Alperin N, Sivaramakrishnan A, Surapaneni S, Lichtor T (2003)  
Noninvasive intracranial compliance and pressure based on dynamic magnetic resonance imaging of blood flow and cerebrospinal fluid flow: review of principles, implementation, and other noninvasive approaches.  
Neurosurg Focus 14(4): Article 4
76. Ream AK, Silverberg GD, Corbin SD, Schmidt EV, Fryer TB (1979)  
Epidural measurement of intracranial pressure.  
Neurosurgery 5(1 Pt 1): 36-43
77. Riechert T, Heines KD (1950)  
Über zwei Untersuchungsmethoden zur Beurteilung der Hirndurchblutung.  
Nervenarzt 21: 9-16
78. Rosner MJ, Rosner SD, Johnson AH (1995)  
Cerebral perfusion pressure: management protocol and clinical results.  
J Neurosurg 83(6): 949-962
79. Rowan JO, Johnston IH (1975)  
Intracranial pressure gradients - Do they exist?  
In: Lundberg N, Pontén U, Brock M (eds), Intracranial Pressure II,  
Springer, Berlin, New York, pp: 239-241
80. Sahuquillo J, Poca MA, Arribas M, Garnacho A, Rubio E (1999)  
Interhemispheric supratentorial intracranial pressure gradients in head injured patients: are they clinically important?  
J Neurosurg 90(1):16-26
81. Schettini A, Walsh EK (1975)  
Simultaneous pressure-depth measurements of the intracranial system made

- epidurally.  
In: Lundberg N, Pontén U, Brock M (eds), Intracranial Pressure II,  
Springer, Berlin, New York, pp: 409-415
82. Schettini A, Walsh EK (1988)  
Brain tissue elastic behavior and experimental brain compression.  
Am J Physiol 255(5 Pt 2): 799-805
83. Schwarz N, Matuschka H, Meznik A (1992)  
Die Spiegelbergsonde zur epiduralen ICP-Registrierung.  
Unfallchirurg (München) 95(3): 113-117
84. Shafi S, Diaz-Arrastia R, Madden C, Gentilello L (2008)  
Intracranial pressure monitoring in brain-injured patients is associated with  
worsening of survival.  
J Trauma 64(2): 335-340
85. Silverberg GD (1996)  
Intracranial pressure monitoring.  
In: Wilkins RH, Rengachary SS (eds), Neurosurgery, McGraw-Hill, New  
York, pp: 185-190
86. Smith M (2008)  
Monitoring intracranial pressure in traumatic brain injury.  
Anesth Analg 106(1): 240-248
87. Stiefel MF, Spiotta A, Gracias VH, Garuffe AM, Guillaumondegui O,  
Maloney-Wilensky E, Bloom S, Grady MS, LeRoux PD (2005)  
Reduced mortality rate in patients with severe traumatic brain injury treated  
with brain tissue oxygen monitoring.  
Neurosurg 103(5): 805-811
88. Stocchetti N, Rossi S, Buzzi F, Mattioli C, Paparella A, Colombo A (1999)  
Intracranial hypertension in head injury: management and results.  
Intensive Care Med 25(4): 371-376
89. Valentin A, Lang T, Karnik R, Ammerer HP, Ploder J, Slany J (2003)  
Intracranial pressure monitoring and case mix-adjusted mortality in  
intracranial hemorrhage.  
Crit Care Med 31(5): 1539-1542

90. Walsh EK, Schettini A (1990)  
Brain tissue elasticity and CSF elastance.  
Neurol Res 12(2): 123-127
91. Westhout FD, Paré LS, Delfino RJ, Cramer SC (2008)  
Slope of the intracranial pressure waveform after traumatic brain injury.  
Surg Neurol 70(1): 70-74
92. Wilkinson HA (2005)  
Cerebral perfusion pressure and intracranial pressure.  
J Neurosurg 103(1): 195-196
93. Wolfla CE, Luerssen TG, Bowman RM (1997)  
Regional brain pressure gradients created by expanding extradural temporal mass lesion.  
J Neurosurg 86(3): 505-510
94. Wolfla CE, Luerssen TG, Bowman RM, Putty TK (1996)  
Brain tissue pressure gradients created by expanding frontal epidural mass lesion.  
J Neurosurg 84(4): 642-647
95. Yau YH, Piper IR, Clutton RE, Whittle IR (2002)  
An experimental evaluation of a new intraparenchymal continuous compliance probe: preliminary studies.  
Acta Neurochir 81, Suppl: 181-182
96. Yau YH, Piper IR, Contant C, Dunn L, Whittle IR; Brain IT Group (2005)  
Assessment of different data representations and averaging methods on the Spiegelberg compliance device.  
Acta Neurochir 95, Suppl: 289-292

## **Danksagung**

Bedanken möchte ich mich zuerst bei meinem Doktorvater Prof. Dr. D. Moskopp für die geduldige Zusammenarbeit, die unermüdliche Motivation und die stets hilfreiche Unterstützung.

Bei Dr. A. Spiegelberg möchte ich mich für die tatkräftige Unterstützung bei der Versuchsdurchführung und für die Überlassung der für den Versuch notwendigen Gerätschaften und Räumlichkeiten bedanken.

Prof. Dr. Meiners, Dr. van Benthem und Herrn Huda aus der werkstoffkundlichen Abteilung in der Zahnklinik der WWU-Münster danke ich für die Unterstützung und für die zur Verfügungstellung der Werkstoffprüfmaschine.

Gedankt sei auch Herrn Donnerstag für die psychische und physische Unterstützung durch Kaffee und belegte Brötchen.

Meinem guten Freund und zahnmedizinischen Kollegen Dr. G. Brinksmeier danke ich für die gute Zusammenarbeit und mentale Unterstützung.

Ein riesen Dankeschön an meine Eltern, die mich stets und nicht nur finanziell unterstützt haben, wann immer es notwendig war und ist.

Zu guter letzt danke ich meiner Frau Simone für all die Hilfe und ihre gnadenlosen Korrekturlesungen.



## **Lebenslauf**