

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

Experimentelle Messung ortsdifferenter Druckentwicklung an  
einem Kunstkopf bei supratentoriellen Raumforderungen

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung des doctor medicinae dentium

der Medizinischen Fakultät  
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von:

Guido Brinksmeier

aus Paderborn

2003

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

Dekan: Univ. – Prof. Dr. Jürgens

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Dag Moskopp
2. Berichterstatter: Univ.- Prof. Dr. W. Wittkowski

Tag der mündlichen Prüfung: 03.12.2003

Aus dem Universitätsklinikum Münster  
Klinik und Poliklinik für Neurochirurgie  
-Direktor: Univ.-Prof. Dr. H. Wassmann-  
Referent: Prof. Dr. D. Moskopp  
Koreferent: Univ.- Prof. Dr. W. Wittkowski

Zusammenfassung

Experimentelle Messung ortsdifferenter Druckentwicklung an einem Kunstkopf bei  
supratentoriellen Raumforderungen

Brinksmeier, Guido

**Einleitung und Fragestellung:** Die intrakranielle Druckmessung ist heute ein wichtiger Bestandteil der neurochirurgischen Intensivmedizin. Es zeigt sich klinisch und experimentell, daß im Schädelinneren nicht immer ein gleichmäßiger Druck herrschen muß, sondern Druckgradienten bestehen können. Diese werden am Patienten nur selten gemessen, da hier meistens nur eine Meßvorrichtung eingesetzt wird. Theoretisch läßt sich aus der Beziehung  $\text{Druck} = \text{Kraft}/\text{Fläche}$  herleiten, daß bei identischem Kraftvektor an dem Tentoriumschlitz aufgrund der kleineren Fläche ein größerer Druck als an der Konvexität des inneren Schädeldaches entstehen müßte. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit soll ein Kunstkopf entwickelt werden, an dem supratentorielle Raumforderungen simuliert werden, um die Druckentwicklung an verschiedenen Meßpunkten zu ermitteln.

**Material und Methoden:** Die Schädelkapsel, das Tentorium und die Falx werden nach Maßangaben des Anatomen J. Lang (Würzburg) aus Epoxyharz und Plexiglas nachgebildet. Zur Simulation der viskoelastischen Eigenschaften des Gehirns wird Gelatine als Hirnersatz verwendet. Untersuchungen von T. Loosemann zeigen, daß handelsübliche Gelatine in einer Konzentration von 2,8 % bei Raumtemperatur ähnliche elastische Eigenschaften wie schlachtfrische Schweinehirne besitzt.

Durch zwei mit Wasser gefüllte Ballons soll das Ventrikelsystem volumengerecht dargestellt werden. Ein Gummiballon in der rechten Hemisphäre dient zur Simulation einer supratentoriellen Raumforderung, welcher mittels eines Perfusors mit Wasser bei einer Infusionsgeschwindigkeit von 30 ml/h bzw. 50 ml/h gefüllt wird.

Zur Druckmessung stehen an den Konvexitäten des Kunstkopfes vier Luftkissen-Druckaufnehmer nach Spiegelberg<sup>®</sup> (supratentoriell ipsilateral, supratentoriell kontralateral, infratentoriell ipsilateral, infratentoriell kontralateral) und eine Tip-Transducer-Sonde nach Codman<sup>®</sup> an der kontralateralen Kante des Tentoriumschlitzes zur Verfügung. Zusätzlich kann der Druck im nachgeahmten Ventrikelsystem durch eine angeschlossene Wassersäule mit einem Statham-Druckwandler bestimmt werden. Es werden verschiedene Versuchsaufbauten gewählt, wobei das Foramen magnum entweder geöffnet oder geschlossen, ebenso die Ventrikel entweder gefüllt oder entleert sind.

**Ergebnisse:** Die Versuche am Kunstkopf mit einer supratentoriellen Raumforderung und Druckmessungen sowohl im ipsilateralen und kontralateralen supratentoriellen bzw. infratentoriellen Raum als auch am Tentoriumschlitz zeigen keinen wesentlichen Druckunterschied zwischen der rechten und linken supratentoriellen Hemisphäre. Zwischen dem supratentoriellen und infratentoriellen Raum wird ein Druckgradient von bis zu 16 mmHg gemessen. An der Kante des Tentoriumschlitzes entsteht ein bis um 28 mmHg höherer Druck als im supratentoriellen Raum, im Vergleich zum infratentoriellen Raum liegt er bis zu 34 mmHg höher.

**Diskussion:** Trotz des einfachen Modellaufbaus lassen sich wesentliche Druckgradienten messen. Somit wurde ein brauchbares Modell entwickelt, an dem Raumforderungen simuliert und die intrakraniellen Druckentwicklungen an verschiedenen Meßpunkten untersucht werden können. Intrakranielle Compliancemaßnahmen sind ebenfalls möglich und bereits durchgeführt worden.

In weiteren Experimenten sollte ein Gefäßsystem mit Pulsation nachgeahmt werden, um deren Einfluß auf die Druckentwicklung zu untersuchen.

Eine Weiterentwicklung dieses Modells und quantifizierende Untersuchungen sind anzustreben, um wesentlich genauere Daten für die Klinik liefern zu können. Im Zweifelsfall sollten im klinischen Bereich Messungen mit mehr als einer Sonde erfolgen.

**Tag der mündlichen Prüfung: 03.12.2003**

Gliederung	
1 Einleitung	1
2 Geschichtliche Entwicklung der Hirndruckmessung	3
3 Theorie	5
3.1 Bedeutung der intrakraniellen Druckmessung	5
3.2 Methoden der intrakraniellen Druckmessung	7
3.3 Anatomie, Physiologie und Pathophysiologie des intrakraniellen Druckes	11
3.3.1 Anatomie der knöchernen Schädelkapsel	11
3.3.2 Der Schädelinnenraum und Physiologie des intrakraniellen Druckes	12
3.3.3 Pathophysiologie des intrakraniellen Druckes	13
4 Versuchsaufbau	16
4.1 Konstruktion des Kunstkopfes	16
4.1.1 Nachbau der knöchernen Schädelkapsel	16
4.1.2 Nachbildung der Falx	19
4.1.3 Nachbildung des Tentoriums	20
4.1.4 Foramen magnum	21
4.1.5 Nachbildung des Ventrikelsystems	21
4.1.6 Nachahmung der Gehirnmasse	23
4.2 Nachahmung einer supratentoriellen Raumforderung	23
4.3 Hirndrucksonden	24
4.3.1 Verwendete Sondentypen	24
4.3.2 Lokalisation der Hirndrucksonden	26
4.4 Temperaturmessung	26
4.5 Aufzeichnung der Meßergebnisse	27
4.6 Skizze des Versuchsaufbaus	28
4.7 Versuchsvorbereitung	29
4.8 Versuchsanordnung	33
5 Ergebnisse	34
5.1 Versuchsablauf	34
5.2 Druckdifferenzen	39
5.3 Kurven und Diagramme	40
6 Diskussion	53
7 Zusammenfassung	62
8 Literaturverzeichnis	64
9 Lebenslauf	74
10 Danksagung	75

# 1 Einleitung

Die intrakranielle Druckmessung ist ein wesentlicher Bestandteil in der Versorgung von Patienten in der neuromedizinischen Intensivbetreuung (3,6,16,19,26,28,53,59,61,63,69,87,88). Ein fortwährendes Monitoring gibt dem Kliniker die Möglichkeit, Veränderungen schnell zu erkennen und lebensrettende Maßnahmen einzuleiten (4,6,28,39,53,63,69,77,88). Diese Maßnahmen dienen in erster Linie dazu, eine ausreichende Versorgung des Gehirns mit Sauerstoff und Nährstoffen zu gewährleisten (5,26,53,63).

Die Schädelkalotte stellt nach Verschluss der Schädelnähte einen nahezu nicht ausdehnbaren Hohlraum dar (6,16,26,27,28,35). Die Druckkonstanz im Schädelinneren wird durch die drei Komponenten Gehirnschubstanz, Blut und Liquor (Monro-Kellie-Doktrin) bestimmt (16,26,51,74,87).

Es besteht im physiologischen Zustand ein dynamisches Gleichgewicht, in dem ein gleichbleibendes Gesamtvolumen aufrecht erhalten wird (26,74,87). Bei Zunahme einer der drei Komponenten kann der Druck durch die Abnahme einer anderen Komponente, wie etwa durch Liquorresorption, weitestgehend konstant gehalten werden (26,28,74,87). Diese Kompensationsmöglichkeit ist schnell aufgebraucht und der Hirndruck steigt dann bei weiteren kleinsten Volumenzunahmen steil an (26,74,86).

Als Konzept hat sich klinisch die zeitkorrelierte Interpretation des Perfusionsdruckes [CPP] durchgesetzt (63). Durch den steigenden Hirndruck kann der cerebrale Perfusionsdruck [CPP], der die Differenz zwischen dem mittleren arteriellen Druck und dem Hirndruck darstellt, sinken. Wenn dieser unter einen Wert von 50 mmHg für mehrere Minuten fällt, verringert sich die Blutversorgung des Gehirns und irreversible Schäden treten nach kurzer Zeit auf (5,26,46).

Der intrakranielle Druck kann mittels verschiedenartiger Sonden erfasst werden, die an einem ausgewählten Meßort im Schädel platziert werden (26).

In seltenen Fällen werden mehrere Sonden implantiert, wodurch Druckdifferenzen innerhalb des Schädels gemessen werden können (26,88).

Diese Druckgradienten treten hauptsächlich bei rasch wachsenden lokalen intrakraniellen Raumforderungen auf und verursachen oft eine Massenverschiebung des Gehirns (26,27,88). Es entstehen Einklemmungen von Hirnregionen, insbesondere an den Engstellen des Tentoriumschlitzes und des Hinterhauptloches (6,26,27,78,87). Ein sich daraus entwickelndes Mittelhirn-, Klivuskanten- oder Bulbärhirn-Syndrom bedeutet für den Patienten eine lebensbedrohende Situation (78).

## Fragestellungen

In der vorliegenden Arbeit sollen folgende Fragen beantwortet werden:

- In welchem Umfang können Messungen zur Bestimmung von Druckdifferenzen im Schädel durchgeführt werden?
- Wie muß ein Kunstkopf beschaffen sein, an dem die Drücke gemessen werden sollen?
- Sind klinisch relevante Druckwerte in einem Kunstkopf zu messen?
- Treten Druckgradienten bei einer supratentoriellen Raumforderung auf?

## 2 Geschichtliche Entwicklung der intrakraniellen Druckmessung

Im letzten Jahrhundert beginnen die ersten dokumentierten intrakraniellen Druckmessungen. So mißt Magendie 1841 den Liquordruck an einem Hund (loc. cit. in 48).

Die Konstanz der intrakraniellen Volumina faßt Burrows 1846 in der Monro-Kellie-Doktrin zusammen :

$$V_{Hirn} + V_{Blut} + V_{Liquor} = V_{Intrakranial} \text{ konstant (13, loc. cit. in 19).}$$

Nähere Versuche führt Leyden 1866 an Hunden durch (48).

Der direkte Zusammenhang zwischen erhöhtem intrakranielltem Druck, Störungen von Bewußtsein und Atemantrieb sowie den Reaktionen von Herzfrequenz und systemarteriellen Blutdruck stellen von Naunyn und Mitarbeiter 1881 fest und wird von Cushing und Kocher 1901 bzw. 1902 näher untersucht (loc. cit. in 63).

Am Menschen führt Quincke 1891 die erste Lumbalpunktion durch. Somit wird die klinische Liquordruckmessung möglich (75,76).

Erst 1951 zeigt die Arbeit von Guillaume und Janny eine klinisch routiniert einsetzbare Methode mit einem mechano-elektrischen Druckwandler zur intraventrikulären Druckmessung (32).

Mit Lundbergs Arbeit von 1960 wird die hohe Bedeutung der Langzeitmessung des intrakraniellen Druckes verdeutlicht, so daß die ventrikuläre Liquordruckmessung schnell zu einem Routineeingriff heranreift und auch noch heute eine häufig angewandte Meßmethode darstellt (30,51,87).

Neben der Liquordruckmessung gewinnen die epiduralen und subduralen Methoden immer mehr an Bedeutung (77).

Bereits 1948 stellt Riechert die epidurale Druckmessung als Möglichkeit ohne Eröffnung der Dura Mater vor (80).

Ab Mitte der 1960er Jahre liegt der Antrieb für neue Entwicklungen in weniger invasiven und risikoärmeren Meßmethoden (6,28).

Doch diverse Schwierigkeiten wie Meßungenauigkeiten, komplizierte Handhabung, erschwerte Sterilisierbarkeit, hohe Komplexität und Sensibilität der Meßapparatur, begrenzter Einsatz und hohe Kosten müssen zunächst überwunden werden (3).

Hinzu kommt eine hohe Unzuverlässigkeit bei Langzeitmessungen (23). Erste brauchbare, in Serie produzierte, miniaturisierte Druckwandler machen in den 1980er Jahren die routinemäßige epidurale Hirndruckmessung möglich (3,23,26,27,39,77). Die Messungen sind aber immer noch sehr ungenau und das Auftreten von zahlreichen Artefakten erschwert die Auswertungen der Ergebnisse (39,55,85).

Einen wichtigen Beitrag zum Verständnis und zur Beurteilung von Hirndruckentwicklung erbringt Pfeiffer 1980 mit der Beschreibung der pathophysiologischen Phasen intrakranieller Druckdekompensationen (68).

Heute ist ein routinierter Einsatz von immer zuverlässigeren, kostengünstigeren und einfach zu handhabenden Meßsonden möglich bei größer werdendem Indikationsbereich (61,63).

Dabei ist aber noch keine ideale Meßmethode entwickelt worden (30,62,87).

## 3 Theorie

### 3.1 Bedeutung der intrakraniellen Druckmessung

Die intrakranielle Druckmessung stellt einen wichtigen Parameter in der neuromedizinischen Intensivbetreuung dar (28,53,61,63).

Der absolute intrakranielle Druckwert ist nur im Zusammenhang aussagekräftig. Es bestehen durchaus kurzfristig physiologische Druckerhöhungen im alltäglichen Leben, wie etwa beim Husten, bei Valsalva-ähnlichen Manövern (Bauchpresse beim Gewichtheben) oder in der Austreibungsphase bei der Geburt (6,47, loc. cit. in 63). Aussagekräftiger ist ein Rechenkonzept, das die zeitabhängige Beziehung des intrakraniellen Druckes [ICP] zum mittleren arteriellen Blutdruck [MABP] beschreibt (63). Die Differenz aus beiden Werten stellt den sogenannten cerebralen Perfusionsdruck [CPP] dar:  $CPP = MABP - ICP$ . Aus dieser Größe lassen sich Rückschlüsse auf die Versorgung des Gehirns mit Sauerstoff und Glucose ziehen (27). Die Schwere der Folgeschäden ist auch von der Dauer des Druckanstieges abhängig, so daß möglichst schnell eine Veränderung innerhalb von Minuten festgestellt und behandelt werden muß (6,20,23,26,28,53,63,69). In Zusammenhang mit zahlreichen anderen Meßparametern ist eine präzise und sichere Lagebeurteilung möglich; dieses gilt vor allem bei Schädel-Hirn-Traumen, intrakraniellen Blutungen, Hirninfarkten, postoperativen Ödembildungen und bei Hydrocephalus (6,14,19,20,21,26,38,39,53,63,69,74,88). Neben primären intrakraniellen Läsionen führt auch die Dekompensation von extrakraniellen Regelkreisen sekundär zu einer intra-kraniellen Druckerhöhung, so können Hypoxie, Intoxikation und Leberkoma zum Hirnödem führen. Der intrakranielle Druck ist somit in allen intensiv-medizinischen Fachgebieten von größter Wichtigkeit (8,26,28).

Die Methoden der intrakraniellen Druckmessung stellen heute keine große Schwierigkeit mehr dar. Sie sind in der Regel sehr praktikabel und in der Hand des Erfahrenen routinemäßig durchzuführen (61,63).

Schlußfolgernd hat die intrakranielle Druckmessung für den Neurochirurgen eine ähnliche Bedeutung wie die Blutdruckmessung für den Allgemeinmediziner (63). Besonders die Langzeit-ICP-Messung ist ein wichtiger Bestandteil der medizinischen Intensivbetreuung (3,6,19,20,26,28,77,88).

Zahlreiche Autoren und Kliniker wie Moskopp und Gaab fordern wegen der oben genannten Gründe den Einsatz der intrakraniellen Druckmessung als Standardmessung stetig zu erweitern (6,20,26,53,63,87,89).

### Physikalische Grundlagen

Der Druck [p] ist definiert als Kraft [F] pro Fläche [A]. In der Medizin ist der Druck nicht auf das Vakuum sondern auf den atmosphärischen Druck bezogen.

Wirkt auf eine allseits abgeschlossene Flüssigkeitsmenge über ein beliebiges Flächenelement A die Kraft F, wobei F senkrecht auf A steht und auf die Flüssigkeitsoberfläche hin gerichtet sein soll, so wird der Druck  $p = F/A$  auf die Flüssigkeit ausgeübt.

Dieser Druck breitet sich nach dem Gesetz von Pascal nach allen Richtungen gleichmäßig aus und wird „Stempeldruck“ genannt (61).

Als Maßeinheit des Drucks wird im SI-System „Pascal“ [Newton/m<sup>2</sup>] verwendet.

Klinisch werden aber in erster Linie mm Hg zur Druckangabe benutzt. Dabei ist  $1 \text{ kPa} = 7,501 \text{ mmHg} = 10,2 \text{ cmH}_2\text{O}$ . 1 mmHg entspricht 0,133 kPa oder 1,359 cmWassersäule (61).

Das Prinzip der gleichmäßigen Druckverteilung liegt nur bei Flüssigkeiten vor.

Eine Deformation ist die Änderung der Abmessungen, des Volumens oder der Form eines festen Körpers unter Einwirkung von Kräften bzw. Drehmomenten.

Die Deformation ist elastisch, wenn sie nach Nachlassen der Einwirkung wieder verschwindet, sonst nennt man sie plastisch. Bei rein elastischen Körpern gibt es

drei Druck- bzw. Zugspannungen in drei, üblicherweise senkrecht zueinander definierten Richtungen. Weiterhin gibt es drei Formen der Schubspannung.

Visköse Flüssigkeiten zeigen eine innere Reibung und besitzen eine dynamische Schubspannung. Die Deformationsänderung tritt nur auf, solange eine Kraft wirkt. Die Zähflüssigkeit nimmt bei steigender Temperatur ab.

Viskoelastische Fluide sind eine Mischform, die eine elastische sowie eine zähflüssige Komponente besitzen. Weiche Gewebe bestehen sowohl aus elastischen als auch aus viskösen Anteilen; im Gegensatz zu Muskelgewebe und Blutgefäßen überwiegen im Gehirn die viskösen Eigenschaften (loc. cit. in 27).

### 3.2 Methoden der intrakraniellen Druckmessung

Die Meßverfahren können nach der Lokalisation des Druckaufnehmers und nach der Art der Druckübertragung unterteilt werden. Die Druckaufnahme kann direkt erfolgen, wobei der Sensor an der Spitze positioniert ist. Bei der indirekten Aufnahme wird der Druck über ein Zwischenmedium, etwa Wasser oder Luft, an einen extrakraniellen Transducer weitergegeben (28,61,86).

Für die Messung des Hirndruckes stehen unterschiedliche Lokalitäten zur Auswahl (28,61):

- intraventrikulär
- intraparenchymatös
- subdural
- epidural.

## Intraventrikuläre Meßmethode

Zur intraventrikulären Druckmessung empfiehlt sich eine Katheterplatzierung im Vorderhorn der nicht-dominanten Hirnseite. Die Einführung erfolgt nach Spaltung der Hirnhäute über ein paramedianes Bohrloch in Höhe der Kranznaht (16,51,63,87).

Über eine Flüssigkeitssäule, bestehend aus isotonischer Kochsalzlösung oder aus Liquor, wird der Druck an einen elektrischen Druckwandler weitergegeben, der an einen Monitor angeschlossen ist. Der Druckaufnehmer kann auch direkt im Ventrikel plaziert werden (28,61).

Der Vorteil dieser Meßmethode liegt in ihrer Präzision, da hier direkt der Liquordruck gemessen wird (6,30). Über den Katheter kann Liquor zur Druckentlastung und diagnostischen Zwecken abgelassen oder Pharmaka verabreicht werden (6,28,30,63).

Der gemessene Druck stellt jedoch einen Durchschnittswert dar, regionale Unterschiede werden nicht erfaßt (30). Von Nachteil ist die in manchen Fällen schwierige Platzierung des Katheters, besonders wenn die Ventrikel eng sind bei erhöhtem Druck und bei beginnender Schwellung (16,28,61,63). Außerdem können Gehirngewebe verletzt, Blutungen ausgelöst, der Katheter unbemerkt durch bestimmte Umstände verlegt werden und so falsche Meßwerte anzeigen. Zu dem besteht ein erhebliches Infektionsrisiko (16,26,28,36,87). Hahn ermittelt bei der Auswertung von Druckmessungen in den Jahren 1975 bis 1985 in den neurochirurgischen Kliniken der Universitäten Würzburg, Wien und Hannover eine Infektionsrate von 12 % von insgesamt 101 Fällen (33). Luerssen und Mitarbeiter stellen in ihren Beobachtungen bei 211 Patienten ebenfalls eine Infektionsrate von 12 % fest, die aber stark von der Dauer der Messungen abhängig ist (50). So ergibt eine Messdauer von weniger als fünf Tagen bei 79 Patienten eine Infektionsrate von 8 %.

### Intraparenchymatöse Meßmethode

Bei der intraparenchymatösen Druckmessung werden miniaturisierte Sensoren direkt im Parenchym platziert. Es wird der Druck des umgebenden Hirngewebes gemessen (61).

Das Infektionsrisiko ist ähnlich hoch wie bei der subduralen Methode (50). Beim Einbringen der Druckwandler können Gewebe traumatisiert werden und falsche Messungen durch dabei entstehende Spannungen auftreten.

Dieses Meßverfahren bietet sich besonders dann an, wenn andere Arten der Druckmessung erschwert sind, etwa in der Fossa posterior, nach langen Kraniotomien und bei verengten Ventrikeln (30,32,63,87).

### Subdurale Druckmessung

Bei der sogenannten „subduralen“ Druckmessung werden Meßkatheter in den klinisch am ehesten verfügbaren Raum zwischen Kortexoberfläche und Dura platziert. Gelegentlich entspricht dieses Kompartiment nicht dem subduralen Raum im anatomischen Sinne und es wird in diesem Zusammenhang „subdural“ und „subarachnoidal über der Hirnkonvexität“ gleichbedeutend verwendet. (6,28,61,87).

Dislokationen sind aufgrund unzureichender Fixierungsmöglichkeiten an der Haut häufig (61).

Auch hier besteht durch die notwendige Eröffnung der Dura mater ein erhöhtes Infektionsrisiko (6,26,36,87). Hahn ermittelt in seinen Untersuchungen bei 46 Patienten eine Infektionsrate von 2 % (33). Luerssen und Mitarbeiter berechnen bei 199 untersuchten Patienten einen Wert von 2,5 % (50).

Während chirurgischer Eingriffe in der Fossa posterior scheint dieses Meßverfahren einen höheren prognostischen Wert für das Risiko einer Hirnschwellung bzw. Herniation zu haben als die taktile Schätzung der Duraspannung (37).

Die Meßergebnisse werden insgesamt nicht als zufriedenstellend bewertet (26,28).

## Epidurale Hirndruckmessung

Die Meßsonden werden bei der epiduralen Hirndruckmessung zwischen der Dura mater und dem Schädelknochen über ein Bohrloch plaziert. Dabei wird der auf die Dura mater einwirkende intrakranielle Druck gemessen (26,28,61,77).

Der Druckaufnehmer muß dabei exakt der Dura aufliegen, wobei Blutreste, Knochenmehl und Gewebeteile diesen Kontakt beeinträchtigen können (28,61). Die Dura soll dabei mehr als 0,5 cm um das Bohrloch abpräpariert sein, damit keine artifiziellen Duraspannungen die Messergebnisse verfälschen (28).

Die Meßsysteme sind unterschiedlich. Es können Dehnungsstreifen, Sonden auf Halbleiterbasis oder fiberoptische Sonden verwendet werden, die den Druck direkt in elektrische Signale umwandeln und weiterleiten (6,26,28,77).

Bei anderen Meßsystemen erfolgt die Druckumwandlung mechanisch über Flüssigkeit oder Luft, wie etwa beim Spiegelberg-Meßsystem (61).

Hier besteht ein wesentlich geringeres Infektionsrisiko, da die Dura mater nicht durchtrennt werden muß (26,77). Hahn ermittelt bei 724 beobachteten Fällen einen Infektionswert von 1 % (33). Außerdem ist die Handhabung der Meßsysteme, besonders die Platzierung der Sonden, in der Regel einfach (61,63).

Diese Methode der Hirndruckmessung wurde häufig zu routinemäßigen Zwecken eingesetzt, da sich ihre Ergebnisse neben den anderen Vorteilen auch durch die in den letzten Jahren verbesserte Technik der Meßsysteme zunächst als repräsentativ gezeigt haben (26,63,77).

Heutzutage wird diese Methode nicht mehr empfohlen. Die Druckaufnehmer erweisen sich als verlässlich, aber da der sogenannte epidurale Raum ein Neokompartiment darstellt, wird hier zwar physikalisch korrekt gemessen, physiologisch scheinen die Ergebnisse nicht ausreichend repräsentativ zu sein (12,61).

### 3.3 Anatomie, Physiologie und Pathophysiologie des intrakraniellen Druckes

#### 3.3.1 Anatomie der knöchernen Schädelkapsel

Der Schädel stellt nach Zusammenwachsen der Suturen einen nahezu starren Raum dar (27,87).

Außen mißt der Schädel eines Erwachsenen in der Länge gemessen von der Glabella bis zur Protuberantia occipitalis externa im Durchschnitt 18,4 cm, in der Breite zwischen den lateralsten Punkten des Schädeldaches 15,4 cm und eine Scheitelhöhe gemessen vom oberen Rand des Meatus acusticus externus bis zum Scheitel 13,2 cm (7).

Die innere Schädelbreite im Gebiet beider Fossae craniales mediae beträgt beim Erwachsenen minimal 11,1 cm, maximal 14,5 cm und im Durchschnitt 12,9 cm (41,44). Die innere Länge beträgt gemessen vom mittleren Punkt der Crista occipitalis interna bis zum vordersten Punkt der Fossa galli im Durchschnitt 14,5 cm (12,7-15,9 cm) (41,44). Das Gesamtvolumen kann zwischen 1400 ml und 1800 ml liegen (16,28,64).

Der Schädelraum wird durch drei Scheidewände, die sich zwischen die großen Hirnabschnitte verschieben, unvollständig unterteilt:

1. Hirnsichel, Falx cerebri
2. Kleinhirnsichel, Falx cerebelli
3. Kleinhirnzelt, Tentorium cerebelli

Das Kleinhirnzelt trennt den supratentoriellen vom infratentoriellen Raum. Die Inzisura tentoria ist die einzige Verbindung der beiden Kompartimente (78).

Der supratentorielle Raum wird von der Hirnsichel, der infratentorielle Raum von der Kleinhirnsichel in eine linke und rechte Hemisphäre unvollständig geteilt.

Diese drei Durasepten sichern die Lage der großen Hirnteile bei wechselnder Körperstellung (16).

### 3.3.2 Der Schädelinnenraum und Physiologie des Hirndruckes

Der Schädelinnenraum wird im Wesentlichen durch drei Komponenten ausgefüllt: Gehirnsubstanz, cerebro-spinale Flüssigkeit und Blut (87). Die von Burrows 1846 formulierte Monro-Kellie-Doktrin beschreibt die Konstanz der intrakraniellen Volumina im physiologischen Zustand (13):

$$V_{\text{Hirngewebe}} + V_{\text{Blut}} + V_{\text{Liquor}} = V_{\text{intrakraniell}} \text{ (konstant)}$$

Das normale Gehirnvolumen beträgt nahezu 1400 ml, das Volumen des intrakraniellen Liquors liegt zwischen 75 und 100 ml und das Blutvolumen bei ungefähr 75 ml (cit. in loc.16,64). Der Gehirndruck wird durch diese drei Volumen-Komponenten bestimmt (16,26,87).

Im physiologischen Zustand bestehen nach heutigem Kenntnisstand keine statischen Volumina, sondern ein dynamisches Gleichgewicht zwischen den Komponenten. Nimmt die eine zu, muß eine andere sinken, sonst steigt der Druck an (16,26,28,87). Blut und Liquor unterliegen Flüssigkeitsverschiebungen, während das Gehirn aufgrund seiner Elastizität komprimierbar ist (26,82,87).

Neben den elastischen Eigenschaften besitzt das Gehirn auch visköse Anteile (loc. cit. in 27).

Der physiologische Druck liegt beim Erwachsenen in der Höhe des Foramen Monroi nicht über 15 mmHg (6,10,16,87). Bei Kindern vor dem 10. Lebensjahr liegt der Druck niedriger, bei Säuglingen sogar unter 5 mmHg (91).

Physiologisch können erhöhte intrakranielle Drücke beim Husten oder bei der Bauchpresse auftreten (6,47).

### 3.3.3 Pathophysiologie des Hirndruckes

Der Schädel stellt beim Erwachsenen einen nahezu starren Raum dar. Jede größere intrakranielle Volumenzunahme führt zu einem Druckanstieg im Schädelinnenraum (6,16,26,27,28,87).

Bei einer intrakraniellen Volumenzunahme, etwa in Form einer Raumforderung, kommt es zunächst nur zu einer geringen Druckzunahme, da ein Reserveraum von ca. 10 % des Schädelvolumens, beruhend auf der Verschiebung von Liquorflüssigkeit in den Durasack zur Verfügung steht (6,28,56). Dazu kann ein geringer Teil der Volumenzunahme durch Resorption von Liquorflüssigkeit, Abnahme des Blutvolumens und Gehirnkompensation ausgeglichen werden, d.h. die Zunahme wird zunächst kompensiert. Diese Kompensationsmöglichkeit ist nur gering und besonders bei rasch wachsenden Raumforderungen schnell erschöpft. Danach steigt der Druck rapide an und zeigt oft einen exponentiellen Verlauf (6,16,26,28,74,87). Dieses Verhältnis zwischen steigendem intrakraniellm Volumen [dV] und dem dazu korrespondierenden intrakraniellen Druckanstieg [dp] wird als Compliance [C] bezeichnet (64):

$$C = dV / dp$$

Es wurden Drücke von -3 bis zu 130 mmHg gemessen (6,72,73,74,86,95).

Ein länger als wenige Minuten anhaltender ICP-Wert von über 15 mmHg gilt als pathologisch (6,28). Zur besseren klinischen Diagnostik bietet sich die Beobachtung des zerebralen Perfusionsdruckes [CPP] an (63). Der CPP-Wert wird gebildet aus der Differenz zwischen intrakraniellen Druck [ICP] und mittleren arteriellen Blutdruck [MABP] (28,63,64):

$$CPP = MABP - ICP$$

So gilt für die Definition eines pathologisch erhöhten Gehirndruckes folgendes Konzept: ICP ist erhöht, wenn CPP für länger als 10 Minuten kleiner als 50 mmHg ist (loc. cit. in 63).

Dies hat eine Minderversorgung des Gehirns zur Folge, da nicht mehr ausreichend Nährstoffe und Sauerstoff in das Gewebe diffundieren aufgrund einer Mangeldurchblutung. Dies führt letztendlich zu einer ischämischen Hirnnekrose (28).

### Druckgradienten

In diversen Untersuchungen wird die Existenz von Druckgradienten bei Raumforderungen innerhalb des Schädels festgestellt (26,27,60,81,82).

So beschreibt Gaab, daß sich bei rasch wachsenden und lokalen raumfordernden Prozessen Druckgradienten zwischen beiden Hemisphären, zur hinteren Schädelgrube und zum Spinalraum ausbilden (26). Diese Druckdifferenzen führen zu Massenverschiebungen von Hirnteilen und somit zu Einklemmung derselbigen an den physiologischen Engstellen unter der Falx, dem Tentorium und im Foramen magnum (26,27,28,74). Besonders am scharfkantigen Rand des Tentoriums und Foramen magnum können wesentlich höhere Drücke als im Epiduralraum oder in den Ventrikeln entstehen (26,27,28).

Mindermann und Mitarbeiter messen interhemisphärische Druckdifferenzen bei einem Patienten mit einem stumpfen Schädel-Hirn-Trauma von über 30 mmHg (60).

Die Gruppe um Sahuquillo beobachten in einer Studie häufig interhemisphärische Druckgradienten bei Patienten mit fokalen Läsionen (81,82).

Außerdem kann in Tierversuchen die Entstehung von Druckdifferenzen nachgewiesen werden (1,20,92,93,94).

Zum Beispiel ermittelten Furuse und Mitarbeiter bei Katzen transtentorial einen Druckunterschied von über 10 mmHg, zwischen den Hemisphären eine Differenz von durchschnittlich 3,9 mmHg (24).

Abe mißt bei Simulation einer epiduralen Kompression durch einen Luftballon bei Hasen ebenfalls bedeutende Druckasymmetrien zwischen den Hemisphären (1).

Neben der Kompartimierung des Schädelinnenraumes werden die viskoelastischen Eigenschaften des Gehirnes als Gründe für die Entstehung von Druckgradienten angeführt (26,27).

## 4 Versuchsaufbau

Im Folgenden wird die Konstruktion eines künstlichen Schädelmodells beschrieben, an dem supratentorielle Raumforderungen simuliert werden, um ortsdifferente Druckentwicklungen studieren zu können.

### 4.1 Konstruktion des Kunstkopfes

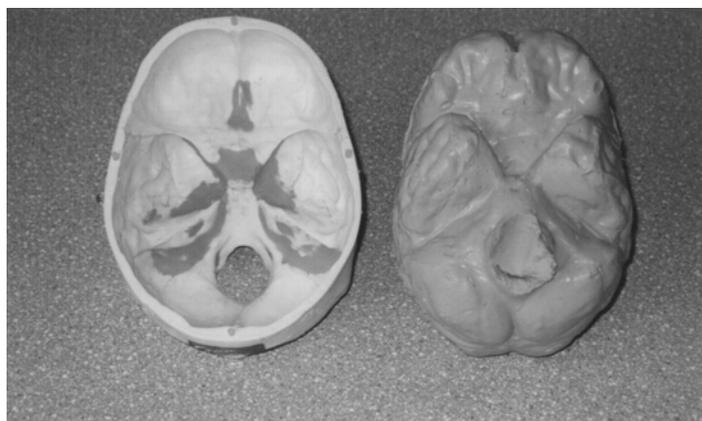
#### 4.1.1 Nachbau der knöchernen Schädelkapsel

Zur Konstruktion der knöchernen Schädelkapsel wird als Vorlage ein Lernschädel (Marcus Sommer, Somso-Modelle, Coburg) aus Kunststoff benutzt. Der Innenraum wird mit Alginat, einem Abformmaterial aus der Zahnmedizin, gefüllt, wodurch man einen Negativabdruck erhält (→Abb. 1 und Abb. 2).



Abb. 1: Lernschädel mit Alginat gefüllt

Abb. 2:  
Negativabdruck des  
Schädelinnenraumes



Dieser Abdruck wird zur Hälfte in Modellgips gebettet (→Abb. 3).

Es werden Mulden als Repositionshilfen in die ausgehärtete Oberfläche geschnitzt und eine Gips-gegen-Gips-Isolierung aufgetragen.

Daraufhin wird die andere Hälfte mit Gips abgedeckt (→Abb. 4).



Abb. 3: Negativabdruck zur Hälfte in Gips eingebettet



Abb. 4: Negativabdruck komplett mit Gips bedeckt

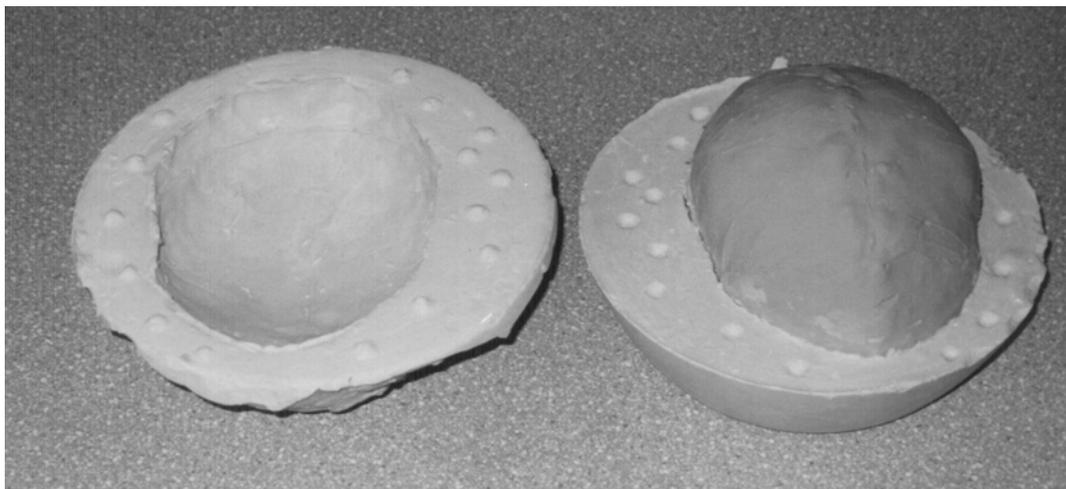


Abb. 5: Getrennte Gipshälften mit Repositionsmulden

Sobald der Gips erhärtet ist, werden die beiden Hälften voneinander getrennt und das Alginat entfernt (→Abb. 5). Nach der Isolierung der Innenflächen mit einer Gips-gegen-Gips-Lösung werden die beiden Gipshälften wieder zusammengesetzt.

Über ein Loch in der oberen Hälfte wird Gips in den Hohlraum gegossen.

So entsteht erneut ein Negativmodell des Innenschädels, diesmal aus Gips, wobei das Modell nach Maßgaben von Lang modifiziert wird (7,41,44).

Das Gipsmodell wird nun mit einer ca. 5 mm dicken Schicht aus Knetmasse ummantelt, wonach zunächst wieder die eine Hälfte in Gips eingebettet und nach dessen Aushärtungsphase die zweite Hälfte mit Gips abgedeckt wird.

Die beiden Hälften werden voneinander getrennt, das Gipsmodell des Innenschädels wird von der Knetmasse befreit (→Abb.6).

Zur Isolierung gegen Kunststoff wird eine entsprechende Flüssigkeit aufgetragen.

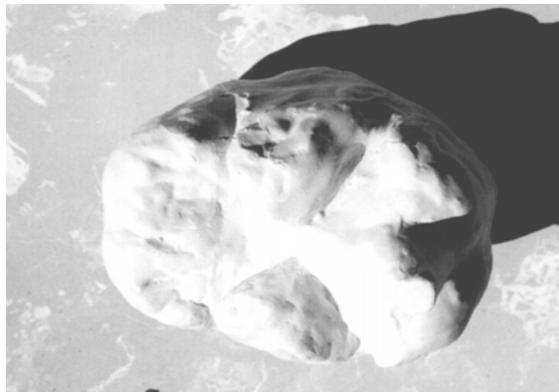


Abb. 6: Negativmodell des Innenschädels aus Gips

Das Modell wird in die beiden Gipshälften repositioniert. Der vorher mit Knetmasse ausgefüllte Raum wird mit handelsüblichem Epoxy-Vergießharz ausgegossen, welches nach ca. 24 Stunden ausgehärtet ist.

Der äußere Gips wird entfernt, der innere Kunststoff/Gips-Körper wird in vier Teile zersägt.

Die vier Kunststoffteile werden vom Gips gesäubert, Fehlstellen und größere Blasen ausgebessert, die Oberfläche wird geglättet und poliert.

Die beiden unteren bzw. oberen Teile werden zusammen fest fixiert. So entstehen zwei Hälften. In die obere Hälfte werden kleine Löcher gebohrt, in die untere

werden dazu passende Metallstifte eingesetzt. So lassen sich die beiden Teile immer korrekt repositionieren (→Abb. 7).

Die äußere Schädel länge beträgt 16,6 cm (Mittelwert: 18,4 cm), die Breite mißt 14 cm (Mittelwert: 15,48 cm) und die Scheitelhöhe erreicht 13 cm (Mittelwert: 13,25 cm).

Die innere Schädel länge beträgt gemessen vom gedachten Foramen caecum bis zur Mitte der Crista occipitalis interna 14,8 cm (Norm 12,1 bis 15,9 cm), in der Breite mißt der Schädelinnenraum 12,0 cm (Norm 11,1-12,9 cm) und in der Höhe gemessen vom Boden der mittleren Schädelgrube bis zum Schädeldach 11,5 cm. Der Schädel hat ein Füllvolumen von 1300 ml, welches unter der Norm von 1400 - 1800 ml liegt (16,28,64).

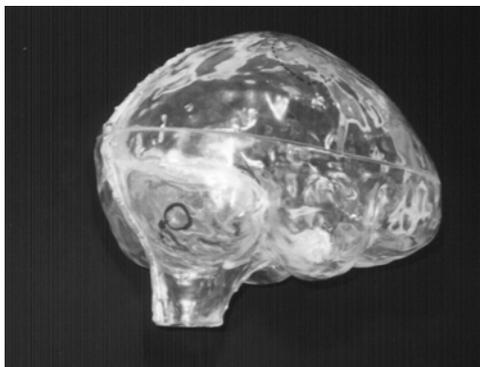


Abb. 7: Kunstkopf aus Epoxy-Gießharz bestehend aus zwei Hälften

#### 4.1.2 Nachbildung der Falx

Die Falx wird aus einer 2 mm dicken Plexiglasplatte konstruiert und in den Schädel eingepaßt. Sie wird in der unteren Hälfte des Kunstkopfes mit Heißkleber befestigt.

In die obere Hälfte wird eine Vorrichtung mit Heißkleber nach dem Feder-Nut-Prinzip modelliert. So kann der obere Teil problemlos abgenommen werden (→Abb. 8 und Abb. 9).

#### 4.1.3 Nachbildung des Tentoriums

Zur Konstruktion des Tentoriums wird der infratentorielle Raum bis zur anatomisch korrekten Lage des Tentoriums mit Knetmasse ausgefüllt, die Knetmasse wird mit Alu-Folie abgedeckt und mit Epoxy-Harz übergossen (78).

Nach der Entfernung der Knetmasse werden die Kunststoffteile ausgearbeitet und poliert.

Mit Heißkleber werden sie dann im Schädel lagegerecht befestigt (→Abb. 8 und Abb. 9).

Der Tentoriumschlitz mißt in der Länge 48 mm (Norm 43-59 mm, Durchschnitt 49,3 mm), in der Breite maximal 28 mm (Norm 25 bis 40 mm) (16,43).

Lang gibt einen Durchschnittswert für den Abstand zwischen den Processii clinoidi anteriores von 25,3 mm an (44).



Abb. 8: Fixierung des Tentoriums und der Falx mit Knetmasse in der unteren Hälfte des Kunstkopfes

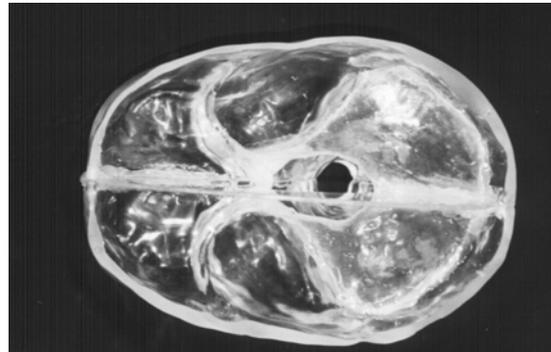


Abb. 9: Kunstkopf ohne obere Hälfte mit Tentorium und Falx, Sicht von cranial

#### 4.1.4 Foramen magnum

Das Foramen magnum des Kunstkopfes besitzt eine ovale Form mit einer Länge von 36 mm und einer Breite von 30 mm. Der Mittelwert für die Länge des Foramen magnum bei Erwachsenen beträgt 35,33 mm, für die Breite 29,33 mm (42).

Bei 22 % der Erwachsenen hat das Foramen magnum eine ovale Form (42).

Vom Foramen magnum aus verlängert sich der Kunstschädel trichterförmig um ca. 25 mm. Die Öffnung mißt in der Länge 17 mm, in der Breite 20 mm.

#### 4.1.5 Nachbildung des Ventrikelsystems

Das Ventrikelsystem wird mit zwei kleinen Gummiballons nachgeahmt, die zusammen ein Volumen von 33 ml fassen (→Abb. 10). Die Norm beträgt 31 bis 46 ml (loc. cit. in 42).

Diese werden jeweils durch ein verformbares Kunststoffrohr mit einem Innendurchmesser von 4 mm lagegerecht in den Hemisphären fest positioniert. Das Kunststoffrohr ist mit einem Metalldraht verstärkt, so daß es sich in jede Richtung biegen läßt.

Beide Röhrchen treten durch zwei Bohrungen aus der oberen Hälfte des Schädels heraus. Hier sind sie über eine Y-Kreuzung miteinander verbunden. Am dritten Ansatz ist ein Steigrohr über einen Schlauch befestigt, an dem zusätzlich ein Statham-Druckwandler angeschlossen ist (→Abb. 11)

Durch das Steigrohr mit einem Innendurchmesser von 6 mm kann der Ventrikellinnendruck in Zentimeter-Wassersäule abgelesen werden (1,362 cmH<sub>2</sub>O = 1 mmHg). Pro ausgepressten Milliliter steigt der Druck um 3,54 cmWassersäule, entsprechend der Formel:  $V = \pi \cdot r^2 \cdot h$ . Da die Ballons ein Fassungsvermögen von 33 ml besitzen, muß die Länge des Steigrohres ca. 100 cm betragen, um ein Überlaufen zu vermeiden.

Das externe Statham-Element liegt bei Versuchsdurchführung auf Höhe der Ventrikel und mißt somit ebenfalls deren Innendruck.

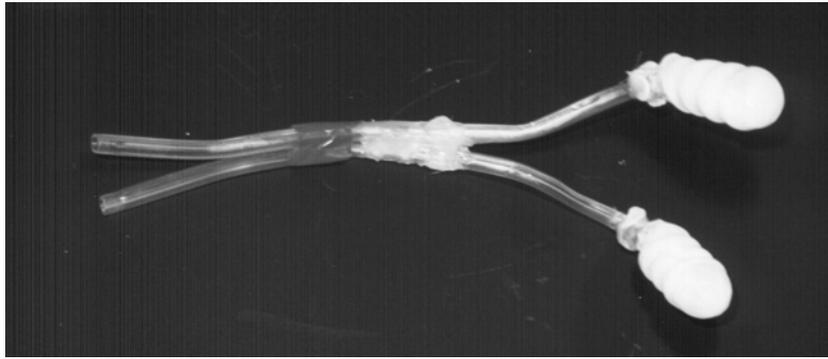


Abb. 10: Nachahmung des Ventrikelsystems mit zwei Gummiballons

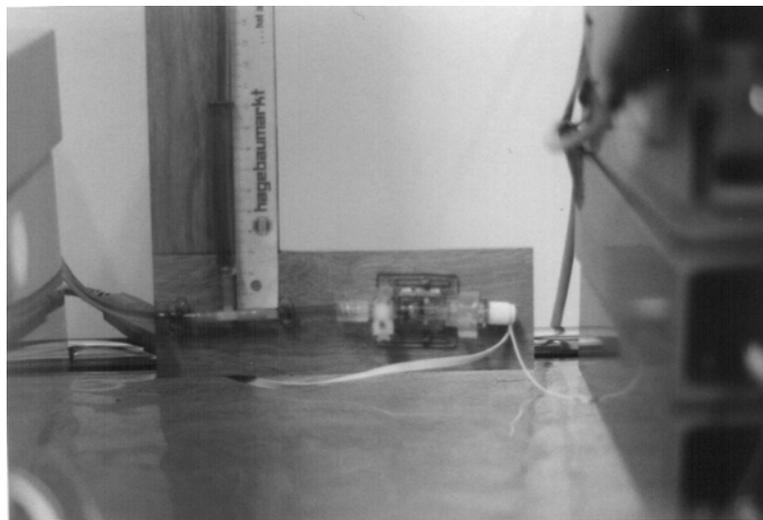


Abb. 11: Statham-Element am unteren Ende des Steigrohres

#### 4.1.6 Nachahmung der Gehirnmasse

Das Gehirn beeinflusst durch seinen komplizierten Aufbau und besonders durch seine visko-elastische Eigenschaft die Druckverteilung. Einige Autoren nehmen an, daß hierdurch intrakranielle Druckgradienten entstehen können (27,28,74,83).

Loosemann vergleicht die elastischen Eigenschaften von Schweinehirnen mit Gelatine mittels Stempeldruck (49). Er stellt dabei fest, daß Gelatine mit einer Konzentration von 2,8 % ähnliche Werte liefert.

Da Gelatine zunächst flüssig ist, läßt sie sich in jede beliebige Form gießen. Somit ist sie ein ideales Ersatzmaterial für Gehirn in diesem Kunstkopf, zumal sie auch einfach herzustellen, zu verarbeiten und wieder zu entfernen ist.

#### 4.2 Nachahmung einer supratentoriellen Raumforderung

Eine Raumforderung bewirkt eine Verlagerung intrakranieller Strukturen (26,27,83). Es soll eine Raumforderung im Sinne einer intrazerebralen Blutung imitiert werden.

Ein Gummiballon wird praezentral in der rechten Hemisphäre positioniert (→Abb. 14).

Über ein Bohrloch ist der Ballon mit einem Kunststoffrohr an ein Perfusorgerät (Typ: Perfusor Secura ft, Braun) angeschlossen. Die Perfusorspritze mit einem Fassungsvermögen von 50 ml ist mit Wasser gefüllt (→Abb. 12).

Zur Simulation wird eine Pumpgeschwindigkeit von 30 bzw. 50 ml/h gewählt.

## 4.3 Hirndrucksonden

### 4.3.1 Verwendete Sondentypen

#### Luftkissensonde nach Spiegelberg®

Die verwendete Spiegelberg-Sonde Typ 1 (Hersteller: Spiegelberg (GmbH & CO.) KG, Hamburg) ist ein indirekter Druckaufnehmer und funktioniert nach dem Prinzip eines Luftkammer-Systems (61). Diese Luftkissensonde besteht aus einem flachen, 16 mm großen Hohlkörper aus Kunststoff, der über einen Schlauch mit einem Druckaufnehmer verbunden ist. Der Hohlkörper, der bei dem hier verwendeten Typ 1 die Form eines Pilzkopfes besitzt, hat ein Füllvolumen von 0,1 ml Luft. Der intrakranielle Druck wird über die dünne Wand der Luftkammer auf die Luft in der Kammer übertragen. Durch einen dünnen Luftschlauch wird der Druck zu einem Meßgerät mit eingebautem Druckaufnehmer weitergeleitet und dort in elektrische Signale transferiert. Das Meßgerät öffnet den Druckaufnehmer 1 Mal pro Stunde zur Atmosphäre und stellt selbst den Nullpunkt ein.

Die Luftkissensonde Typ 1 wird über ein 11-12 mm großes Bohrloch epidural platziert, wobei vorher die Dura unmittelbar am Trepanationsloch ca. 5 mm zirkulär stumpf abgehoben wird. Die Dura mater weist bei ausreichender Mobilisierung keine die Druckregistrierung verfälschende Eigenspannung auf. Das externe Meßgerät besitzt eine Druckanzeige, Selbsttestung und automatische Kalibrierung (61,84).

Die preisgünstige Spiegelbergsonde ist technisch einfach zu handhaben, im klinischen Alltag komplikationsarm und wenig störanfällig (17,18,85). Sie zeigt ausgezeichnete Präzision für die intrakranielle Ruhedruckmessung (18).

### Die Tip-Transducer-Sonde nach Codman<sup>®</sup>

Die Tip-Transducer-Sonde der Firma Codman<sup>®</sup> (Johnson & Johnson Professional, Inc., Raynham, MA, USA) ist ein mechanisch-elektrischer Mikrosensor (61). An einem 100 cm langen, flexiblen Schlauch befindet sich ein in ein Titaniumgehäuse eingebauter Mikrosensor, welcher den Druck in elektrische Signale umwandelt und diese an das Aufnahmegerät weiterleitet. Diese Tip-Transducer-Sonde ist subdural, parenchymal und intraventrikulär einsetzbar, sie wird über ein Interface an einen Monitor mit digitaler Anzeige angeschlossen (ICP EXPRESS, Codman<sup>®</sup>) (32,61).

Einige Untersuchungen zeigen, daß der Codman-Mikrosensor eine hohe Meßgenauigkeit und Stabilität besitzt (32,52,62).

### Der Statham-Druckwandler

Das Statham-Element wird vorwiegend zur Blutdruckmessung verwendet.

Es wandelt die mechanische Energie der Druckwelle in elektrische Energie um, die Druckwelle bewirkt eine Auslenkung einer Druckwandlermembran.

Diese Auslenkung bewirkt eine Dehnung bzw. Stauchung eines Widerstanddrahtes, der aus Halbleiterelementen aus Silicium besteht. Der elektrische Widerstand des Halbleiters ändert sich proportional zum Druck. Die an diese Widerstandsbrücke (Wheatstone'sche Brücke) angelegte Spannung steigt oder sinkt entsprechend. Diese Änderung kann von einem Monitor gemessen und angezeigt werden (22).

In den hier durchgeführten Versuchen wird das Statham-Element zur Messung des durch eine Wassersäule erzeugten Druckes benutzt.

### 4.3.2 Lokalisation der Drucksonden im Kunstkopf

Es werden je eine Luftkissensonde nach Spiegelberg<sup>®</sup> vom Typ 1 rechts und links im supratentoriellen Raum ca. 3 cm über dem angenommenen Os frontale eingebaut.

Dies ist hier ungefähr 60 mm vom vordersten Punkt des Schädels und 35 mm von der mediosagittalen Ebene entfernt. Im infratentoriellen Raum werden ebenfalls je eine Spiegelbergsonde in den Hemisphären positioniert. Sie liegen unter dem Kleinhirnzelt 45 mm vor der hinteren Schädelkante und 25 mm lateral der sagittalen Medianebene.

An der rechten Kante des Tentoriumschlitzes wird mittels der Tip-Transducer-Sonde der Firma Codman<sup>®</sup> der Druck ermittelt. Die Sonde liegt in der Kante des Tentoriumspaltes 10 mm von der vorderen Kante des Spaltes entfernt. Ihre Sensorfläche liegt flach in die Kante eingelassen und ist nach cranial gerichtet.

An das Ventrikelsystem ist, wie bereits erwähnt, ein Statham-Druckwandler mit einer Wassersäule angeschlossen (→Abb. 11 und Abb. 15).

Je nach Versuchsaufbau wird an 5 bzw. 6 Meßorten die Druckentwicklung aufgezeichnet.

## 4.4 Temperaturmessung

Zur Messung der Kerntemperatur der Gelatine im Kunstkopf werden herkömmliche Digitalthermometer für Innen- und Außentemperatur verwendet.

Die Außensensoren werden oberhalb des Tentoriums möglichst zentral rechts und links plaziert.

## 4.5 Aufzeichnung der Meßergebnisse

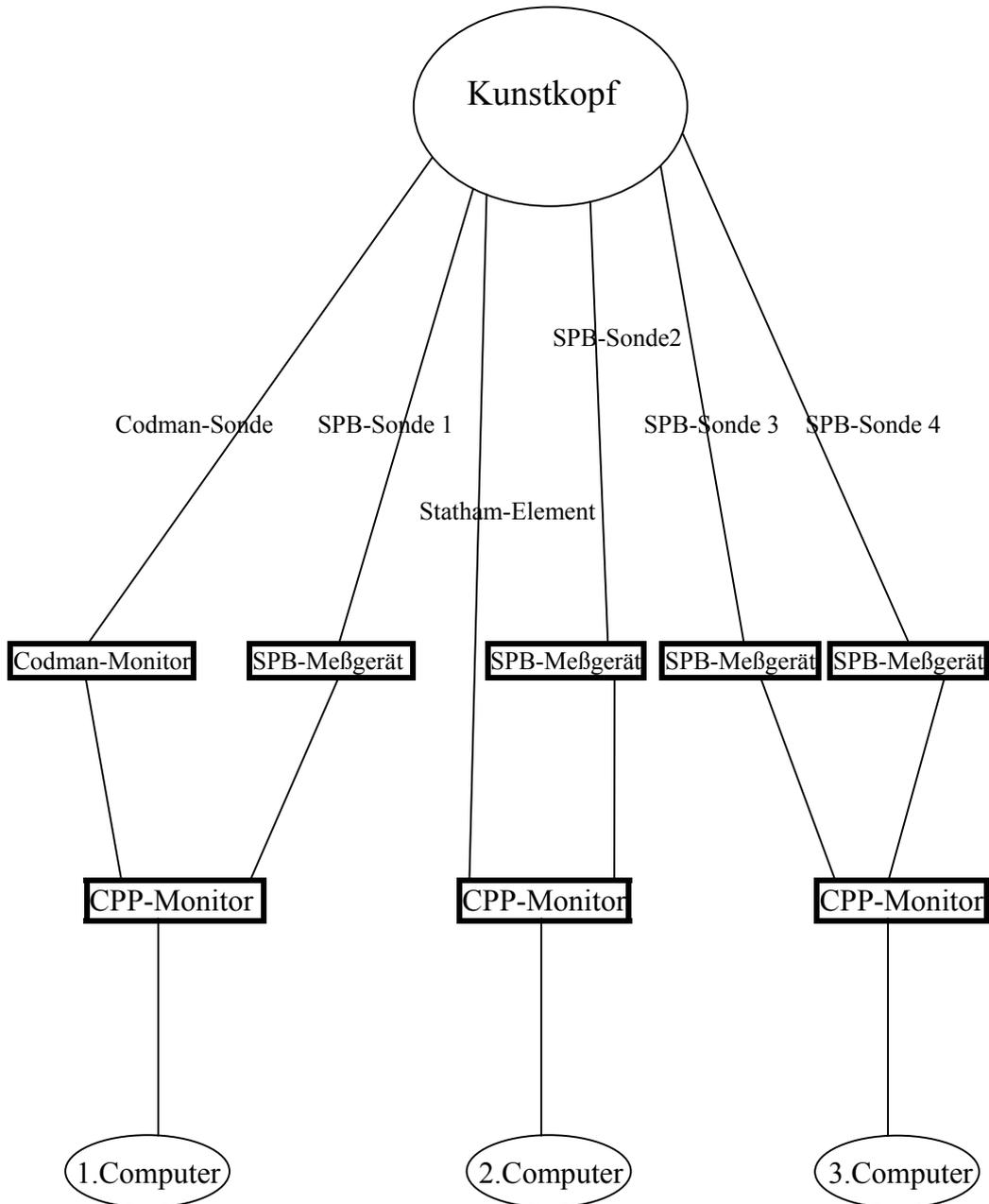
Die vier Spiegelbergmeßgeräte, der Codman-Monitor EXPRESS<sup>®</sup> und das Statham-Element werden an drei Spiegelberg-CPP-Monitore angeschlossen.

Dieser CPP-Monitor erfaßt Hirndruck und Blutdruck, die berechneten Mittelwerte werden digital dargestellt. Außerdem kann das Gerät den cerebralen Perfusionsdruck anzeigen [CPP]. Ein eingebauter Schreiber zeichnet die ermittelten Daten auf. Der Blutdruck-Eingangskanal wird unüblicherweise für die Erfassung des Hirndruckes benutzt.

So sind an einem CPP-Monitor gleichzeitig zwei Drucksonden angeschlossen.

Über eingebaute Ausgänge werden die Drücke an drei Computer weitergegeben und gespeichert. Dabei ist es wichtig, die zeitliche Angleichung der Computer vor jedem Versuch zu überprüfen.

## 4.6 Skizze Versuchsaufbau



Legende: SPB-Sonde 1 = Spiegelberg-Sonde supratentoriell rechts  
 SPB-Sonde 2 = Spiegelberg-Sonde supratentoriell links  
 SPB-Sonde 3 = Spiegelberg-Sonde infratentoriell links  
 SPB-Sonde 4 = Spiegelberg-Sonde infratentoriell rechts  
 Statham-Element = Statham-Druckwandler mit Wassersäule am  
 Ventrikelsystem angeschlossen  
 CPP-Monitor = CPP-Monitor der Firma Spiegelberg

## 4.7 Versuchsvorbereitung

### Vorbereitung des Schädels

Der Schädel wird von innen mit Vaseline bestrichen, so soll vermieden werden, daß die Gelatine die Sonden verklebt.

Danach werden die beiden Schädelhälften zusammengefügt und mit Heißkleber versiegelt.

Zur einfacheren Positionierung des Kunstkopfes sind Stützen an der oberen Hälfte des Schädels befestigt (→Abb. 14).

Um die Dichtigkeit des Schädels zu überprüfen, wird der Schädel mit Wasser gefüllt. Undichte Stellen werden mit Heißkleber versiegelt. Je nach Versuchsbedingung werden die Ventrikel mit Wasser gefüllt und verschlossen oder ganz leer gepumpt.

Der die Raumforderung imitierende Ballon ist komplett entleert und luftdicht verschlossen (→Abb. 14).

### Einfüllen der Gelatine

Die Gelatine wird entsprechend der Gebrauchsanleitung mit heißem Wasser in einer Konzentration von 2,8 % angesetzt. Die Flüssigkeit wird im Kühlschrank (4°C) auf ca. 38°C abgekühlt, bevor sie in den umgedrehten Schädel durch das Foramen magnum gefüllt wird. Dadurch soll vermieden werden, daß die Sonden durch zu hohe Temperaturen beschädigt werden. Da der Schädel möglichst frei von Luftblasen ausgefüllt werden soll, werden zwei ca. 1 mm große Löcher jeweils rechts und links in das Tentoriumzelt gebohrt. Hierüber lassen sich Luftblasen entfernen.

Nun wird der Schädel für mindestens drei Stunden in den Kühlschrank gestellt, damit die Gelatine aushärten kann.

Um die gewünschte Kerntemperatur der Gelatine von 17°C zu erhalten, wird der Kunstkopf anschließend für ca. 3,5 Stunden bei Raumtemperatur gelagert.

Je nach gewählter Versuchsanordnung bleibt das Foramen magnum offen oder wird mit einer Kunststoffplatte und Heißkleber dicht verschlossen.

Jetzt werden alle Sonden mit den entsprechenden Monitoren verbunden, die Perfusorspritze wird mit Wasser gefüllt und an den Zugang zur supratentoriellen Raumforderung angeschlossen. Der Schädel wird so positioniert, daß der Patient sich theoretisch in flacher Rückenlage befinden würde. Dazu sind drei Stützen am Hinterkopf angebracht (→ Abb. 14).

Die angeschlossenen Computer werden zeitlich abgestimmt und gestartet, somit sind die Versuchsvorbereitungen abgeschlossen.

Die hier beschriebenen Versuchsvorbereitungen werden vor jedem Versuch erneut durchgeführt, damit die Voraussetzungen bezüglich der Gelatineeigenschaften möglichst identisch sind.

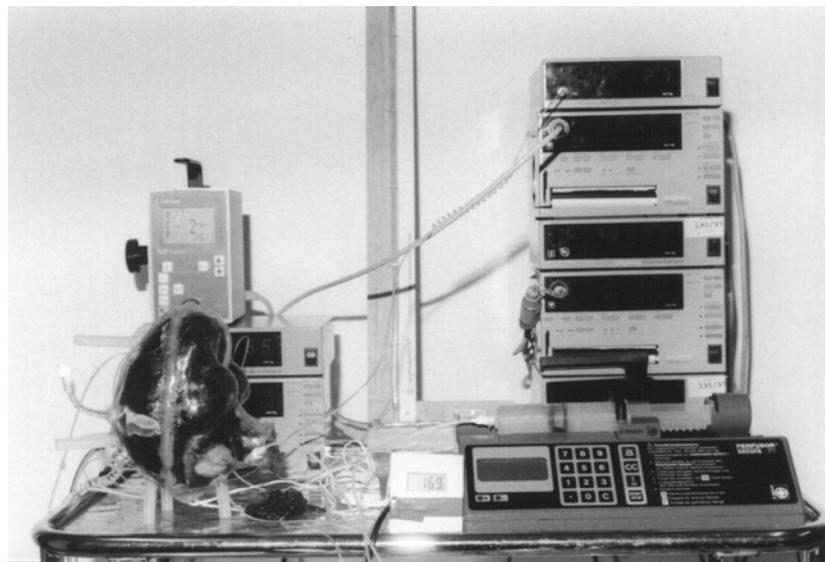


Abb. 12: Versuchsaufbau: Im Vordergrund links befindet sich der gefüllte Kunstschädel, daneben das Thermometer und der Perfusor; im Hintergrund stehen die Codman- und Spiegelberg-Monitore und das Steigrohr angebracht an einer Holzleiste.

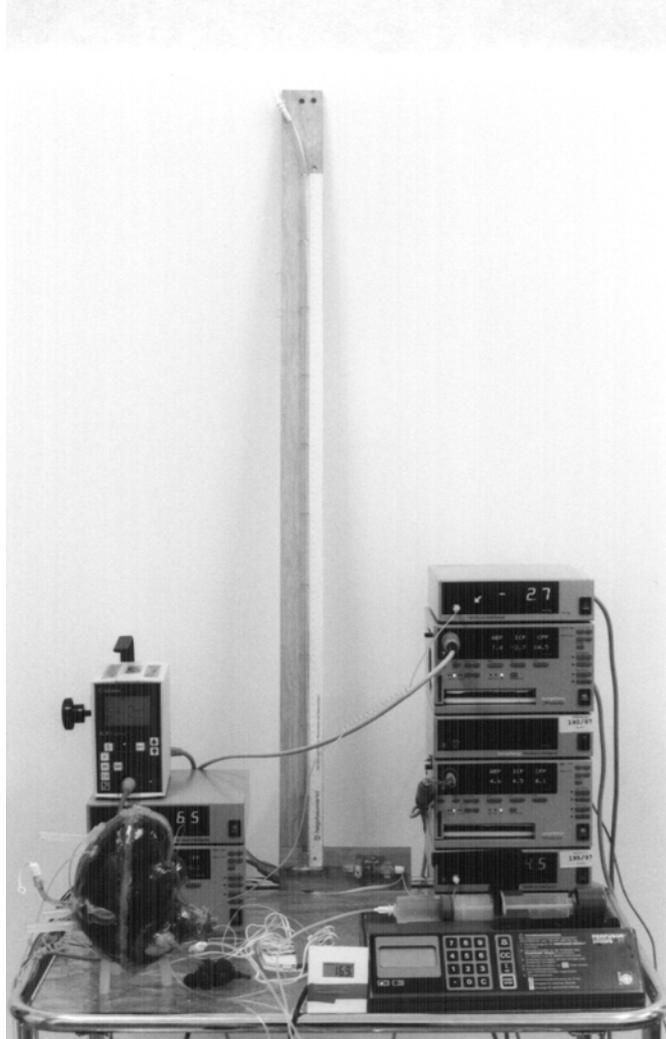


Abb. 13: Das Steigrohr ist an einer über 1 Meter langen Holzleiste mit dem Statham-Element befestigt.

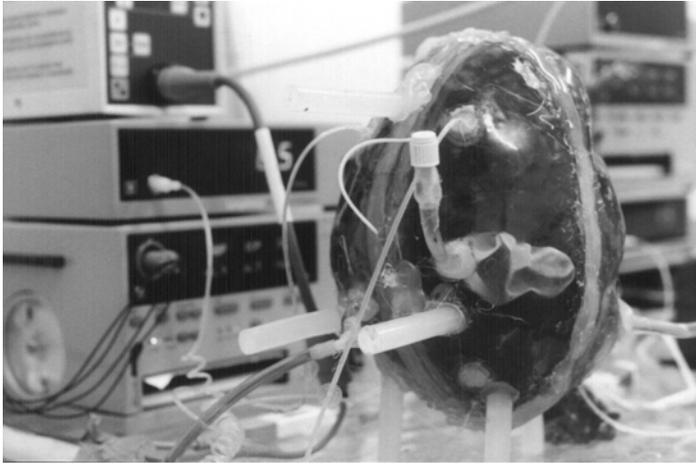


Abb. 14: Die Stützen an der oberen Hälfte des Schädels und am Hinterkopf dienen der einfacheren Positionierung, der Ballon im Schädel zur Nachahmung der supratentoriellen Raumforderung befindet sich in der Mitte der rechten Hemisphäre.

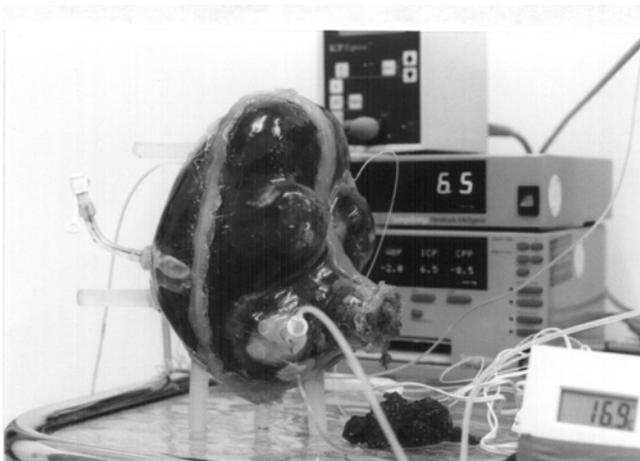


Abb. 15: Gelatine preßt sich bei der Simulation einer Raumforderung aus dem Kunstkopf heraus.

## 4.8 Versuchsanordnung

Es wird ein Versuch durchgeführt, bei dem die Ventrikel nicht gefüllt sind und das Foramen magnum geschlossen ist, d.h. der Kunstschädel ist komplett verschlossen (Versuch 1).

In einem Experiment ist das Foramen magnum geschlossen, die Ventrikel sind geöffnet und mit Wasser gefüllt (Versuche 2).

Bei drei weiteren Versuchen sind die Ventrikel geschlossen und entleert, das Foramen magnum ist geöffnet (Versuche 3, 4 und 5).

Zwei Versuche werden mit gefüllten und offenen Ventrikeln und offenem Foramen magnum durchgeführt (Versuche 6 und 7).

In Versuch 8 ist der Schädel komplett mit Wasser gefüllt und dicht verschlossen. Dieser Versuch dient zur Überprüfung der Dichtigkeit des Kunstkopfes und der Funktion der Drucksonden (Versuch 8).

Die Kerntemperatur der Gelatine ist bei allen Versuchen 17°C, die Perfusorgeschwindigkeit wird zur Simulierung einer rasch fortschreitenden Raumforderung auf 50 ml/h eingestellt. Bei den Versuchen 3 und 4 wird die Perfusionsgeschwindigkeit auf 30 ml/h reduziert, damit die Aufzeichnungsdauer durch den zu erwartenden schnelleren Druckanstieg in einem geschlossenen System verlängert ist.

Die Versuche werden immer dann beendet, wenn nach einiger Zeit keine wesentlichen Druckanstiege mehr zu verzeichnen sind oder sich nach längerer Beobachtung keine deutlichen Veränderungen zeigen.

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Versuchsablauf

Das Kurvendiagramm zeigt auf der x-Achse die Zeit in Minuten an, die y-Achsen geben den Druck in mmHg (linke y-Achse) und die Menge Wasser in Milliliter (rechte y-Achse) an, welche in den Ballon für die simulierte supratentorielle Raumforderung über den Perfusor gepumpt wird.

Kurvenbeschreibung allgemein: Die in den supratentoriellen Gummiballon gepumpte Wassermenge wird durch eine gerade schwarze Linie dargestellt.

Die blaue Kurve stellt die Messungen der supratentoriellen ipsilateralen Luftkissensonde dar, die purpurne Kurve die Messungen der supratentoriellen kontralateralen Luftkissensonde, die hellblaue Kurve die Ergebnisse der kontralateralen Tip-Transducer-Sonde am Tentoriumschlitz, die rote Kurve die Werte des Statham-Elements an den Ventrikeln, die grüne Kurve die Messungen an der infratentoriellen ipsilateralen Luftkissensonde und die gelbgrüne Kurve die Meßwerte der infratentoriellen kontralateralen Luftkissensonde.

#### Versuch 1: Ventrikel und Foramen magnum sind geschlossen

Perfusionsgeschwindigkeit: 50 ml/h

Am Anfang steigt der Druck nicht an, bis bei einer gepumpten Menge von ca. 0,3 ml der Druck an allen Sonden gleich stark zunimmt. Die Kurven verlaufen nahezu parallel und haben einen gleichmäßigen Anstieg.

Versuch 2: Die geöffneten Ventrikel sind gefüllt, das

Foramen magnum ist verschlossen.

Perfusionsgeschwindigkeit: 50 ml/h.

Die Druckwerte im infratentoriellen Raum sind nicht aufgezeichnet, weil der entsprechende Computer während des Versuches ausgefallen ist.

Die Druckkurven steigen wie im Versuch 1 gleichmäßig und nahezu linear an.

Die Druckdifferenzen sind nur gering und liegen bei maximal 3 mmHg.

Die Tip-Transducer-Sonde mißt einen unwesentlich höher werdenden Druck als die anderen Sonden im supratentoriellen Raum und zeigt am Ende des Versuches eine Druckdifferenz von ca. 5 mmHg im Vergleich zum Statham-Meßgerät.

Versuch 3: Die Ventrikel sind entleert, das Foramen magnum ist geöffnet. Perfusionsgeschwindigkeit: 30 ml/h.

Alle aufgezeichneten Kurven haben einen stetig ansteigenden Verlauf. Dabei zeigen die supratentoriellen Luftkissensonden keinen wesentlichen Druckunterschied, ebenso ist der Druck links und rechts im infratentoriellen Raum annähernd gleich (Differenz maximal 2 mmHg).

Die Tip-Transducer-Sonde mißt am Anfang einen um 10 mmHg höheren Druck im Vergleich zu den anderen supratentoriellen Sonden, am Ende der Messung steigt die Differenz langsam auf 16 mmHg an. Der Druck im infratentoriellen Raum nimmt wesentlich geringer zu als im supratentoriellen Raum.

Die zu Beginn des Versuches bestehende Druckdifferenz von 10 mmHg sinkt am Ende auf „Null“, der Druck gleicht sich aus.

Versuch 4: Die Ventrikel sind nicht gefüllt, das Foramen magnum ist geöffnet. Perfusionsgeschwindigkeit: 30 ml/h.

Die gemessenen Druckentwicklungen gleichen denen des 3. Versuches.

Auch hier nimmt die Druckdifferenz zwischen dem infra- und supratentoriellen Raum ab.

An der Kante des Tentoriumschlitzes erhöht sich die Druckdifferenz zu den im supratentoriellen Raum gemessenen Werten von 10 mmHg auf 16 mmHg. Wie in Versuch 2 fällt zeitweise die Meßaufzeichnung der infratentoriellen und supratentoriellen Drücke aus.

Versuch 5: Die Ventrikel sind entleert, das Foramen magnum ist geöffnet. Perfusionsgeschwindigkeit: 50 ml/h.

Der Anfang ähnelt zunächst dem der Versuche 3 und 4: Die infra- und supratentoriellen Drücke gleichen sich an, die Tip-Transducer-Sonde mißt einen etwas höher werdenden Druck.

Die beiden supratentoriellen Luftkissensonden messen stetig einen identischen Druck.

Die Druckwerte im infratentoriellen Raum differieren nur um maximal 3 mmHg.

Der Druck im infratentoriellen Raum steigt immer weniger an und stagniert nach dem Erreichen von einem Wert von 20 mmHg. An der infratentoriell-kontralateralen Luftkissensonde tritt ein Artefakt auf, der zeitlich mit dem stündlichen Druckausgleich der Spiegelbergsonde zusammenfällt. Die infratentoriell-ipsilaterale Luftkissensonde zeigt auch zwischen der fünften und achten Versuchsminute ungewöhnliche Werte, für die sich keine eindeutige Erklärung findet.

Im supratentoriellen Raum nimmt der Druck am Anfang stark zu, dann immer etwas weniger bis zu einem Druck von 30 mmHg.

Es entwickelt sich somit im Verlauf des Versuches eine Druckdifferenz von 10 mmHg zwischen dem supra- und infratentoriellen Raum.

Der Druck am Tentoriumschlitz steigt zunächst nur etwas schneller als im gesamten supratentoriellen Raum an.

Nachdem der Druck im supratentoriellen Raum höher liegt als im infratentoriellen Raum, steigt der Druck am Tentoriumschlitz im Gegensatz zu dem Druck an den anderen Meßorten weiter steil an und erreicht einen Wert von 58 mmHg. Dieser liegt somit um 28 mmHg höher als im supratentoriellen Raum und 38 mmHg höher als im infratentoriellen Raum.

Versuch 6: Die geöffneten Ventrikel sind mit Wasser gefüllt, das

Foramen magnum ist geöffnet.

Perfusionsgeschwindigkeit: 50 ml/h

Auch hier zeigen die Kurven anfänglich einen annähernd gleichmäßig steigenden Verlauf. So gleichen sich die Druckkurven an und erreichen einen Durchschnittswert von ungefähr 35 mmHg.

Die supratentoriellen Luftkissensonden zeigen zueinander nur eine geringe Differenz von 2 bis 3 mmHg, sowie die Sonden zueinander im infratentoriellen Raum.

Nach dem Erreichen von etwa 35 mmHg sinkt der Druck im infratentoriellen Raum stärker als der im supratentoriellen Raum. Es entsteht eine Druckdifferenz von bis zu 7 mmHg.

Der Kantendruck am Tentoriumschlitz steigt weiter an und erreicht zunächst einen Wert von 52 mmHg. Es entsteht ein Druckunterschied von 18 mmHg zum Ventrikeldruck. Danach fällt der Druck an der Kante abrupt auf den durch die

anderen supratentoriellen Meßsonden gemessenen Wert von 30 mmHg, steigt dann erneut steil auf 50 mmHg an, fällt dann wieder rapide um 20 mmHg.

Während des Versuches preßt sich Gelatine in einzelnen Intervallen aus dem Foramen magnum heraus. Am Ende sind 13 ml Gelatine aus dem Schädel gedrückt worden. Insgesamt wurden 22 ml Wasser in den supratentoriellen Ballon durch den Perfusor eingefüllt.

### Versuch 7: Ventrikel und Foramen magnum sind geöffnet.

Perfusorgeschwindigkeit: 50 ml/h.

Auch hier zeigt sich eine ähnliche Druckentwicklung wie bei Versuch 6. Die Drücke gleichen sich stetig an, bis ein gemeinsamer Wert von 10 mmHg entsteht. Infratentoriell steigen die Druckkurven langsam an, und erreichen einen maximalen Wert von 20 mmHg. Eine Druckdifferenz im infratentoriellen Raum ist nicht meßbar.

Im supratentoriellen Raum entwickelt sich ein höherer Druck und stagniert bei ca. 30 mmHg. Es bilden sich keine Druckunterschiede zwischen den Hemisphären und dem Ventrikeldruck. In der Anfangsphase des Versuches treten an beiden supratentoriellen Luftkissensonden kurzzeitig „Artefakte“ auf, deren Ursache nicht eindeutig zu erklären ist.

Die Tip-Transducer-Sonde mißt am Tentoriumschlitz einen Druck von bis zu 50 mmHg. Während die anderen Kurven keine großen Druckschwankungen anzeigen, ist an der Kante des Tentoriumschlitzes ein stärkerer Auf- und Abstieg der Meßwerte zu verzeichnen. Insgesamt werden ca. 14 ml Gelatine herausgepreßt, 25 ml Wasser werden durch den Perfusor in den Schädel gefüllt.

Versuch 8: Die Ventrikel sind entleert, das Foramen magnum ist verschlossen, der Schädel ist mit Wasser gefüllt.

Perfusionsgeschwindigkeit: 50 ml/h.

Im Versuch 8 ist der Schädel mit Wasser gefüllt und komplett verschlossen. Die Druckkurven steigen gleichmäßig steil an, dabei nimmt die Steigung stetig ab. Bei 58 mmHg erreichen die Druckwerte ihr Maximum. Zugrundeliegend ist eine Undichtigkeit des Schädels ab einem gewissen Druckbereich, so daß Wasser austreten kann.

## 5.2 Druckdifferenzen

Die Diagramme 1 bis 4 zeigen die gemessenen Druckdifferenzen in den Versuchen 6 und 7.

Im Diagramm 1 ist die Druckdifferenz zwischen dem ipsilateralen und dem kontralateralen supratentoriellen Raum dargestellt, das Diagramm 2 zeigt die Druckdifferenz zwischen der Kante des Tentoriumschlitzes und dem ipsilateralen supratentoriellen Raum, das Diagramm 3 die Druckdifferenz zwischen dem ipsilateralen infratentoriellen und ipsilateralen supratentoriellen Raum, das Diagramm 4 die Druckdifferenz zwischen der Tentoriumschlitzkante und dem ipsilateralen infratentoriellen Raum. Eine Auswertung im Sinne einer Mittelwertbildung mit Standardabweichung ist aufgrund der geringen Kurvenanzahl nicht möglich. Deshalb bleibt die Auswertung auf eine reine Gegenüberstellung der Kurven beschränkt.

Diagramm 1: Es entsteht bei den Versuchen 6 und 7 nur eine geringe Differenz von maximal 3 mmHg zwischen den supratentoriellen Hemisphären.

Diagramm 2: Der Druckunterschied zwischen der Kante und dem rechten supratentoriellen Raum erhöht sich erst langsam, dann aber sehr schnell bis 28 mmHg.

Diagramm 3: Die anfängliche Differenz wird ausgeglichen und der Druck im supratentoriellen Raum erreicht Werte, die bis zu 16 mmHg höher liegen als die im infratentoriellen Raum.

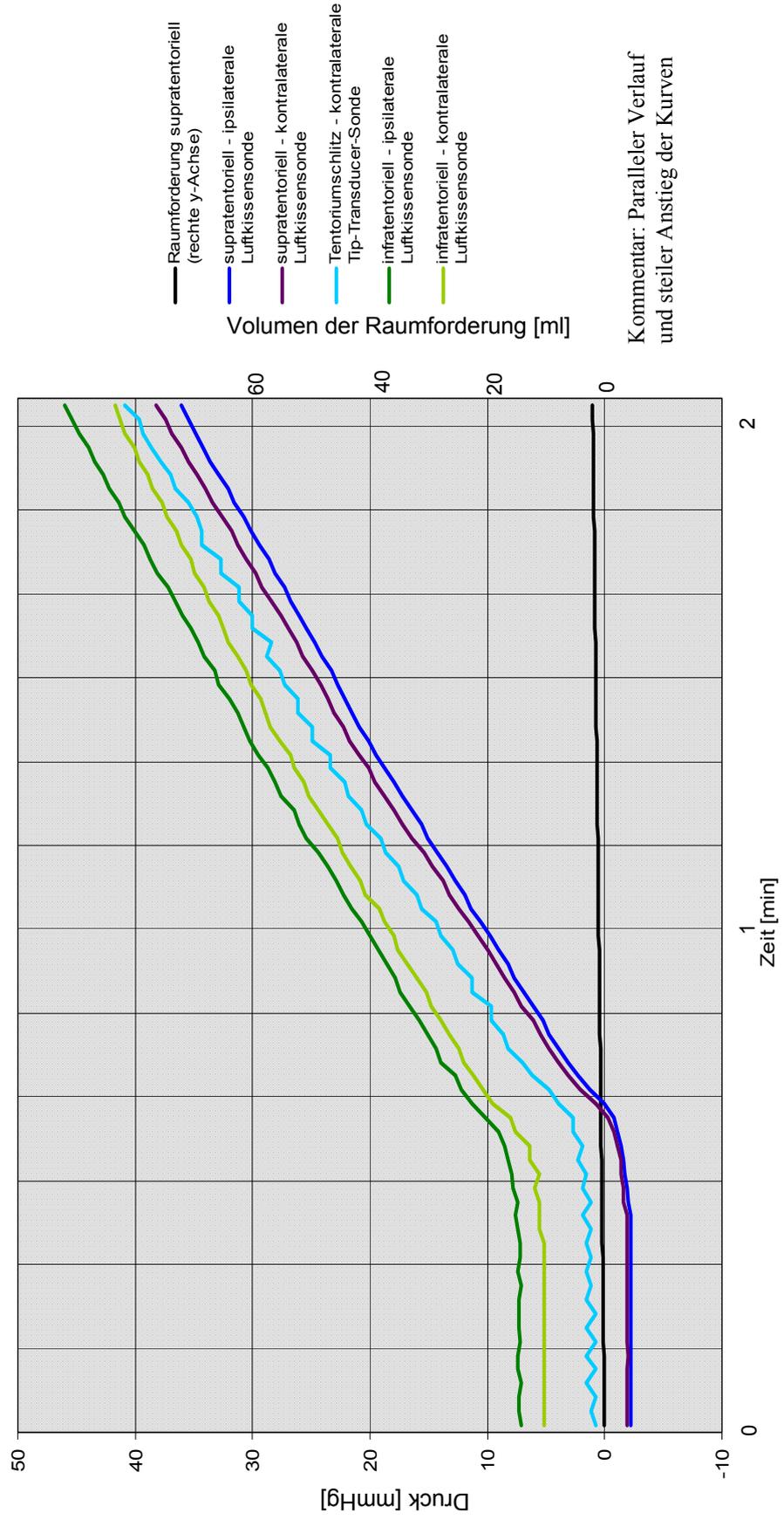
Diagramm 4: Der Druckunterschied zwischen der Kante und dem infratentoriellen Raum nimmt deutlich zu und erreicht Werte bis zu 34 mmHg.

### 5.3 Versuchskurven und Diagramme

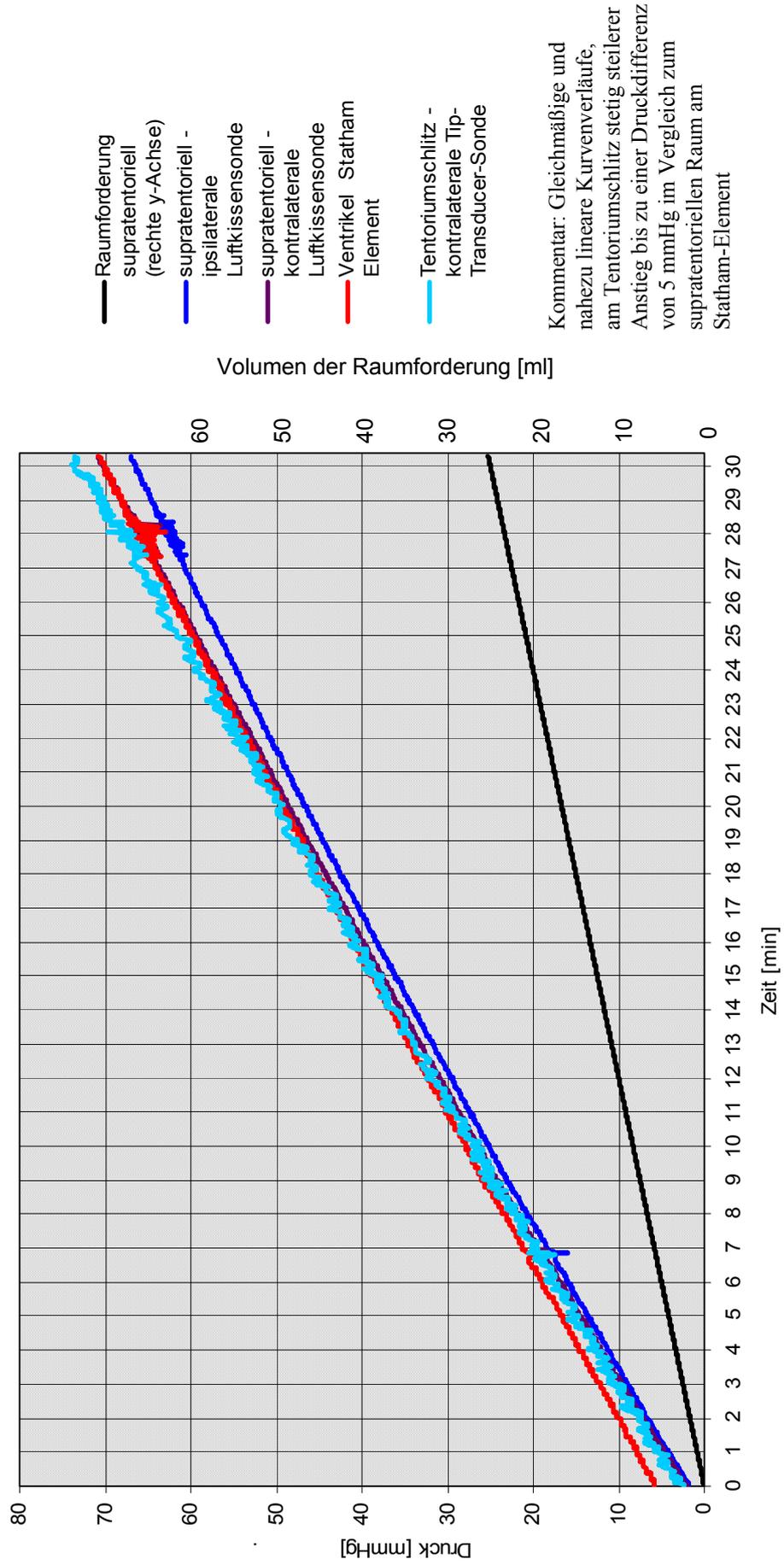
Die Kurven der Versuche 1 bis 8 sind auf den folgenden Seiten abgebildet.

Im Anschluß sind die Diagramme 1 bis 4 aufgeführt.

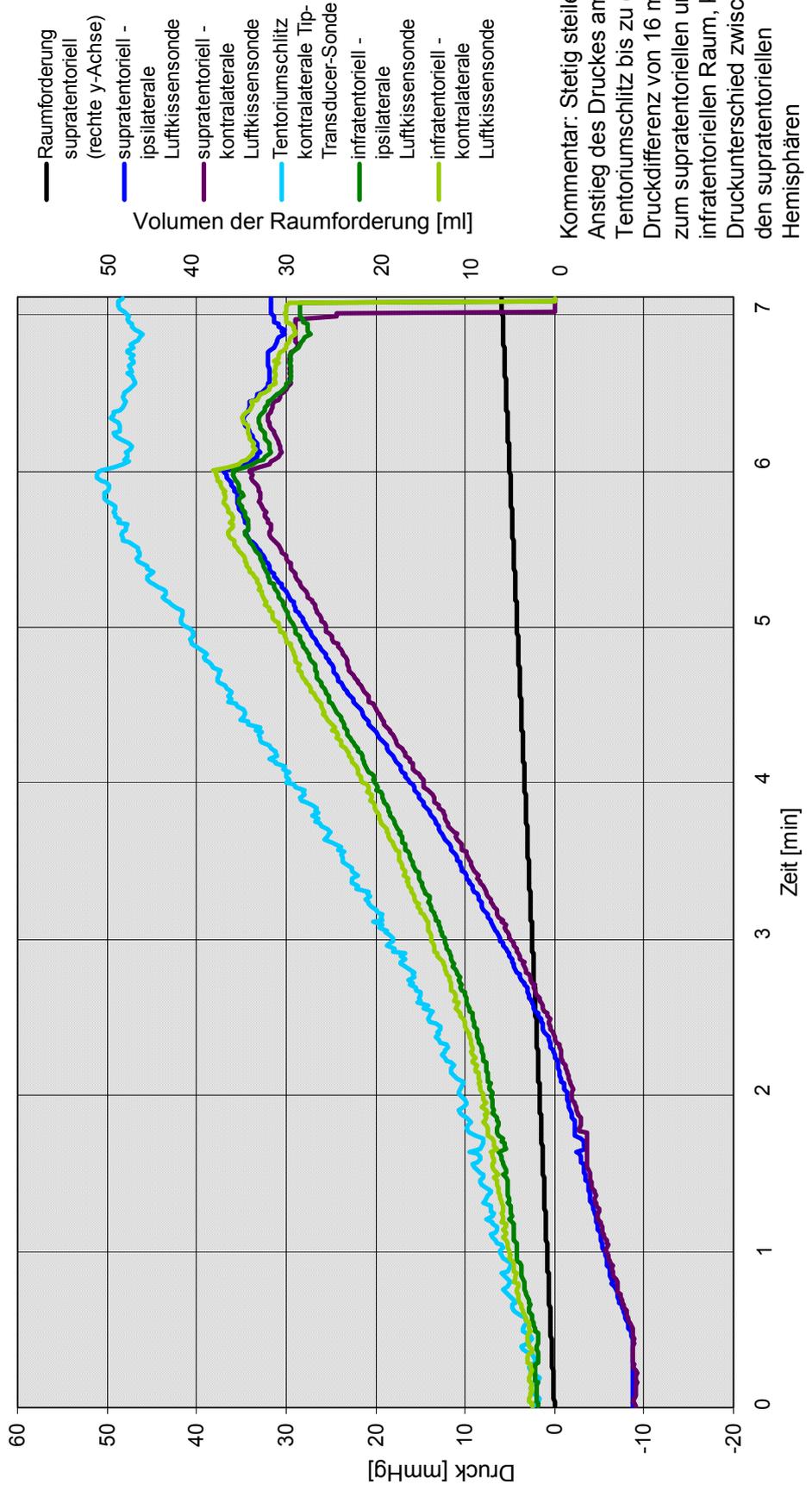
Versuch 1: Verlauf des intrakraniellen Druckes an verschiedenen Meßpunkten bei Simulation einer supratentoriellen Raumforderung (50 ml/h), keine Ventrikel, Foramen magnum ist geschlossen.



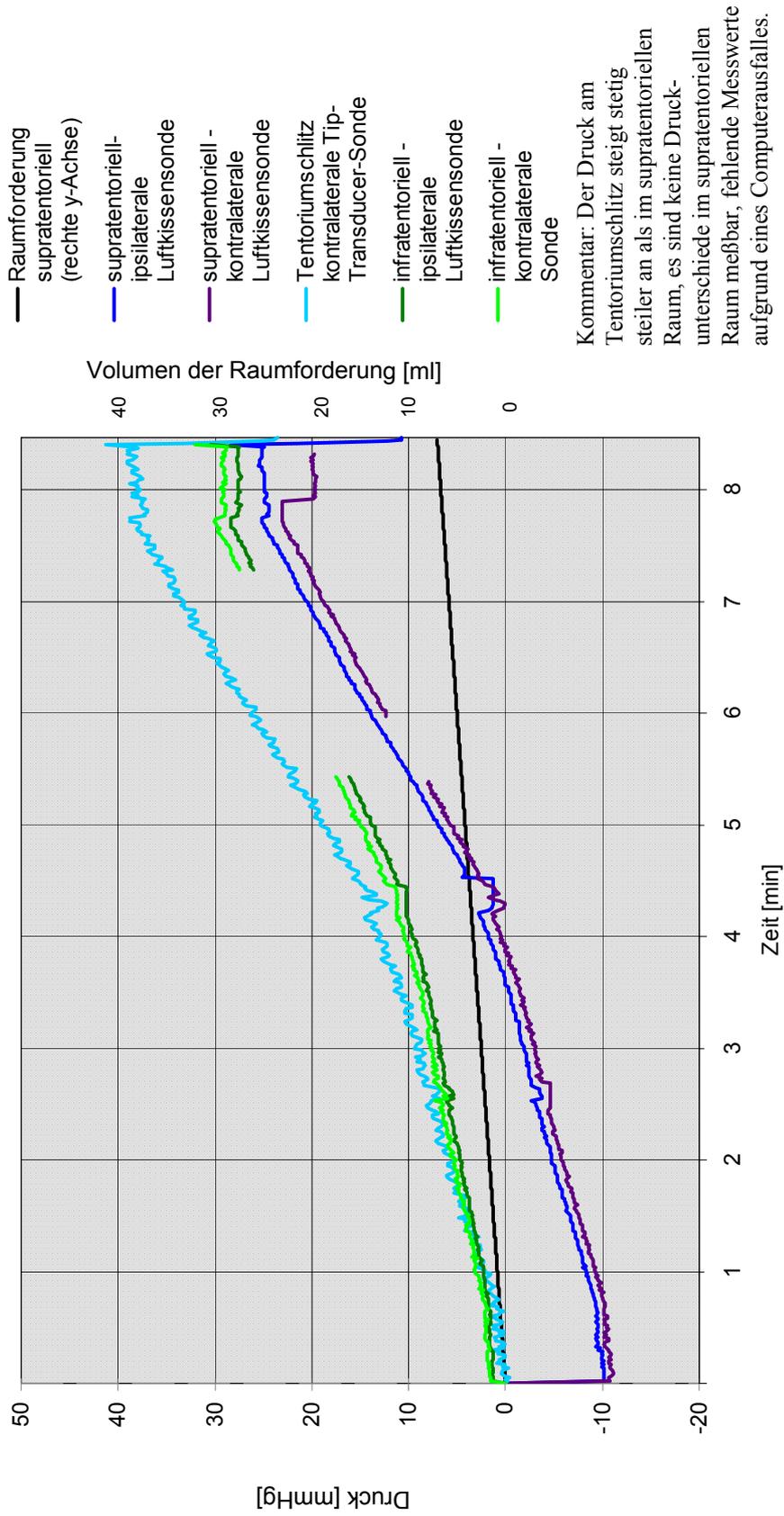
Versuch 2: Verlauf des intrakraniellen Druckes an verschiedenen Meßpunkten bei Simulation einer supratentoriellen Raumforderung (50 ml/h), mit Ventrikeln, Foramen magnum ist geschlossen.



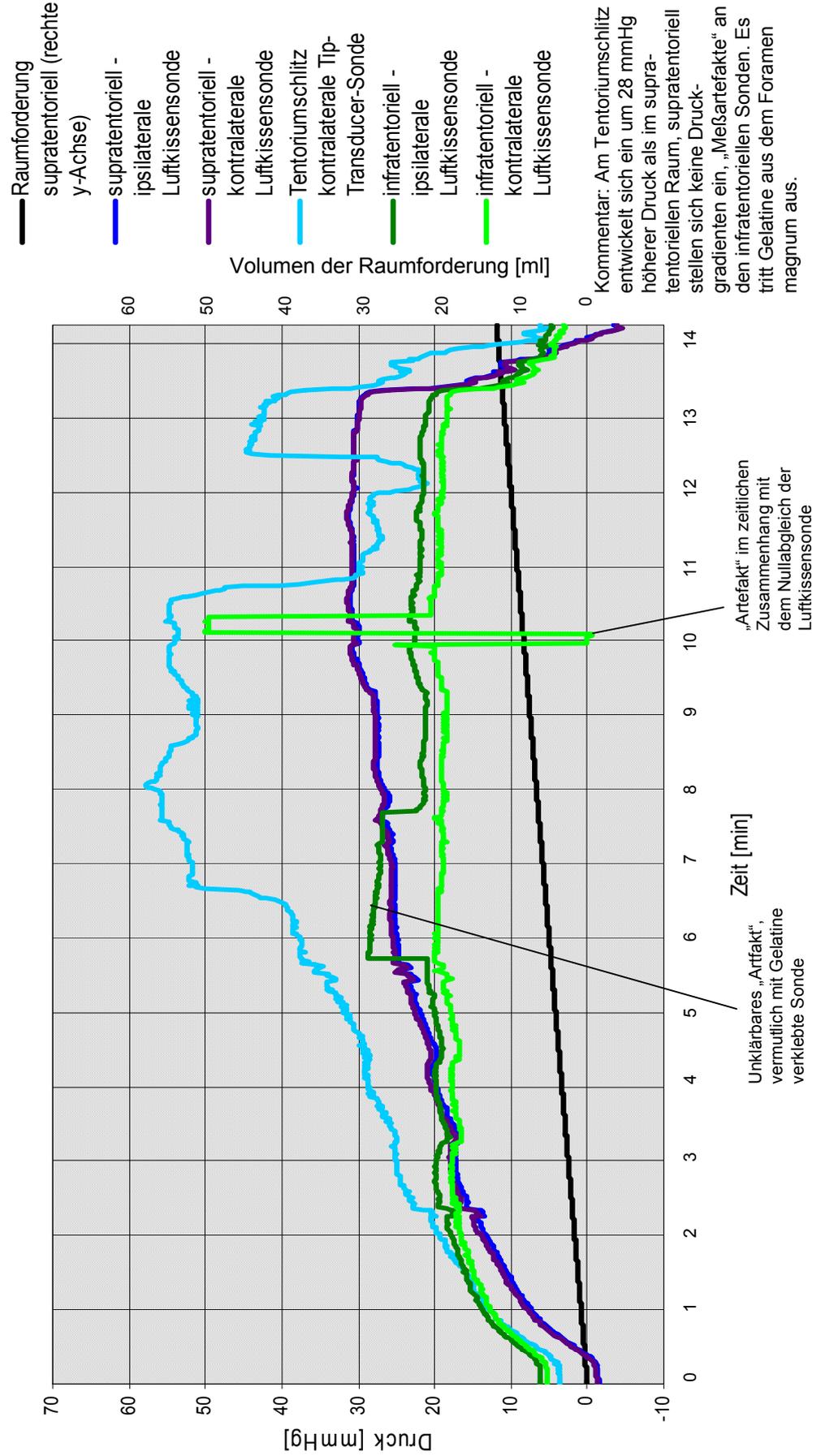
Versuch 3: Verlauf des intrakraniellen Druckes an verschiedenen Meßpunkten bei Simulation einer supratentoriellen Raumforderung (30 ml/h), ohne Ventrikel, ohne Ventrikel, Foramen magnum ist geöffnet.



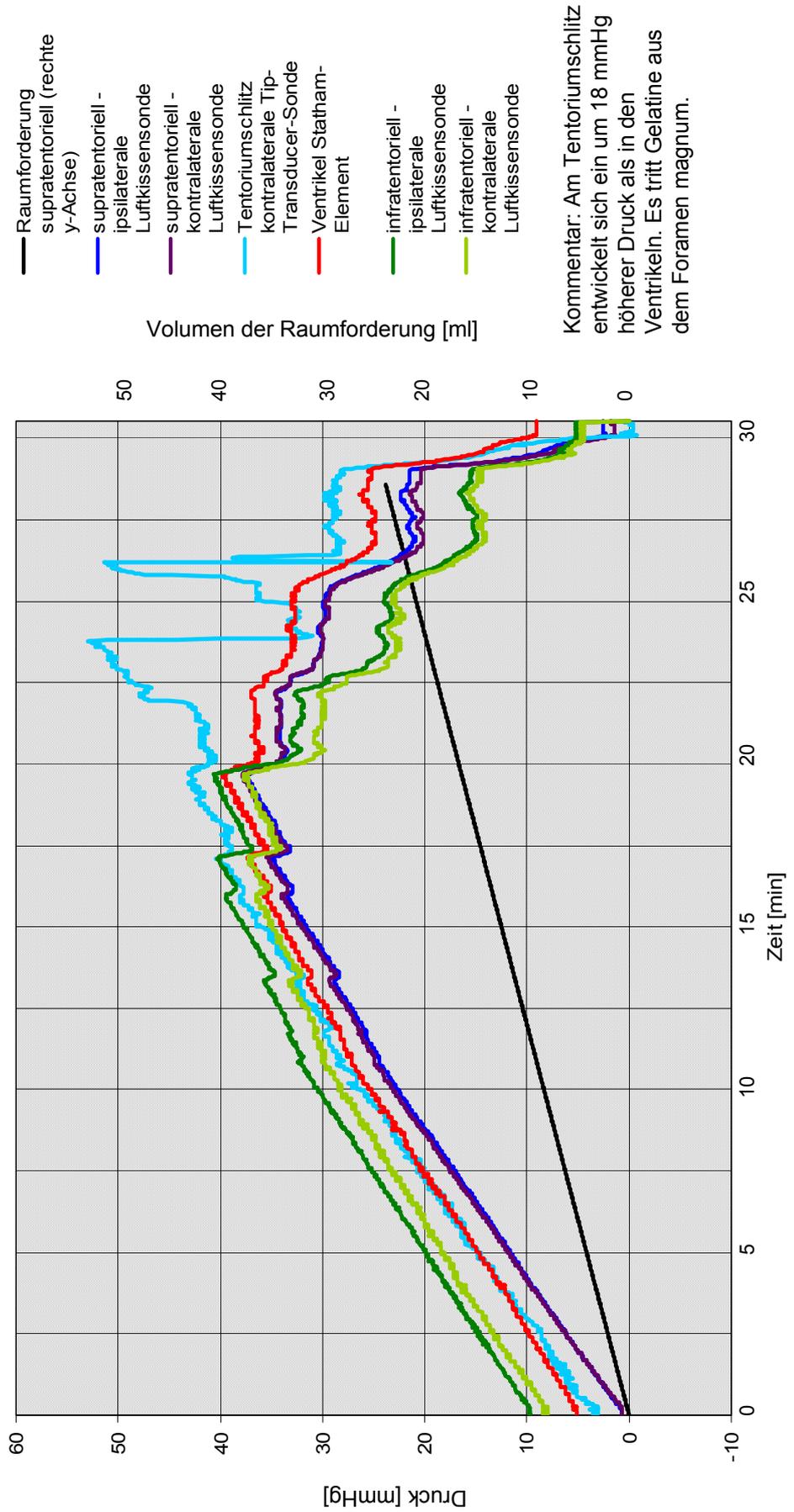
Versuch 4: Verlauf des intrakraniellen Druckes an verschiedenen Meßpunkten bei Simulation einer supratentoriellen Raumforderung (30 ml/h), keine Ventrikel, Foramen magnum ist geöffnet.



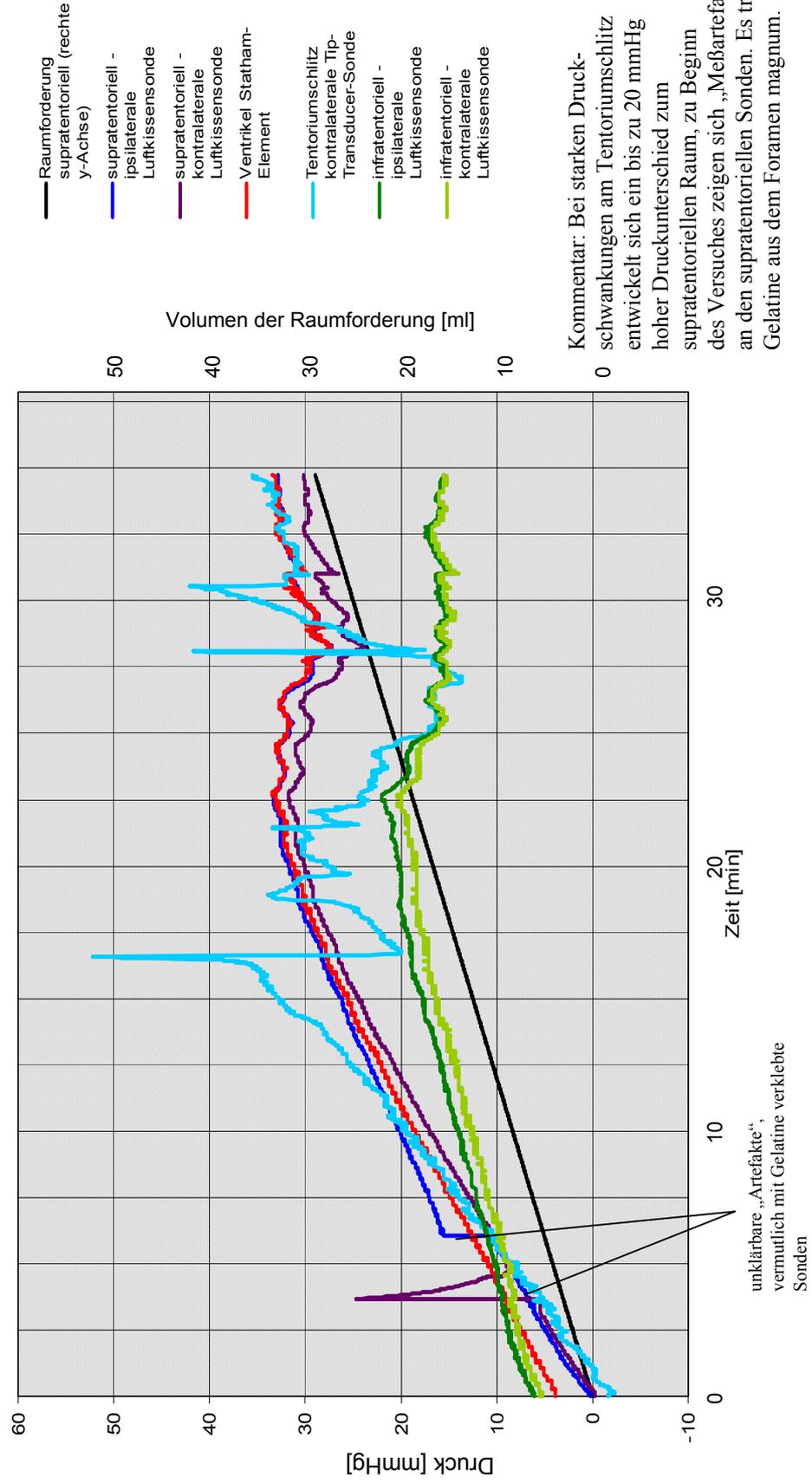
Versuch 5: Verlauf des intrakraniellen Druckes an verschiedenen Meßpunkten bei Simulation einer supratentoriellen Raumforderung (50ml/h), ohne Ventrikel, Foramen magnum ist geöffnet.



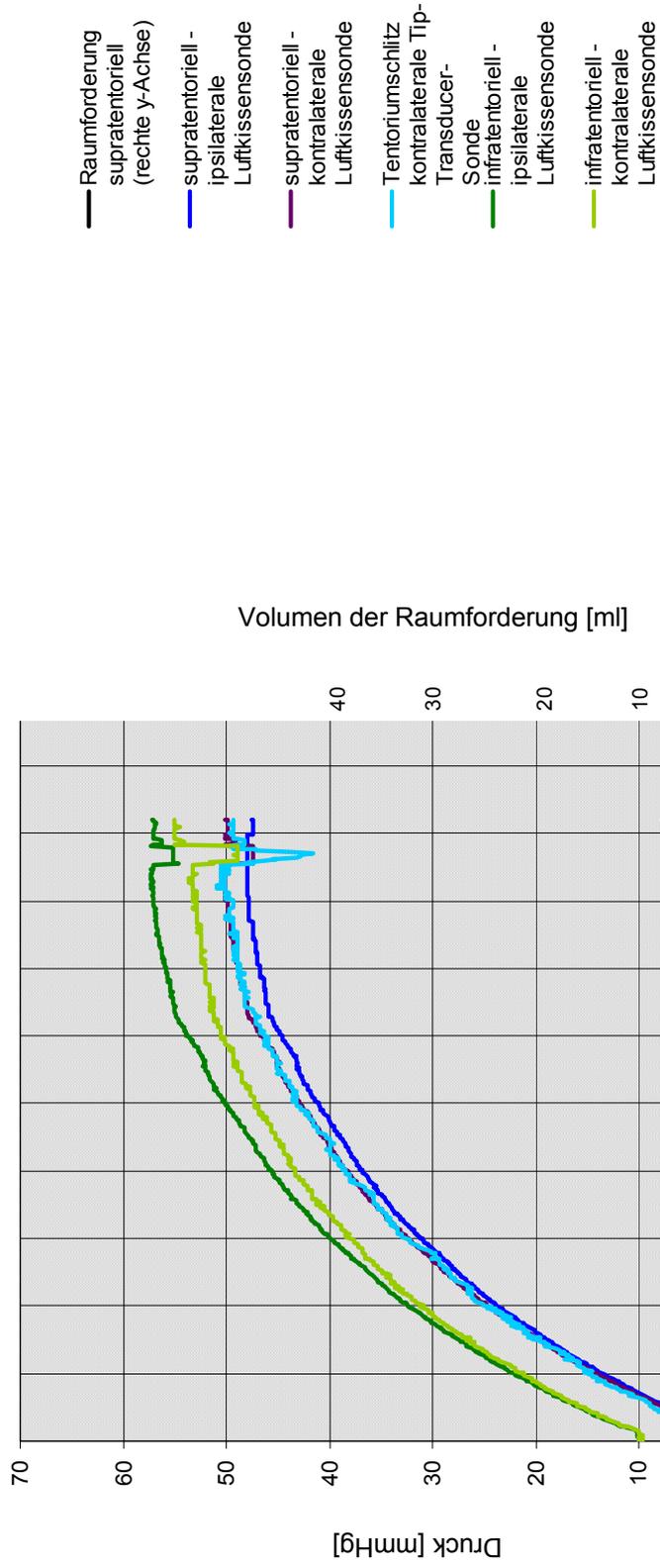
Versuch 6: Verlauf des intrakraniellen Druckes an verschiedenen Meßpunkten bei Simulation einer supratentoriellen Raumforderung (50 ml/h), mit Ventrikel, Foramen magnum ist geöffnet.



Versuch 7: Verlauf des intrakraniellen Druckes an verschiedenen Meßpunkten bei Simulation einer supratentoriellen Raumforderung (50 ml/h), mit Ventrikel, Foramen magnum ist geöffnet.



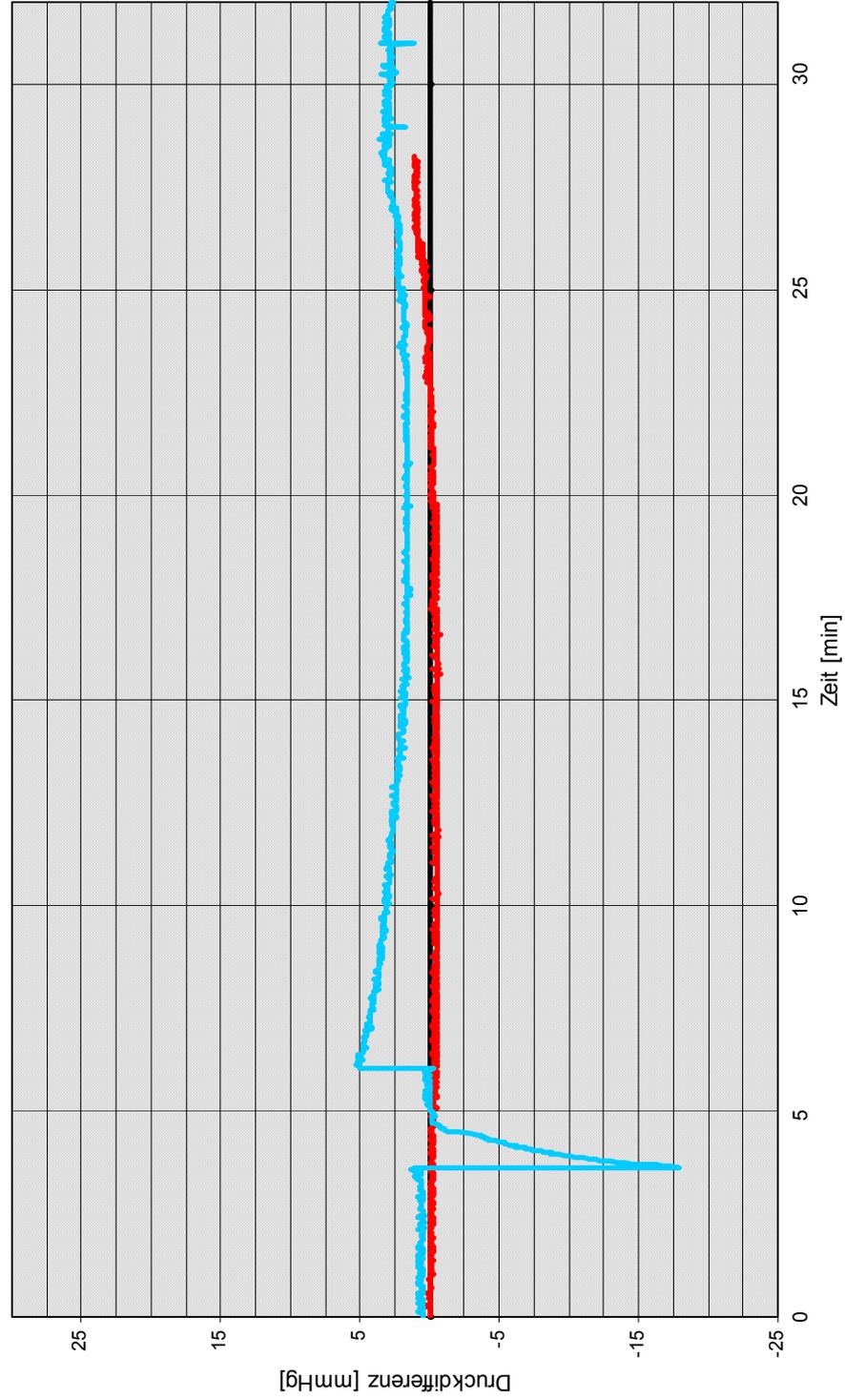
Versuch 8: Verlauf des intrakraniellen Druckes an verschiedenen Meßpunkten bei Simulation einer supratentoriellen Raumforderung (50 ml/h), Kunststoff mit Wasser gefüllt, keine Ventrikel, Foramen magnum ist verschlossen.



Kommentar: Die Drucksonden messen im Druckbereich bis 50 mmHg mit einer hohen Übereinstimmung. Der höhere Druck im infratentoriellen Raum entsteht durch den hydrostatischen Druck bedingt durch die Positionierung des Kunststoffes.

## Diagramm 1

Vergleich der Versuche 6 und 7: Druckdifferenz bei der Simulation supratentorieller Raumforderungen zwischen der supratentoriell-ipsilateralen und supratentoriell-kontralateralen Luftkissensonde



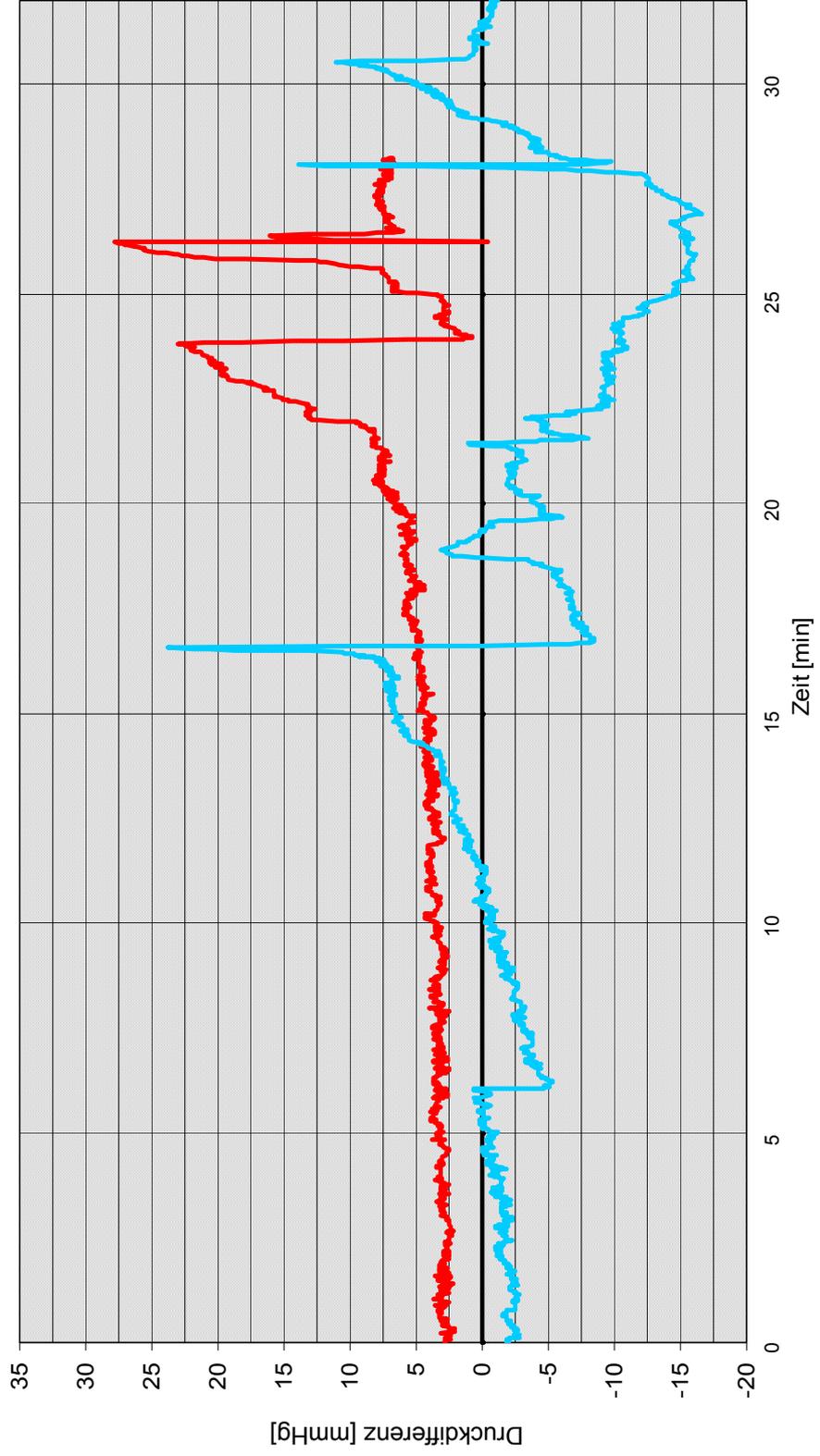
Versuch 6

Versuch 7

Kommentar: Es stellt sich kein wesentlicher Druckunterschied in den Hemisphären des supratentoriellen Raumes ein. Am Anfang von Versuch 7 tritt ein unklärbares „Artefakt“ auf, vermutlich ist die Sonde mit Gelatine verklebt.

## Diagramm 2

Vergleich der Versuche 6 und 7: Druckdifferenz bei der Simulation supratentorieller Raumforderungen zwischen der Tip-Transducer-Sonde am kontralateralen Tentoriumschlitz und der supratentoriell-ipsilateralen Luftkissensonde

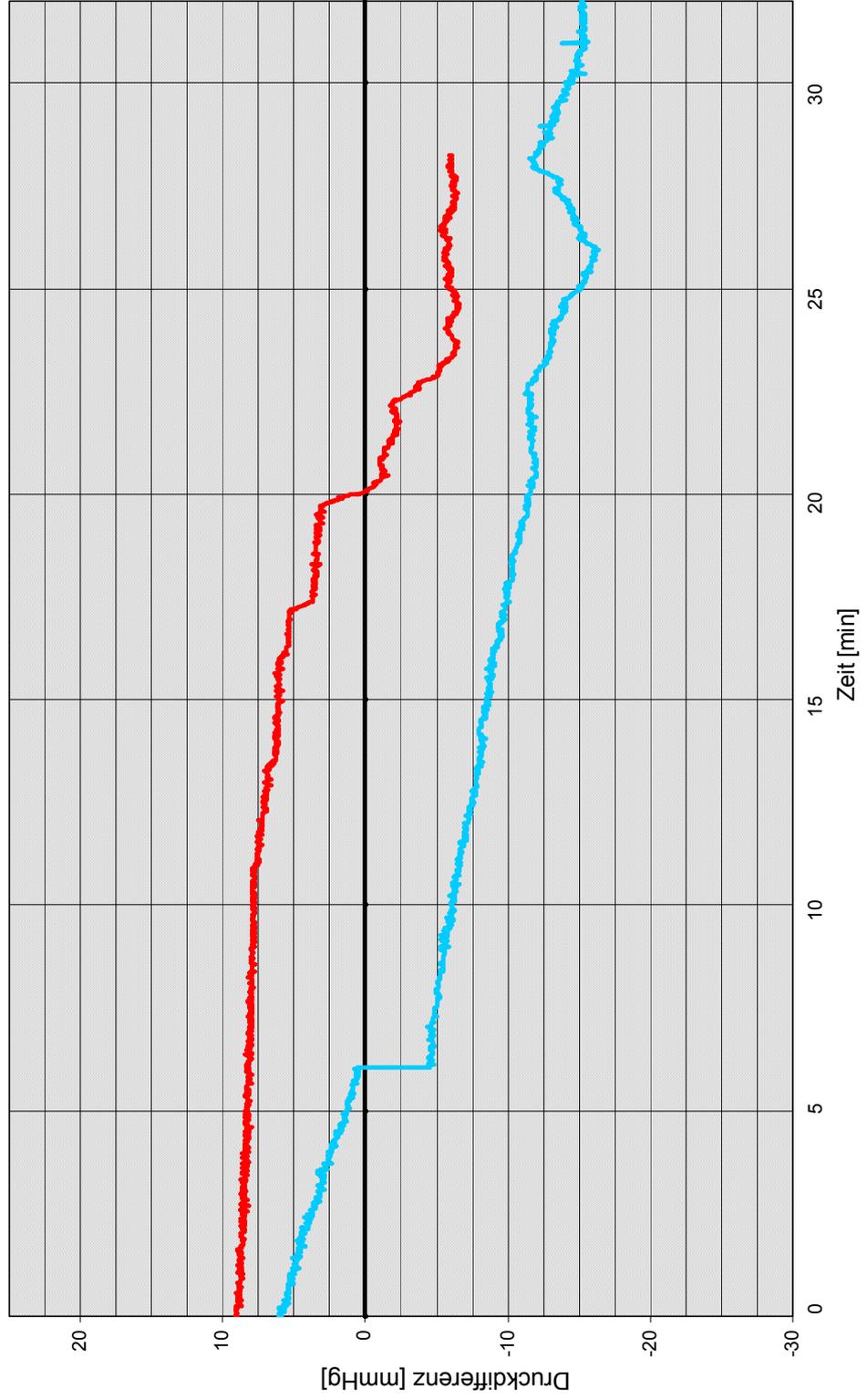


— Versuch 6  
— Versuch 7

Kommentar: Es entwickelt sich ein deutlich höherer Druckaufbau am Tentoriumschlitz; der Abfall der Druckkurven ist durch Massenverschiebung und Herauspressen der Gelatine Richtung offenem Foramen magnum bedingt.

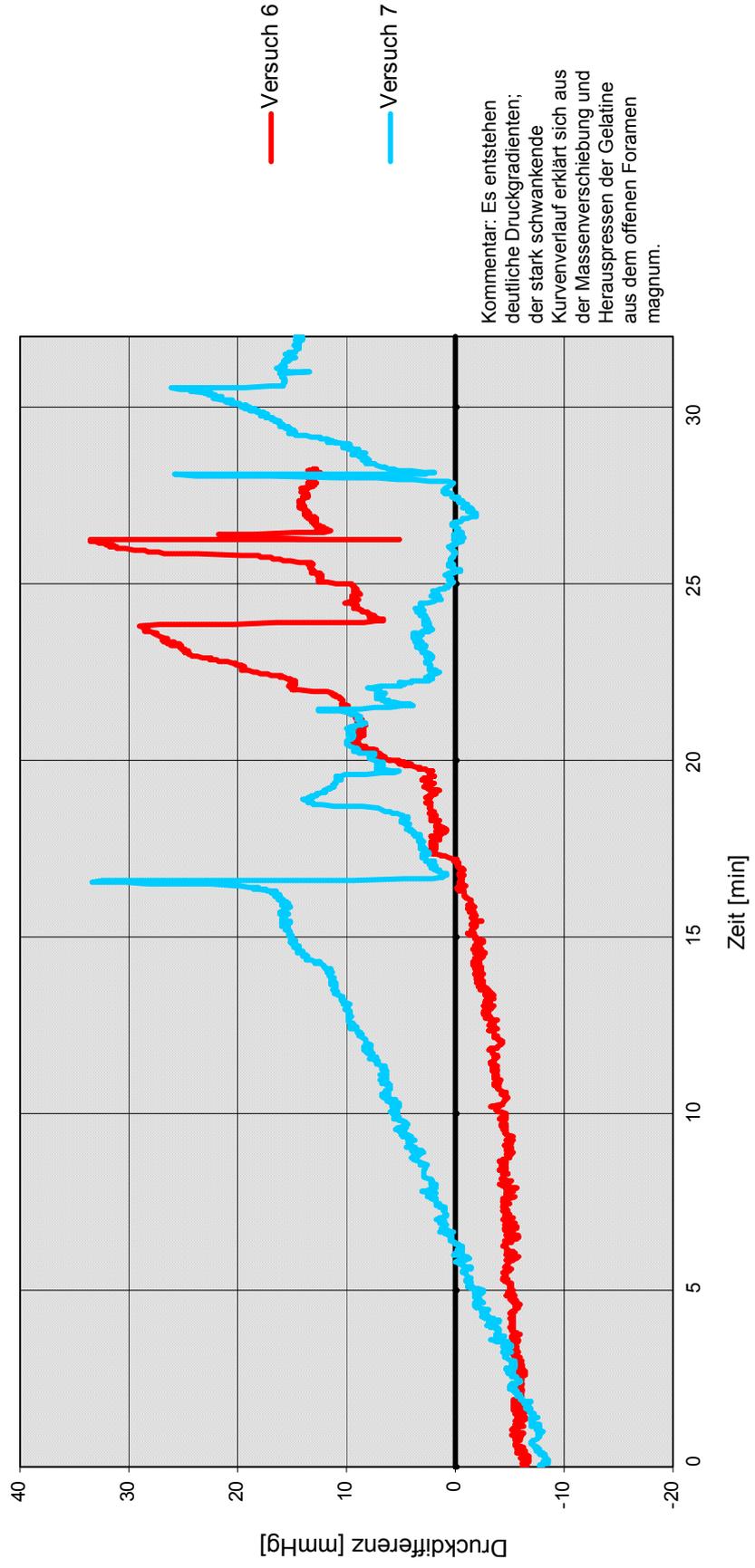
### Diagramm 3

Vergleich der Versuche 6 und 7: Druckdifferenz bei der Simulation supratentorieller Raumforderungen zwischen der infratentoriell-ipsilateralen und der supratentoriell-ipsilateralen Luftkissensonde



### Diagramm 4

Vergleich der Versuche 6 und 7: Druckdifferenzen bei der Simulation supratentorieller Raumforderungen zwischen der Tip-Transducer-Sonde am kontralateralen Tentoriumschlitz und der infratentoriell-ipsilateralen Luftkissensonde



## 6 Diskussion

Das Monitoring des intrakraniellen Druckes ist eine wichtige Komponente in der neurochirurgischen Intensivmedizin (3).

Für gewöhnlich wird ein Druckaufnehmer implantiert, so daß nur ein Meßergebnis vorliegt (26).

Um festzustellen, ob der gemessene Druck den maximalen Wert im gesamten Schädel darstellt oder ob Druckgradienten auftreten, müßten mehrere Sonden plaziert werden.

Dieses ist aus diversen Gründen nicht immer realisierbar, zum Beispiel aufgrund erhöhter Risiken für den Patienten, hoher Kosten und geringer Verfügbarkeit der Meßsonden. Deswegen gibt es nur wenige Untersuchungen am Menschen, die zudem unterschiedliche Resultate bezüglich der Existenz und Entstehung von Druckgradienten liefern. So beschreiben Sahuquillo und Mitarbeiter, daß die Hälfte der untersuchten Patienten mit lokalen Läsionen interhemisphärische Druckgradienten aufweisen. Dagegen treten bei diffusen Gehirnverletzungen keine signifikanten supratentoriellen Druckdifferenzen auf (81,82).

Weaver und Mitarbeiter beobachten höhere Drücke auf der Seite der Läsion (90). Die Gruppe um Mindermann mißt an einem Patienten mit einem stumpfen Schädeltrauma eine Druckdifferenz zwischen den supratentoriellen Hemisphären von über 30 mmHg (60). Gaab berichtet über Druckdifferenzen bis zu 80 mmHg (25).

Marshall und Mitarbeiter beobachten Druckgradienten von 5 bis 20 mmHg bei 6 von 16 untersuchten Patienten (54). Bei den anderen Patienten zeigt die bilaterale subarachnoidale Liquordruckmessung gleiche Werte.

Dagegen stellen Yano und Mitarbeiter in ihren Untersuchungen fest, daß bei Patienten mit Schädelhirntrauma mit unterschiedlichen intrakraniellen Läsionen der Druck im gesamten supratentoriellen Raum identisch ist (95). Dieses bestätigt die Gruppe um Gambardella; der supratentorielle Raum kann generell als ein Kompartiment angesehen werden, geltend für chronische oder schnell wachsende unilaterale Läsionen, unabhängig vom Typ und von der Lokalisation (29).

Poon ermittelt in einigen Fällen eine Differenz von durchschnittlich 20 mmHg zwischen den Drücken im infratentoriellen Raum und dem intraventrikulären Druck (74). Piek und Mitarbeiter beobachten bei drei Patienten mit einer Raumforderung von 6 cm Durchmesser in der Fossa posterior und deutlichen Zeichen einer verminderten Kommunikation zwischen dem infra- und supratentoriellen Raum einen höheren infratentoriellen Druck. Bei einem Patienten wird ein um 112 mmHg höherer Druck im infratentoriellen Raum im Vergleich zum supratentoriellen Raum gemessen (69).

Zahlreiche Experimente mit Katzen, Schweinen, Hasen oder Affen sollen diesen kontroversen Sachverhalt ebenfalls klären (1,24,45,93).

Langfitt und Mitarbeiter messen am Affen Druckgradienten bis zu 30 mmHg (45).

Die Gruppe um Furuse löst an 42 erwachsenen Katzen in einer Hemisphäre eine kryogene Verletzung aus (24). Sie beobachtet dabei transtentorielle Druckgradienten über 10 mmHg; innerhalb der ersten Stunde nach der iatrogenen Verletzung bilden sich Druckdifferenzen zwischen den Hemisphären von durchschnittlich 3,9 mmHg aus, die anschließend allmählich abnehmen.

Wolfla und Mitarbeiter weisen anhand von Versuchen mit Schweinen nach, daß sich bei der Ausdehnung einer rechten temporalen Masse die Drücke von der rechten Temporalisregion aus zum linken Temporallappen über das Mittelhirn bis zum Kleinhirn stetig verringern (93). Yoneda und Mitarbeiter messen im Tierexperiment mit supratentoriellen Raumforderungen zwei- bis dreimal höhere Drücke am Tentoriumschlitz als im epidural- bzw. ventrikulären Raum (loc. cit. in 27).

Die Gruppe um Reiger stellt dagegen bei Versuchen an Schweinen bei Simulation einer infratentoriellen Läsion einen gleichmäßigen Anstieg sowohl im infra- als auch im supratentoriellen Raum fest; der gesamte intrakranielle Raum bei Schweinen kann als ein einzelnes Kompartiment betrachtet werden (79).

Die Übertragung von Ergebnissen aus Tierversuchen auf den menschlichen Organismus ist schwierig, da besonders die anatomischen Voraussetzungen im Vergleich zum menschlichen Kopf in Größe und Form unterschiedlich sind.

Auch ethische und moralische Bedenken gegen Tierversuche werden häufiger berücksichtigt, so daß nach Wegen innerhalb der Forschung gesucht wird, diese zu vermeiden.

So werden Computersimulationsprogramme entwickelt, um die Druckentwicklung zu untersuchen (66).

Einen anderen Weg stellt die hier beschriebene Konstruktion eines Kunstschädels dar.

In den Versuchen mit dem Kunstschädel werden keine wesentlichen interhemisphärischen Druckunterschiede gemessen werden. Dies entspricht der oben erwähnten Anschauung, daß der supratentorielle Raum als ein Kompartiment angesehen werden kann.

Transtentoriell werden Druckdifferenzen von bis zu 16 mmHg beobachtet, entsprechend den bereits aufgeführten Ergebnissen von Poon und Furuse.

Im Kunstschädel ist der Druck am Tentoriumschlitz kurzfristig doppelt so hoch wie im supratentoriellen Raum. Dieses entspricht den Werten, die Yoneda und Mitarbeiter im Tierexperiment ermitteln (loc. cit. in 28). Die maximale Druckdifferenz zwischen dem supratentoriellen Raum und dem Tentoriumschlitz im Kunstschädel beträgt 28 mmHg.

Der Druckbereich liegt bei den Versuchen am Kunstkopf zwischen -11 und 72 mmHg. Am Menschen werden im klinischen Bereich Drücke zwischen -2 und 143 mmHg gemessen (72,73).

Der Druck an der Kante des Tentoriumschlitzes im Kunstkopf verläuft in einigen Versuchen nicht konstant aufwärts. Die Druckkurven fallen nach einem rapiden Anstieg auch wieder schnell ab, um später wieder steil anzusteigen. Dieses kann damit erklärt werden, daß die Gelatine einer Massenverschiebung unterliegt und während der Versuche durch das offene Foramen magnum herausgepresst wird. Im Vergleich zur erreichten Größe der nachgeahmten Raumforderungen von 22

ml bzw. 25 ml in den Versuchen 6 und 7 wird am Ende 13 ml bzw. 14 ml Gelatine herausgedrückt.

Der Druckaufbau im supratentoriellen Raum und besonders am Tentoriumschlitz ist ab einem bestimmten Zeitpunkt so hoch, daß die Gelatine vom supratentoriellen in den infratentoriellen Raum gedrückt wird. Dadurch fällt der aufgestaute Druck am Tentoriumschlitz rapide ab. Dieser nimmt zeitweise niedrigere Werte an als im supratentoriellen Raum. Aufgrund der Verschiebung der Gelatine kann vermutlich am Tentoriumschlitz ein Unterdruck im Verhältnis zum supratentoriellen Raum entstehen.

Diese Massenverschiebung der Gelatine läßt sich vergleichen mit der beobachteten Massenverschiebung des Gehirns und möglichen Einklemmungen von Hirnregionen an Engstellen wie dem Tentoriumschlitz bei lokalen intrakraniellen Raumforderungen (26,27,88).

Somit kann festgestellt werden, daß sich wesentliche physikalische Phänomene am Kunstkopf simulieren und Ergebnisse aus klinischer Analogie verifizieren lassen.

### Der Kunstkopf

Da der Kunstkopf kein lebender Organismus ist, lassen sich beliebig viele Sonden implantieren und zahlreiche Untersuchungen durchführen ohne moralische oder ethische Bedenken berücksichtigen zu müssen. Die Versuchsbedingungen sind frei wählbar und können konstant gehalten oder bewußt modifiziert werden.

Allerdings läßt sich die Natur schwierig in ihrer biologischen Komplexität nachahmen. So stellt der hier konstruierte Kunstkopf nur eine erste Näherung dar. Vielmehr soll durch den Verzicht auf die Nachbildung des Gefäßsystems der Versuch simplifiziert werden um festzustellen, ob auch unter diesen Bedingungen bekannte physikalische Phänomene, insbesondere Druckgradienten, auftreten.

Bei dem Nachbau des Neurokraniums wird zunächst darauf geachtet, daß dieses ein Verhältnis von 1:1 besitzt und kaum dehnbar ist. Während diese Vorgaben realitätsgetreu nach den Maßangaben von Lang imitiert werden, liegt nur das intrakranielle Volumen mit 1300 ml etwas unter der Norm. Gießfähiges Epoxy-

Harz wird für den Knochennachbau gewählt, weil es gut zu verarbeiten und ausreichend hart ist. Die Transparenz dieses Materials macht Beobachtungen der intrakraniellen Abläufe von außen möglich, insbesondere das blasenfreie Ausgießen mit Gelatine.

Für viele Autoren ist wie oben erwähnt die Kammerung des Schädelinnenraumes durch die Falx, das Tentorium und den weichen Hirnhäuten einer der Gründe für die Entstehung von Druckgradienten. Bei der Rekonstruktion wird im wesentlichen auf die anatomisch korrekte Lage der Falx und des Tentoriums geachtet. Die verwendeten Materialien für die Nachbildung, Epoxy-Harz und Plexiglas, weisen kaum elastische Eigenschaften im Gegensatz zur Falx und dem Tentorium des Menschen auf, die einen geringen elastische Faseranteil besitzen.

Die Nachahmung des Ventrikelsystems durch zwei mit Wasser gefüllte Ballons ist sehr einfach gehalten. In der Realität stellt das Ventrikelsystem keinen derart begrenzten Raum dar. Ziel ist die Nachbildung eines komprimierbaren Raumes, aus dem die Flüssigkeit herausgepreßt werden kann, wodurch die Möglichkeit eines Druckausgleiches gegeben sein soll durch Verschiebung der cerebrospinalen Flüssigkeit innerhalb dieser Räume. Wie sich in den Versuchen zeigt, entsteht unabhängig vom Anschluß der Ventrikel kein Druckgradient zwischen den supratentoriellen Hemisphären. Der Druckanstieg verzögert sich erwartungsgemäß bei angeschlossenen Ventrikeln.

Ein weiterer Faktor bei der Entstehung von Druckgradienten ist die elastische Eigenschaft der Gehirnmasse (26,27,74).

Loosemann weist experimentell nach, daß 2,8%ige Gelatine mit einer Temperatur von 17°C ähnliche elastische Eigenschaften wie Schweinehirn mit 30°C besitzt (49). Auf einen Vergleich mit menschlichem Hirngewebe wird verzichtet, da es sich nur um eine Annäherung handeln soll.

Die Vorteile bei der Verwendung von Gelatine liegt in seiner beliebigen Verfügbarkeit, einfachen Handhabung und seiner Gießfähigkeit. Sie füllt den Schädelinnenraum nahezu blasenfrei aus und nimmt somit im erhärteten Zustand die Form eines Gehirns an.

Zur Anwendung kommen epidurale Luftkissensonden vom Spiegelberg Typ 1, obwohl auf die Nachahmung der Dura mater bewußt verzichtet wurde, um eine Beeinflussung der Druckmessung zu vermeiden. Die Verfälschung der Meßergebnisse der Sonden durch die Gelatine, z.B. Adhäsion mit derselbigen, soll durch großzügige Isolierung der Sondenoberflächen mit Vaseline reduziert werden. Durch Einklebung der Sonden wird ein nahezu geschlossener Raum erreicht.

### Grenzen der Verwendbarkeit des Kunstkopfmodells

Wie oben bereits erwähnt stellen die nachgeahmten Komponenten nur eine entfernte Annäherung an die Realität dar.

Durch das Fehlen des Vaskularkompartiments und deren Pulsation wird dessen Einfluß auf den intrakraniellen Druck nicht erfaßt. Neben des intrakraniellen Liquors ist das Blutvolumen ein wichtiger Bestandteil im dynamischen Gleichgewicht des konstanten intrakraniellen Volumens. Im Kunstkopf können keine Veränderungen aufgrund von lokalen oder generellen Volumenverschiebungen im intrakraniellen Vaskularsystem beobachtet werden. Auch entfällt die Kompensationsmöglichkeit durch Verringerung des Blutvolumens bei intrakraniellen Raumforderungen.

Der Einfluß des Blutdruckes auf die Druckentwicklung findet ebenfalls keine Berücksichtigung.

Die Temperatur der Gelatine ist entsprechend der Untersuchungen von Loosemann auf 17°C festgelegt (49). Die elastischen Eigenschaften der Gelatine beziehen sich dabei auf Vergleiche mit Schweinehirnen mit einer Temperatur von 30°C. Die größte Schwierigkeit besteht darin, diese Temperatur einheitlich im Schädel aufrecht zu erhalten. Bei den Versuchen wird zunächst nur die Kerntemperatur im Schädel gemessen, lokal auftretende Temperaturdifferenzen werden nicht erfaßt. Der Schwerpunkt liegt auf der Anstrengung einheitlicher Versuchsbedingungen. Der Einfluß der Temperatur auf die Druckentwicklung findet weiter keine Beachtung.

## Artefakte

Als Artefakte werden Messungen bezeichnet, die gänzlich untypische Druckverläufe zu bestimmten Versuchszeitpunkten aufzeigen.

Die Luftkissensonden zeigen im Versuch 5 und 7 einen rasanten Druckanstieg, der sich sogleich wieder normalisiert. Im Versuch 5 mißt die infratentorielle kontralaterale Luftkissensonde rapid fallende Werte von 20 mmHg auf 0 mmHg, die dann gleichsam rasch auf 50 mmHg steigen und plötzlich wieder auf Werte von 20 mmHg fallen. Dieses Artefakt tritt im Zusammenhang mit dem automatischen stündlichen Ausgleich zum atmosphärischen Druck auf.

Zu Beginn des Versuches 7 wird ein plötzlicher Anstieg des Druckes um 20 mmHg an der supratentoriellen kontralateralen Luftkissensonde verzeichnet. Dieser gleicht sich etwas langsamer wieder zu erwartenden Werten an. Ähnliches ist etwas später an der supratentoriellen ipsilateralen Sonde zu beobachten. Beim Öffnen des Kunstschädels kann in diesen Fällen beobachtet werden, daß die entsprechenden Sonden trotz Isolierung durch Vaseline von Gelatine gänzlich umspült und dadurch in der Gelatine verankert ist. So können die Artefakte durch Verlagerung der Gelatine entstanden sein.

## Die Compliancemesung am Kunstkopf

Compliancemesungen werden ebenfalls im dem hier konstruierten Kunstkopf durchgeführt und zeigen deren Wert für klinische Belange. Die Compliance fällt bereits vor der Phase des überproportionalen Druckanstiegs unter einen Wert von 0,5 ml/mmHg (65).

Wie oben erwähnt gibt die Compliance das Verhältnis zwischen intrakranieller Volumenzunahme und dem daraus resultierenden intrakraniellen Druckanstieg an. (siehe Kapitel 3.3.3 Pathophysiologie des Hirndruckes, S. 12)

Der Druckanstieg zeigt dabei keinen linearen, sondern bedingt durch die Kompensationsmöglichkeiten einen exponentiellen Verlauf: Bei stetig gleicher Volumenzunahme steigt der Druck zunächst nur gering an, dann immer steiler bis gegen Ende ein Drucksprung entsteht.

Die intrakranielle Compliance ist deswegen ein wichtiger Meßfaktor, da eine Volumenveränderung im Schädel schon durch eine sinkende Compliance erkennbar ist, bevor der Druck merklich ansteigt. Dadurch lassen sich noch zügiger Therapien einleiten (64).

### Kunstkopf als Lernmodell

Neben dem Druckwert an sich ist dessen richtige Interpretation ein bedeutender Parameter für die richtige Therapiewahl. Die Interpretation ist abhängig von der Kenntnis, Erfahrung und dem richtigen Verständnis des behandelnden Arztes.

Wie etwa Moskopp mit einem Lederfußball Studenten das Prinzip der intrakraniellen Compliance näher bringt, kann auch der Kunstkopf als Lernmittel verwendet werden (64).

Auch der Umgang mit den Meßsystemen kann einfach geübt werden, um spätere Fehler bei der Benutzung am Patienten zu vermeiden.

Nicht zu unterschätzen ist neben der technischen Überwachung die Erfahrung des Pflegepersonals, welches oft sehr sensibilisiert ist für die frühzeitige Erkennung von Veränderungen des Patientenzustandes (6).

Die besten Geräte und präzisen Meßdaten erleichtern zwar die Beurteilung der Situation, Wahl und Einleitung der therapeutischen Mittel, aber ersetzen nicht die Betreuung durch das Pflegepersonal.

Jedoch ist dessen Belastung in der heutigen Situation des Gesundheitswesens und der Kostenexplosion sehr hoch. Besonders der Stellenabbau macht eine intensive Betreuung des Patienten schwierig.

Aus diesem Grund müssen zur Entlastung weitere Meßsysteme entwickelt werden, die neben einer einfachen Handhabung eine hohe Präzision und Zuverlässigkeit aufweisen.

### Schlußfolgerung

Es zeigt sich, daß trotz der vereinfachten Konstruktion Druckgradienten im Kunstkopf meßbar sind, Vergleiche mit klinischen Ergebnissen ergeben eine Übereinstimmung. Für eine mögliche klinische Relevanz müssen weitere quantifizierende Untersuchungen durchgeführt werden.

Auf die Nachbildung des vaskulären Kompartiments und der Pulsation im arteriellen Gefäßsystem wurde verzichtet, da es sich im Rahmen dieser Arbeit als eine nur schwer lösbare Aufgabe erwies.

Um den Einfluß des Gefäßsystems auf den Hirndruck zu analysieren, ist eine Imitation dessen im Rahmen weiterführender Experimente erforderlich.

Der Kunstschädel bietet der Industrie eine weitere Möglichkeit, ihre Meßsysteme auf ihre Funktionalität und Präzision zu überprüfen.

Darüber hinaus kann der Kunstkopf als anschauliches Lernmittel für Studenten und Pflegepersonal eingesetzt werden, um deren Kenntnisse über die komplexen Abläufe der Hirndruckmessung zu erweitern.

## 7 Zusammenfassung

Die intrakranielle Hirndruckmessung ist heute ein wichtiger Bestandteil der neurochirurgischen Intensivmedizin. Es zeigt klinisch, daß im Schädelinneren nicht immer ein gleichmäßiger Druck herrschen muß, sondern Druckgradienten bestehen können. Diese werden am Patienten nur selten gemessen, da überwiegend nur eine Meßvorrichtung eingesetzt wird.

Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung eines Kunstkopfes, an dem supratentorielle Raumforderungen simuliert werden, um die Druckentwicklung an verschiedenen Meßpunkten zu ermitteln.

Die Schädelkapsel, das Tentorium und die Falx werden nach Maßangaben des Anatomen J. Lang (Würzburg) aus Epoxyharz und Plexiglas nachgebildet. Untersuchungen von T. Loosemann zeigen, daß handelsübliche Gelatine in einer Konzentration von 2,8 % bei Raumtemperatur ähnliche viskoelastische Eigenschaften wie schlachtfrische Schweinehirne besitzt. Sie wird als Hirnersatz verwendet. Zwei mit Wasser gefüllte Ballons dienen der volumengerechten Darstellung des Ventrikelsystems. Ein Gummiballon in der rechten Hemisphäre simuliert eine supratentorielle Raumforderung, er wird mittels eines Perfusors mit Wasser bei einer Infusionsgeschwindigkeit von 30 ml/h bzw. 50 ml/h gefüllt. Zur Druckmessung stehen an den Konvexitäten des Kunstkopfes vier Luftkissensonden nach Spiegelberg<sup>®</sup> (supratentoriell ipsilateral, supratentoriell kontralateral, infratentoriell ipsilateral, infratentoriell kontralateral) und eine Tip-Transducer-Sonde nach Codman<sup>®</sup> an der kontralateralen Kante des Tentoriumschlitzes zur Verfügung. Zusätzlich wird der Druck im imitierten Ventrikelsystem durch eine angeschlossene Wassersäule mit einem Statham-Druckwandler bestimmt. Es werden verschiedene Versuchsaufbauten gewählt, wobei das Foramen magnum entweder geöffnet oder geschlossen, die Ventrikel gefüllt oder entleert sind.

Die Versuche zeigen keinen wesentlichen Druckunterschied zwischen der rechten supratentoriellen und linken supratentoriellen Hemisphäre. Zwischen dem supratentoriellen und infratentoriellen Raum wird ein Druckgradient von bis zu 16

mmHg gemessen. An der Kante des Tentoriumschlitzes entsteht ein bis um 28 mmHg höherer Druck als im supratentoriellen Raum, im Vergleich zum infratentoriellen Raum liegt er bis zu 34 mmHg höher.

Trotz des einfachen Modellaufbaus lassen sich wesentliche Druckgradienten messen. Somit steht ein brauchbares Modell zur Verfügung, an dem Raumforderungen simuliert und intrakranielle Druckentwicklungen an verschiedenen Meßpunkten untersucht werden können. Intrakranielle Compliancemessungen sind ebenfalls möglich und bereits durchgeführt worden.

In weiteren Experimenten sollte ein Gefäßsystem mit Pulsation nachgeahmt werden, um dessen Einfluß auf die Druckentwicklung zu untersuchen. Eine Weiterentwicklung dieses Modells und quantifizierende Untersuchungen sind anzustreben, um wesentlich genauere Daten für die Klinik liefern zu können. Im Zweifelsfall sollten in der Klinik mehr als eine Sonde zur Messung des Hirndruckes verwendet werden.

Ferner kann der Kunstkopf als Lernmittel für Studenten und Pflegekräfte eingesetzt werden, um die Druckentwicklung plastischer darstellen zu können.

Der Industrie steht eine weitere Testmöglichkeit für ihre Meßsysteme zur Verfügung, um deren Zuverlässigkeit zu überprüfen.

## 8 Literaturverzeichnis

- 1) Abe T, Black PM, Foley L  
Changes in parenchymal and ventricular pressure with experimental epidural compression.  
Surg Neurol 22: 477-480 (1984)
- 2) Alberti R, Biestro A, Cancela M  
Intracranial pressure monitoring in multidisciplinary care unit.  
In: Avezaat C, van Eijndhoven J, Maas A, Tans J (eds), Intracranial Pressure VIII, Springer, Berlin 1993, pp 519-521
- 3) Alesch F  
Epidurale intrakranielle Druckmessung mit herkömmlichen Druckwandlern. Vorstellung einer neuen Methode.  
Anaesthesie Intensivmedizin Notfalltherapie 22: 26-29 (1987)
- 4) Allen R  
Time series methods in the monitoring of intracranial pressure. Part1: Problems, suggestions for a monitoring scheme and review of appropriate techniques.  
J Biomed Eng 5: 5-18 (1983)
- 5) Allen R  
Time series methods in the monitoring of intracranial pressure. Part 2: Comparative study and initial assessment.  
J Biomed Eng 5: 103-109 (1983)
- 6) Allen R  
Intracranial pressure: A review of clinical problems, measurement techniques and monitoring methods.  
J Med Eng Technol 10: 299-320 (1986)
- 7) Arnold G, Lang J  
Masse des Schädels, Korrelation von Leitungsbahnen und Beispiele ihrer praktischen Bedeutung.  
Acta Anat 73: 98-108 (1969)
- 8) Baethmann A  
Das Hirnödem mechanischer, zirkulatorischer, osmotischer, metabolischer und toxischer Genese.  
Klin Anaesthesiol Intensivther 19: 56-75 (1979)

- 9) Becker DP, Miller JD, Ward JD, Greenberg RP  
The outcome from severe head injury with early diagnostics and intensive management.  
J Neurosurg 47: 491-502 (1997)
- 10) Bradley KC  
Cerebrospinal fluid pressure.  
J Neurol Neurosurg Psychiatry 33: 387-397 (1970)
- 11) Broaddus WC, Pendleton GA, Delashaw JB, Short RV  
Differential intracranial pressure recordings in patients with dual ipsilateral monitors.  
In: Hoff JT, Betz AL (eds), Intracranial Pressure VII, Springer, Berlin 1989, pp 41-44
- 12) Bruder N, N'Zoghe P, Graziani N, Pellisier D, Grisoli F, Francios G  
A comparison of extradural and intraparenchymatous intracranial pressures in head injured patients.  
Int Car Med 21: 850-852 (1995)
- 13) Burrows G  
On disorders of the cerebral circulation.  
In: On disorders of the cerebral circulation, and on the connection between affections of the brain and diseases of the heart, by Georg Burrows, London (1884)
- 14) Chan KH, Dearden NM, Miller JD  
Multimodality monitoring of intracranial pressure therapy after severe brain injury.  
In: Avezaat C, van Eijndhoven J, Maas A, Tans J (eds), Intracranial Pressure VIII, Springer, Berlin 1993, pp 554-557
- 15) Choi SC, Narayan RK, Anderson RL, Ward JD  
Enhanced specificity of prognosis in severe head injury.  
J Neurosurg 69: 381-385 (1988)
- 16) Cohen DS, Quest DO  
Increased intracranial pressure, brain herniation, and their control.  
In: Wilkins RH, Rengachary SS (eds), Neurosurgery, McGraw-Hill, New York 1996, pp 345-356
- 17) Czech T, Korn A, Reinprecht A, Schramm W  
Clinical evaluation of a new epidural pressure monitor.  
Acta Neurochir (Wien) 125: 169-172 (1993)
- 18) Czosnyka M, Czosnyka Z, Pickard JD  
Laboratory testing of the Spiegelberg brain pressure monitor: a technical report.  
J Neurol Neurosurg Psychiatry 63: 732-735 (1997)

- 19) Delwel EJ , de Jong DA  
Intracranial Pressure Monitoring.  
In: Palmer JD (ed), Journal of Neurosurgery 96, Churchill Livingstone,  
New York 1997, pp 134-137
- 20) Diesner F, Moskopp D, Schul C, Wassmann H  
Short-term lack of cerebral perfusion with good outcome. Advantages of  
early intracranial pressure monitoring.  
Neurosurg Rev 20: 274-277 (1997)
- 21) Dorsch NWC, Synou L  
A practical technique for monitoring extradural pressure  
J Neurosurg 42: 249-257 (1975)
- 22) Franke N  
Eine Einführung in die Theorie und Praxis der invasiven Messung.  
In: OHMEDA (ed) Die Blut-Druckmessung, Erlangen 1995, pp 1-53
- 23) Fryer TB, Corbin SD, Silverberg GD, Schmid EV  
Telemetry of intracranial pressure.  
Biotelemetry Patient Monitg 5: 88-112 (1978)
- 24) Furuse M, Brock M, Hasuo M, Dietz H  
Relationship between brain tissue pressure gradients and cerebral blood  
flow distribution studied in circumscribed vasogenic cerebral oedema.  
Neurochirurgia (Stuttg) 24: 10-14 (1981)
- 25) Gaab MR  
Zerebrales Monitoring: Intrakranielle Druckmessung.  
Anästhesiol Intensivmed 28: 35-42 (1980)
- 26) Gaab MR  
Die Registrierung des intrakraniellen Druckes. Grundlagen, Techniken,  
Ergebnisse und Möglichkeiten.  
Fortschr Med 102: 957-962 (1984)
- 27) Gaab MR, Heissler HE  
ICP-Monitoring.  
Crit Rev Biomed Eng 11: 189-250 (1984)
- 28) Gaab MR  
Intrakranielle Drucksteigerung: Therapeutische Optionen.  
Anästhesiologie Intensivmed Notfallmed Schmerzth 34 Suppl 1: 71-78  
(1999)

- 29) Gambardella G, D'Avella D, Staropoli C  
Bilateral intraparenchymal pressure in patients with unilateral supratentorial mass lesions.  
In: Avezaat C, van Eijndhoven J, Maas A, Tans J (eds), Intracranial Pressure VIII, Springer, Berlin 1993, pp 82-84
- 30) Ghajar J  
Intracranial pressure monitoring techniques.  
New Horizons 3: 395-399 (1995)
- 31) Gray WP, Palmer JD, Gill J, Gardner M  
A clinical Study of parenchymal and subdural miniature strain-gauge transducers for monitoring intracranial pressure.  
Neurosurgery 39: 927-932 (1996)
- 32) Guillaume J, Janny P  
Manométrie intracrânienne continue: Intérêt de la methode et premiers résultats.  
Rev Neurol (Paris) 84: 131-142 (1951)
- 33) Hahn L  
Intrakranielle Druckmessung: Methoden, Aussagekraft, Komplikationen- Eine Auswertung von über 10 Jahren Meßerfahrung.  
Inauguraldissertation, Medizinische Fakultät der Julius-Maximilians-Universität Würzburg (1988)
- 34) Hamano S, Nagashima T, Ehara K  
Analysis of intracerebral stress distribution and it's effect on regional blood flow in chronic subdural hematoma.  
In: Nakamura N, Hashimoto T, Yasue M (eds), Recent Advances in Neurotraumatologie, Springer, Berlin 1993, pp 103- 106
- 35) Hamano S, Nagashima I, Kojima N  
A finite element analysis of intracerebral stress distribution with viscoelastic model.  
In: Avezaat C, van Eijndhoven J, Maas A, Tans J (eds), Intracranial Pressure VIII, Springer, Berlin 1993, pp 716-719
- 36) Hickman KM, Mayer BL, Muwaswes M  
Intracranial pressure monitoring: reiew of risk factors associated with infection.  
Heart Lung 19: 84-90 (1990)
- 37) Jorgensen HA, Bundgaard H, Cold GE  
Subdural pressure measurement during posterior fossa surgery. Correlation studies of brain swelling/herniation after dural incision with measurement of subdural pressure and tactile estimation of dural tension.  
Br J Neurosurg 13: 449-453 (1999)

- 38) Kobayashi S, Yokota H, Nakazawa S  
Characteristics of ICP of head injury in the elderly.  
In: Avezaat C, van Eijndhoven J, Maas A, Tans J (eds), *Intracranial Pressure VIII*, Springer, Berlin 1993, pp 511-514
- 39) Koster WG, Kuypers MH  
Intracranial pressure and its epidural measurement.  
*Med Progr Technol* 7: 21-27 (1980)
- 40) Kretschmann HJ, Weinrich W  
Intrakranielle Liquorräume.  
In: *Neuroanatomie der kraniellen Computertomographie*, Georg Thieme, Stuttgart 1984, pp 53-60
- 41) Lang J, Goetzfried HP  
Über praktisch-ärztlich wichtige Masse an der Fossa cranialis media.  
*Anat Anz (Jena)* 151: 433-453 (1982)
- 42) Lang J, Schafhauser O, Hoffmann S  
Über die postnatale Entwicklung der transbasalen Schädelpforten: Canalis caroticus, Foramen jugulare, Canalis hypoglossis, Canalis condylaris und Foramen magnum.  
*Anat Anz (Jena)* 153: 315-357 (1983)
- 43) Lang J  
Surgical anatomy of the hypothalamus.  
*Acta Neurochir (Wien)* 75: 5-22 (1985)
- 44) Lang J, Zeitler-Zapf P  
Über das relative postnatale Wachstum der Bodenregionen der Fossae craniales.  
*Neurochirurgia (Stuttg)* 36: 179-183 (1993)
- 45) Langfitt TW, Weinstein JD, Kassell NF, Simeone FA  
Transmission of increased intracranial pressure.  
*J Neurosurg* 21: 989-1005 (1964)
- 46) Lassen NA  
Control of cerebral circulation in health and disease.  
*Circ Res* 34: 749-760 (1974)
- 47) Lehmann LB  
Intracranial pressure monitoring and treatment: A contemporary view.  
*Ann Emerg Med* 19: 295-303 (1990)
- 48) Leyden E  
Beiträge und Untersuchungen zur Physiologie und Pathologie des Gehirns (1. Über Hirndruck und Hirnbewegungen).  
*Virchow's Arch Path Anat* 37: 519-559 (1866)

- 49) Loosemann T  
 Modellversuch zur intrakraniellen Druckmessung bei infratentoriellen Raumforderungen.  
 Inauguraldissertation, Medizinische Fakultät des Universitätsklinikum Münster (in Vorbereitung)
- 50) Luerssen TG, Chesnut RM, Van Berkum-Clark M, Marshall LF, Klauber MR, Blunt BA  
 Post traumatic cerebrospinal fluid infections in the Traumatic Coma Data Bank: The influence of the type and management of ICP monitors.  
 In: Avezaat C, van Eijndhoven J, Maas A, Tans J (eds), Intracranial Pressure VIII, Springer, Berlin 1993, pp 42-45
- 51) Lundberg N  
 Continuos recording and control of ventricular fluid pressure in neurosurgical practice.  
 Acta Psychiatr Neurol Scand 36 Suppl 149: 1-193 (1960)
- 52) Macmillan CS, Wild JM, Andrews PJ, Marshall I  
 Accuracy of a miniature intracranial pressure monitor, its function during magnetic resonance scanning, and assessment of image artifact generation  
 Neurosurgery 45: 188-193 (1999)
- 53) Marik P, Chen K, Varon J, Fromm R Jr  
 Management of increased intracranial pressure: A review for clinicians.  
 J Emerg Med 17: 711-719 (1999)
- 54) Marshall LF, Zovickian J, Ostrup R, Seelig JM  
 Multiple simultaneous recording of ICP in patients with acute mass lesions.  
 In: Miller JD, Teasdale GM, Rowan JO, Galbraith SL, Mendelow AD (eds), Intracranial Pressure VI, Springer, Berlin 1986, pp 184-186
- 55) Martin G  
 Some physical principles of intracranial pressure measurement.  
 Neurochirurgia (Stuttg) 22: 129-136 (1979)
- 56) Martins AN, Wiley JK, Meyers PW  
 Dynamics of the cerebrospinal fluid and the spinal dura mater.  
 J Neurol Neurosurg Psychiatry 35: 468-473 (1972)
- 57) McKinley BA, Parmley CL, Tonneson AS  
 Standardized mangement of intracranial pressure: a preliminary clinical trial.  
 J Trauma 46: 271-279 (1999)
- 58) Miller JD  
 ICP-Monitoring--current status and future directions.  
 Acta Neurochir (Wien) 85: 80-86 (1987)

- 59) Miller JD  
Measuring ICP in patients - its value now and in the future?  
In: Hoff JT, Betz AL (eds): Intracranial Pressure VII, Springer, Berlin 1989,  
pp 5-15
- 60) Mindermann T, Reinhardt H, Gratzl O  
Significant lateralisation of supratentorial ICP after blunt head trauma.  
Acta Neurochir (Wien) 116: 60-61 (1992)
- 61) Morgalla MH, Grote EH  
Messtechnik, Systematik und Methoden der intrakraniellen Druckmessung.  
Anaesthesist 48: 630-638 (1999)
- 62) Morgalla MH, Mettenleiter H, Bitzer M, Fretschner R  
ICP measurement control: Laboratory test of 7 types of intracranial pressure  
transducers.  
J Med Eng Technol 23: 144-151 (1999)
- 63) Moskopp D  
Zur Hirndruckmessung.  
In: Lawin P, Peter K, Brüssel T, Prien T (eds), Schriftenreihe  
Intensivmedizin, Notfallmedizin Anästhesiologie Intensivmedizin 1993,  
Georg Thieme, Stuttgart 1993, pp 63-71
- 64) Moskopp D  
Footballs and the principle of intracranial compliance.  
Neurosurg Rev 17: 221-223 (1994)
- 65) Moskopp D, Loosemann T, Brinksmeier G, Wölfer J, Spiegelberg A  
Simulation of ICP- and Compliance-Monitoring is possible with a self  
developed skull phantom.  
Zbl Neurochir (Leipzig) Suppl: 101-102 (1999)
- 66) Nagashima T, Tamaki N, Hamano S  
Theoretical model and computer simulation of ICP and its related problems  
based on continuum mechanics and thermodynamics.  
In: Nagai H, Kamiya K, Ishii S (eds), Intracranial Pressure IX, Springer,  
Berlin 1994, pp 651-652
- 67) Ohta T, Matsukawa M, Miyake H  
A new method of measuring intracranial compliance - an experimental  
study.  
In: Nagai H, Kamiya K, Ishii S (eds), Intracranial Pressure IX, Springer,  
Berlin 1994, pp 482-483
- 68) Penson RP, Allen R  
Intracranial pressure monitoring by time domain analysis.  
J Royal Soc Health 118: 289-294 (1998)

- 69) Pfeifer G  
Über die gegenseitige Beeinflussung von intrakraniellm Druck und Körperkreislauf unter Einbeziehung der Aktivität vegetativer Nerven. Habilitationsschrift, 201 Seiten, Medizinische Fakultät der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn (1980)
- 70) Piek J, Ern G, Messing M  
Continuous monitoring of cerebral tissue pressure after elective posterior fossa surgery.  
In: Avezaat C, van Eijndhoven J, Maas A, Tans J (eds), Intracranial Pressure VIII, Springer, Berlin 1993, pp 17-19
- 71) Piek J, Bock WJ  
Continuous monitoring of cerebral tissue pressure in neurosurgical practice-experiences with 100 patients.  
Int Care Med 16: 184-188 (1990)
- 72) Piek J, Bock WJ  
Continuous monitoring of supratentorial cerebral tissue pressure in neurosurgical routine: Experience with 125 patients.  
In: Avezaat C, van Eijndhoven J, Maas A, Tans J (eds), Intracranial Pressure VIII, Springer, Berlin 1993, pp 11-16
- 73) Poon WS  
Intracranial pressure monitoring in the posterior fossa.  
In: Nagai H, Kamiya K, Ishii S (eds), Intracranial Pressure IX, Springer, Berlin 1994, pp 452-453
- 74) Popp AJ, Feustel PJ, Künelberg HK  
Pathophysiologic of traumatic brain injury.  
In: Wilkins RH, Rengachary SS (eds), Neurosurgery, McGraw-Hill, New York 1996, pp 2623-2637
- 75) Quincke H  
Die Lumbalpunktion des Hydrocephalus.  
Berl Klin Wschr 28: 929-933 (1891)
- 76) Quincke H  
Die Technik der Lumbalpunktion.  
Berlin, Urban & Schwarzenberg (1902)
- 77) Ream AK, Silverberg GD, Corbin SD, Schmidt EV  
Epidural measurement of intracranial pressure.  
Neurosurgery 5: 36-43 (1979)
- 78) Rhoton AL Jr, Ono M  
Microsurgical anatomy of the region of the tentoriell incisura.  
In: Wilkins RH, Rengachary SS (eds), Neurosurgery, McGraw-Hill, New York 1996, pp 897-915

- 79) Rieger A, Rainov NG, Sanchin L, Ebel H, Furka I, Goeroembey Z, Burkert W  
It is useful to measure supratentorial ICP in the presence of a posterior fossa lesion? Absence of transtentorial pressure gradients in an animal model.  
Br J Neurosurg 13: 454-458 (1999)
- 80) Riechert T, Heines KD  
Über zwei Untersuchungsmethoden zur Beurteilung der Hirndurchblutung.  
Nervenarzt 31: 9-16 (1950)
- 81) Sahuquillo J, Poca MA, Monforte L, Sanchez-Massa LL  
Interhemispheric supratentorial ICP gradients in head injury patients: Are they clinically important?  
In: Nagai H, Kamiya K, Ishii S (eds), Intracranial Pressure IX, Springer, Berlin 1994, pp 48-51
- 82) Sahuquillo J, Poca MA, Arribas M, Garnacho A  
Interhemispheric supratentorial intracranial pressure gradients in head-injured patients: are they clinically important?  
J Neurosurg 90: 16-26 (1999)
- 83) Schettini A, Walsh EK  
Brain tissue elastic behavior and experimental brain compression.  
Am J Physiol 255: 799-805 (1988)
- 84) Schmitt HP, Waidelich W, Harms E, Ule G  
Partial transtentorial displacement of the cerebellum and the brain stem in hydrocephalus – a primary condition or a result of treatment?  
Acta Neurochir (Wien) 33: 151-165 (1976)
- 85) Schwarz N, Matuschka H, Meznik A  
Die Spiegelbergsonde zur epiduralen ICP-Registrierung.  
Unfallchirurg (München) 95: 113-117 (1992)
- 86) Servadei F, Nanni A, Nasi MT, Zappi D  
Analysis of 37 patients with evolving intracranial lesions in the first 12 hours after trauma: Value of ICP-monitoring.  
In: Nagai H, Kamiya K, Ishii S (eds), Intracranial Pressure IX, Springer, Berlin 1994, pp 335-338
- 87) Silverberg GD  
Intracranial pressure monitoring.  
In: Wilkins RH, Rengachary SS (eds), Neurosurgery, McGraw-Hill, New York 1996, pp 185-190
- 88) Stocchetti N, Rossi S, Buzzi F, Mattioli C  
Intracranial hypertension in head injury: Management and results.  
Int Care Med 25: 371-376 (1999)

- 89) Vukic M, Negovetic L, Kovac D, Ghajar J  
The effect of implementation of guidelines for the management of severe head injury on patient treatment and outcome.  
Acta Neurochir (Wien) 141: 1203-1208 (1999)
- 90) Weaver DD, Winn HR, Jane JJ  
Differential intracranial pressure in patients with unilateral mass lesions.  
J Neurosurg 56: 660-665 (1982)
- 91) Welch K  
The intracranial pressure in infants.  
J Neurosurg 52: 693-699 (1980)
- 92) Wolfla CE, Luerssen TG, Bowman RM, Putty TK  
Brain tissue pressure gradients created by expanding frontal epidural mass lesions.  
J Neurosurg 84: 642-647 (1996)
- 93) Wolfla CE, Luerssen TG, Bowman RM  
Regional brain tissue pressure gradients created by expanding extradural temporal mass lesion.  
J Neurosurg 86: 505-510 (1997)
- 94) Wolfla CE, Luerssen TG  
Brain tissue pressure gradients are dependent upon a normal spinal subarachnoid space.  
Acta Neurochir Suppl (Wien) 71: 310-312 (1998)
- 95) Yano M, Ikeda Y, Kobayashi S, Otsuka T  
Intracranial pressure in head-injured patients with various intracranial lesions is identical throughout the supratentorial intracranial compartment.  
Neurosurgery 21: 688-692 (1987)

## 9 Lebenslauf

29.12.1971	Guido Brinksmeier, geboren in Paderborn Vater: Helmut Brinksmeier, Handwerksmeister Mutter: Adelheid Brinksmeier, geb. Brüser, Industriekauffrau
1978-1982	Grundschule St. Joseph in Schloß Neuhaus
1982-1991	Gymnasium Schloß Neuhaus in Paderborn
14.06.1991	Erlangen der Hochschulreife
1991-1997	Studium der Zahnmedizin an der WWU-Münster
15.07.1997	Erhalt der Approbation als Zahnarzt
1998-2000	Assistenzarzt in der Gemeinschaftspraxis Michael und Heike Biermann in Bielefeld
seit 01.04.2000	Niedergelassener Zahnarzt in Bielefeld

## 10 Danksagung

Bei meinen Eltern möchte ich mich bedanken, daß sie mir das Studium der Zahnmedizin und diese Arbeit ermöglicht haben.

Herrn Prof. Dr. med. D. Moskopp danke ich herzlich für die Überlassung des Themas, für die geduldige Betreuung, die wertvollen kritischen Ratschläge und die praktische Unterstützung.

Herrn T. Loosemann sei Dank für die gute Zusammenarbeit bei dem gemeinsamen Projekt.

Bei Herrn Dr. ing. A. Spiegelberg möchte ich mich für die zur Verfügung gestellten Räumlichkeiten und Materialien bedanken, besonders für die herzliche Aufnahme in den Geschäftsräumen seiner Firma Spiegelberg (GmbH & Co.) KG in Hamburg.

Herrn Univ.-Prof. Dr. Brinkmann am Institut für Biomechanik der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster danke ich für das beratende Gespräch.

Besonderer Dank gilt meiner Freundin Birte Banthin für die ständige Motivierung und liebevollen Unterstützung bei der schriftlichen Ausarbeitung.