

平成14年度

修士論文

アクティブ型  
水頭症シャントシステムの提案

高知工科大学大学院

工学研究科

基盤工学専攻

知能機械システム工学コース

知能流体力学研究室

矢野 貴之

## 目 次

### 第一章 緒 言

1.1	はじめに	1
1.2	水頭症	1
1.3	症 状	2
1.4	脳室の形状と水頭症の原因	2
1.5	対症療法とその問題点	2
1.6	研究目的	3

### 第二章 モデリングおよび計算

2.1	モデリング	4
2.2	計算式	4
2.3	髄 液	4
2.3.1	髄液の粘度測定	4
2.3.2	試 料	4
2.3.3	測定装置	4
2.3.4	測定結果	6
2.4	シャントシステム	7
2.4.1	圧可変式バルブシャントシステム	7
2.4.2	バルブの圧力損失	8
2.4.3	実験方法	8
2.4.4	実験結果	9

### 第三章 計算結果

3.1	脳の横弾性係数の妥当性	13
3.2	脳室と腹腔の高低差と脳室圧に時間変化との関係	17
3.3	髄液の流動解析	18

<b>第四章 実験装置</b>	
4.1 実験装置概要	23
4.2 脳および頭蓋	24
4.2.1 脳および頭蓋の成形	24
4.2.2 代替脳素材の物性値	25
4.3 アクティブ型バルブ	27
4.2.3 バルブ構造	27
4.2.4 バルブの圧力損失	28
4.4 圧力センサ	29
4.4.1 圧力センサ仕様	29
4.4.2 圧力センサの精度	30
<b>第五章 実験結果</b>	31
5.1 数値計算と実験の比較	31
5.2 バルブ制御	34
<b>第六章 結 言</b>	40
<b>参考文献</b>	41
<b>謝 辞</b>	42

## 第一章 緒言

### 1.1 はじめに

高齢者の痴呆症状は、老化に伴いよく見られるものである。この痴呆の原因となる疾患として、アルツハイマー病、ピック病、ハンチントン病、多発性脳梗塞、ピンスワンガー病などが有名である。高齢者に見られる痴呆の多くは、治療により改善が期待できないとされているなかで、治療の可能な疾患も僅かながら存在し、水頭症もその疾患の一つである。水頭症は、その治療が近年目覚ましい進歩を遂げ、“治療により治せる痴呆”として注目されている。

### 1.2 水頭症

一般に、脳の表面および内部には髄液という液体が貯留し、常に生成・吸収を繰り返している。髄液は、大脳の内部にある脳室と呼ばれる領域で生成され、脳室から脳表へと至り、頭頂部にあるクモ膜顆粒という組織から静脈に吸収されている。この循環の簡単なモデルを図 1-1 に示す。斜線の部分が脳で、その中心にあるのが脳室である。髄液は脳を保護し、また頭蓋内の生理的バランスを保持する役割を持っている<sup>(1)</sup>。一般的な成人の、脳室の体積が約 150[ml]に対し髄液は約 500[ml/日]の割合で生成されているので、一日に三回程度入れ代わっていることになる。しかし、何らかの原因で流路が遮断されるなどの原因で、髄液の吸収が不十分になると、髄液が脳室内に貯留し、脳室圧の増加、脳室の拡大、そして脳萎縮が起こる。これが水頭症要因老人性痴呆症の原因となる。

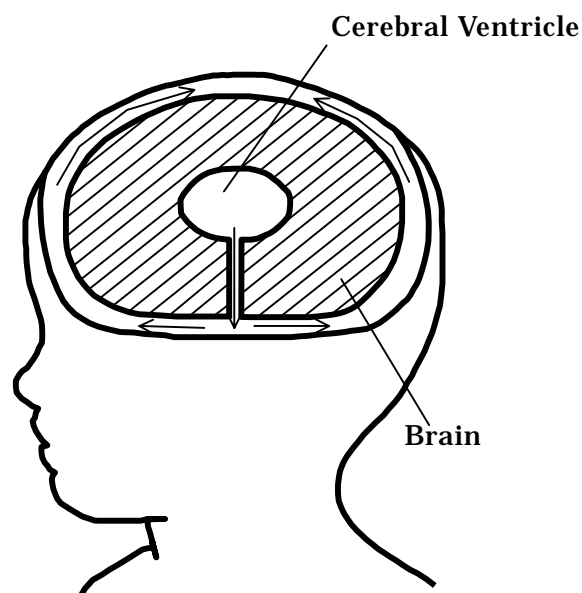


図 1-1 脳と脳室

### 1.3 症状

水頭症の症状は、発病する時の患者の成長段階に左右される。出生後早期に発病する水頭症では特有の症状が見られ、幼児期までの症状には頭蓋骨の縫合が開くことで起こる頭囲の拡大や、眼や下肢に起こる神経症状などがあり、高度の水頭症では発達障害がおこる。幼児期以降、頭蓋骨の縫合が閉じた後では、頭囲にあまり変化はなく、代わりに頭蓋内圧亢進症状が見られる。頭蓋内圧亢進では、頭痛、嘔吐、鬱血乳頭(眼症状)を呈し、運動低下を来すこともある。また、成人では主に、痴呆や歩行障害、尿失禁を引き起こす。

### 1.4 脳室の形状と水頭症の原因

図 1-1 で脳室を単純な形で表したが、実際は複雑な形状を有する。図 1-2 に横から見た脳室の詳しい図を示す。髄液は主に側脳室の壁面に存在する脈絡叢という藻のような組織で生成される。側脳室内で生成された髄液はモンロー腔を通過して第三脳室へと至る。第三脳室から第四脳室へは内径 0.2~0.5[mm]、全長 13~14[mm]の極めて細い管である中脳水道を通ることになる。また、第四脳室からはルシュカ腔、マジャンディー腔を通過して脳表に至る。

水頭症の多くは、脳内出血や髄膜炎、脳腫瘍によりこれらの細管が狭窄、または閉塞することによって、髄液が脳内に貯留し起こる。しかし、水頭症の原因はまだ完全には解明されておらず、原因不明で発病するケースも多い。



図 1-2 脳室

### 1.5 対症療法とその問題点

水頭症の代表的な対症療法にシャント手術がある。これは、脳室から腹腔(あるいは右心房)へシリコンのチューブを通し、余剰の髄液を脳室から排出する処方である。従来、シャントシステムには、チューブ内に抵抗の役割を果たす差圧バルブが装着されたものが使用されており、これで流量を調節する。しかし、手術前に最適な圧設定の差圧バルブを選択することは事実上困難で、時として圧設定が問題を引き起こすためにシャント再建術を要することもある<sup>(2)</sup>。また、この差圧バルブの構造にも解決すべき多くの問題点がある。中でもサイフォン効果は現在最も注目されている問題である。サイフォン効果とは、シャント手術後における患者の仰臥位から坐位、または立位など体位変化に伴う脳室位置の急変により、脳室から髄液が過剰に排出される現象である。この現象により起こる脳室圧の低下から、めまいや吐き気、頭痛などを感じ、場合によっては脳内出血を引き起こし、最悪の場合には死に至るケースが発生するなど、無視することのできない問題となる。

最近では、差圧バルブの進化型となる圧可変式バルブシャントシステムが最適な圧設定を可能とし、その結果、サイフォン効果が引き起こす問題の改善にも成功している。しかし、まだサイフォン効果の根本的な解決にはなっておらず、これに苦しむ患者が存在することは事実である。

### 1.6 目的

本論文では、このサイフォン効果を明らかにするために、脳内を水力学的にモデル化し、数値計算と実験の両面から検討する。さらに、サイフォン効果を生じさせないアクティブ型水頭症シャントシステムの提案も行う。

## 第二章 実験および計算

### 2.1 モデル化

実際の脳の構造，形態は極めて複雑であり，脳を数値的に計算することは非常に困難である．そこで本研究ではできるだけ簡単なモデル化を試み，脳を等方性物質からなる圧肉球と仮定した．脳のポアソン比，横弾性係数を与えることで実際の脳に力学的に近似することが可能である．

脳，脳室，シャントシステム，腹腔の関係を図 2-1 のようにモデル化する．脳の内部には髄液で満たされた脳室(cerebral ventricle)が存在し，腹腔(peritoneum)へとチューブを介してつながっている．また，チューブの途中にはバルブが存在し，ここでの流れの抵抗の大きさを流量を制御する．脳の外側は頭蓋で覆われており，頭蓋半径  $R_o$  で歪まないと仮定する．また，腹腔に至った髄液はすぐ吸収されると考え，腹腔圧  $p_o$  も一定とする．

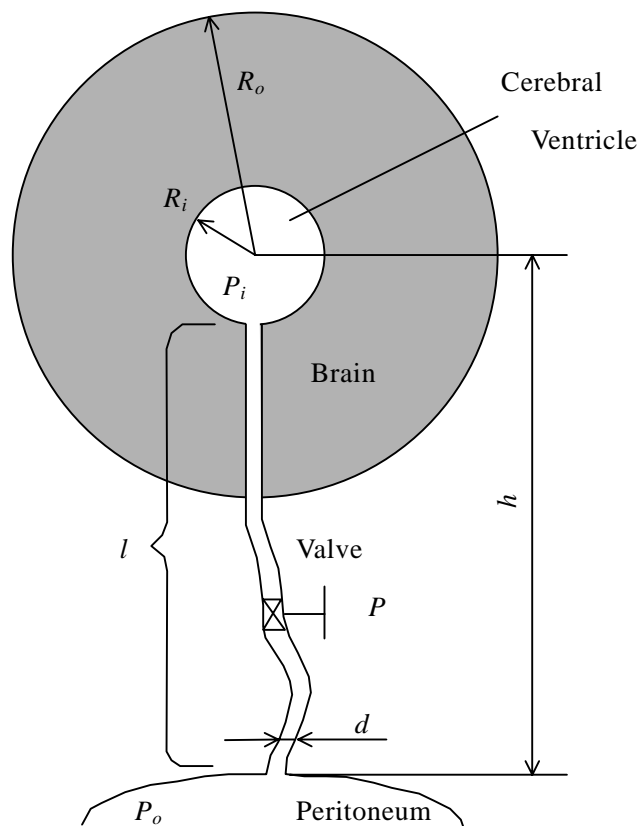


図 2-1 モデル化

## 2.2 計算式

脳室の体積を  $V(t)$  , 髄液の生成量を  $Q$ (一定) , チューブの内径を  $d$  , そこでの平均流速を  $v(t)$  とすると

$$\frac{dV}{dt} = Q - \frac{\pi d^2}{4} v \quad (1)$$

が成立する . また ,  $V$  を半径  $R_i$  の球と仮定すれば

$$V = \frac{4}{3} \pi R_i^3 \quad (2)$$

と表されるので , 式(2)を式(1)に代入すると

$$\frac{dR_i}{dt} = \frac{1}{4\pi R_i^2} \left( Q - \frac{\pi d^2}{4} v \right) \quad (3)$$

が得られる . ここで , チューブ内の平均流速  $v$  は , 脳室圧を  $p_i$  , 腹腔圧を  $p_o$ (一定) , 髄液の密度を  $\rho$  , 重力加速度を  $g$  , 脳室中心と腹腔との高低差を  $h$  , バルブの圧力損失を  $\Delta p$  , 管摩擦係数を  $\lambda$  , チューブの長さを  $l$  とすると , 損失を考慮したベルヌーイの式より

$$p_i + \rho gh = p_o + \lambda \frac{l}{d} \frac{\rho}{2} v^2 + \Delta p$$

$$v = \sqrt{\frac{2d(p_i - p_o + \rho gh - \Delta p)}{\lambda \rho}} \quad (4)$$

となる . また , 髄液の粘度を  $\mu$  とすると , 層流状態での  $\lambda$  はハーゲン・ポアゼイユの法則より次式で表される .

$$\lambda = \frac{64}{\text{Re}} = \frac{16\pi d}{Q} \frac{\mu}{\rho} \quad (5)$$

式(4)から , 脳室圧  $p_i$  を求めるために圧肉球の解析結果<sup>(3)</sup>を用いる . 任意の半径位置  $r$  における変位量  $\delta$  は

$$\delta = \alpha r + \frac{\beta}{r^2} \quad (6)$$

のように表される . ここで  $\alpha$  ,  $\beta$  は積分定数である .



頭蓋骨位置( $r=R_o$ )で  $\sigma_r=0$  の境界条件より

$$0 = \alpha R_o + \frac{\beta}{R_o}$$

$$\beta = -\alpha R_o^3 \quad (7)$$

が得られる．また，式(7)を式(6)に代入して

$$\delta = \alpha r - \frac{\alpha R_o^3}{r^2} = \alpha \frac{r^3 - R_o^3}{r} \quad (8)$$

となる．

ここで脳室圧もまた圧肉球の解析結果<sup>(3)</sup>より

$$p_i = -2G \left( \frac{1+\nu}{1-2\nu} \alpha - 2 \frac{\beta}{R_i^3} \right)$$

$$= -2G \left( \frac{1+\nu}{1-2\nu} \alpha + 2\alpha \frac{R_o^3}{R_i^3} \right)$$

$$= -2G\alpha \left\{ \frac{1+\nu}{1-2\nu} + 2 \left( \frac{R_o}{R_i} \right)^3 \right\} \quad (9)$$

となる．次に積分定数  $\alpha$  を決定する必要がある． $t$  時間前の  $R_i$  の値を  $R_i^{old}$  とすると式(8)より

$$\delta = \alpha \frac{(R_i^{old})^3 - R_o^3}{(R_i^{old})^2} = \frac{dR_i}{dt} \Delta t$$

$$\alpha = - \frac{R_i^2}{R_o^3 - R_i^3} \frac{dR_i}{dt} \Delta t \quad (10)$$

となるので，式(9)を式(8)に代入して

$$p_i = 2G \frac{R_i^2}{R_o^3 - R_i^3} \frac{dR_i}{dt} \Delta t \left\{ \frac{1+\nu}{1-2\nu} + 2 \left( \frac{R_o}{R_i} \right)^3 \right\} \quad (11)$$

が得られる．ここで，式(4)を式(3)に代入すると

$$\frac{dR_i}{dt} = \frac{1}{4\pi R_i^2} \left( Q - \frac{\sqrt{2d\pi d^2}}{4\sqrt{\lambda l \rho}} \sqrt{p_i - p_o + \rho gh - \Delta p} \right) \quad (12)$$

となり，式(11)より  $p_i$  を  $t$  時間間隔で計算することで，脳室圧，脳室半径，髄液の流速の時間変化を数値計算により予測することができる．

## 2.3 髄液

### 2.3.1 髄液の粘度測定

脳内の髄液流動を知るためには、髄液の物性値を知っておくことは重要となる。そこで髄液の粘度を、レオメトリック・サイエンティフィック・エフ・イー株式会社のARESを使用し、測定した。

### 2.3.2 試料

試料となる髄液は、実際の水頭症患者の脳内から排出されたものを、高知医科大学脳神経外科学講師、美馬達夫氏から戴いた。その水頭症患者は髄膜炎にも感染しており、試料の髄液には血液が多少混入していた。そこで、この髄液を遠心分離器に1000[rpm]で10分間かけ、赤血球を落とした上澄みを使って実験した。

### 2.3.3 測定装置

ARESの基本システムはテストステーション、ホストコンピュータからなっており、粘度の測定はテストステーション、その操作はホストコンピュータで行う。ここで、テストステーションの構造を図2-1、図2-2に示す。図のようにカップ内に試料を入れ、上下に移動可能なステージを操作しカップにボブを挿入する。また、このボブはトランスデューサに接続されている。したがって、カップを回転させることで試料に剪断歪みを発生させ、その剪断歪みに対して試料から発生するトルクをトランスデューサ(計測可能範囲：0.04～100 [g cm])で計測することができる。

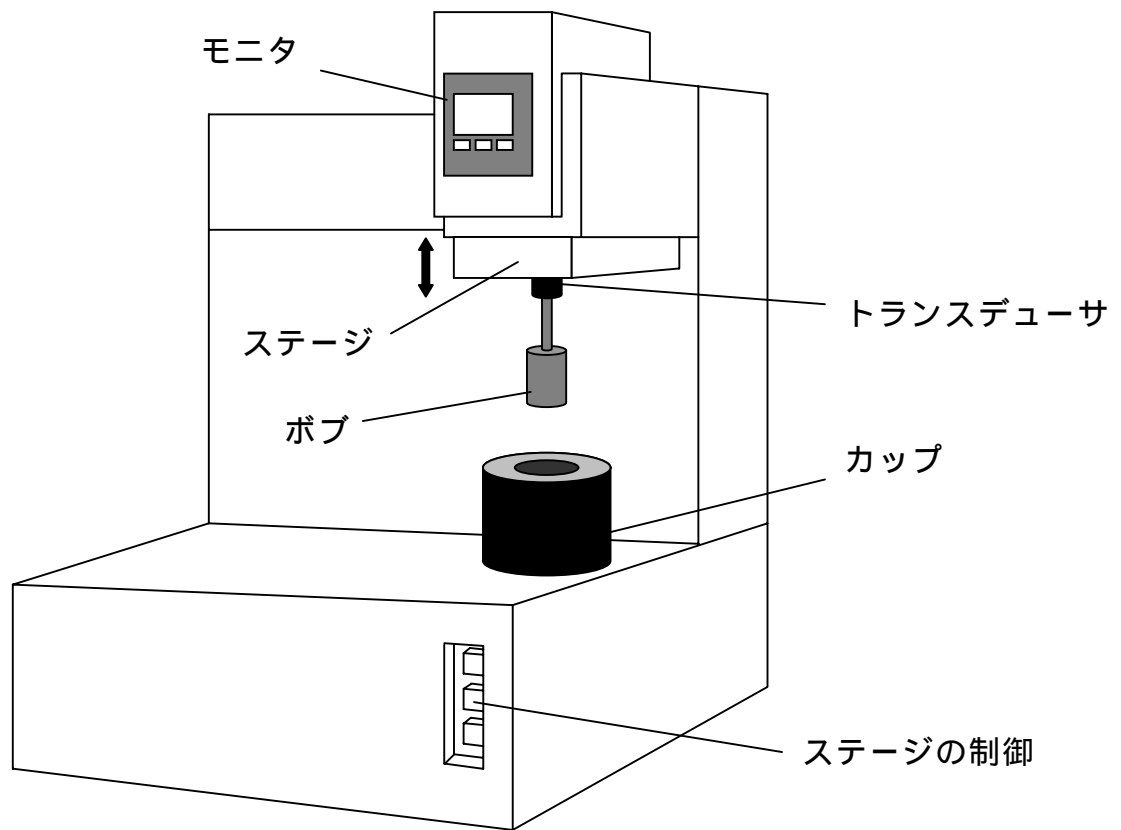


図 2-2 ARES , テストステーション

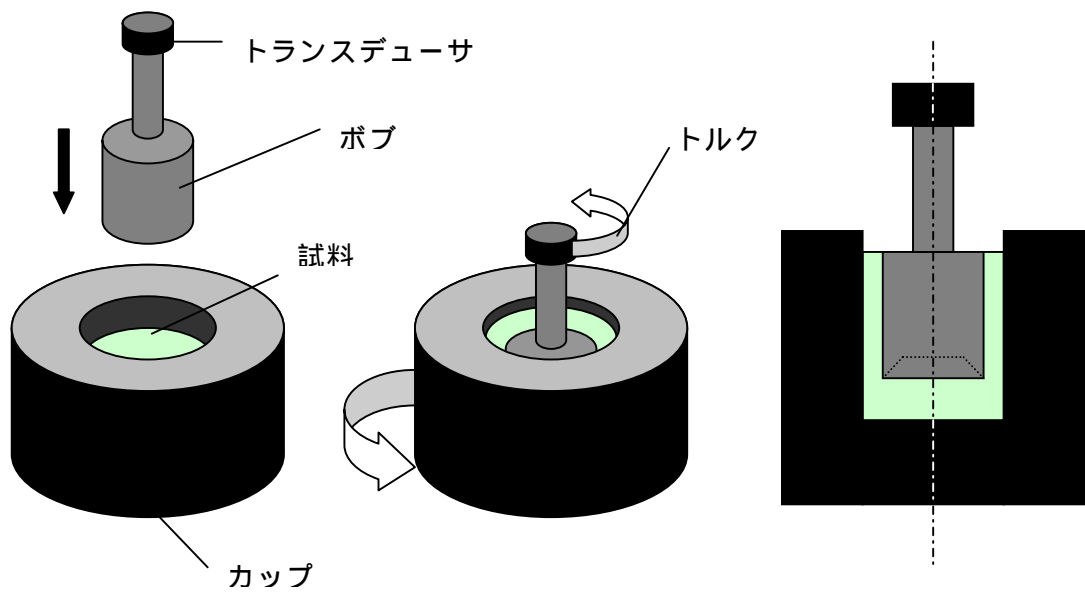


図 2-3 ボブとカップ

ボブの長さを  $L$  , ボブの半径を  $R_B$  , トルクを  $M$  とすると , 応力  $\tau$  は次式で求められる .

$$\tau = M \frac{98000}{2\pi L(R_B)^3}$$

また , 剪断速度を  $\dot{\gamma}$  とすると粘度  $\mu$  は ,

$$\mu = \frac{\tau}{\dot{\gamma}}$$

となる .

### 2.3.4 結果

測定温度 36.4 における髄液の粘度と剪断速度の関係を図 2-3 に示す . この時 ,  $L=32[\text{mm}]$  ,  $R_B=33.3[\text{mm}]$  とし , 参考に蒸留水の粘度も測定した . 図より , 髄液の粘度は剪断速度に対してほぼ一定であることから , 髄液は水より約 30% 高粘度のニュートン流体であると見なすことができる .

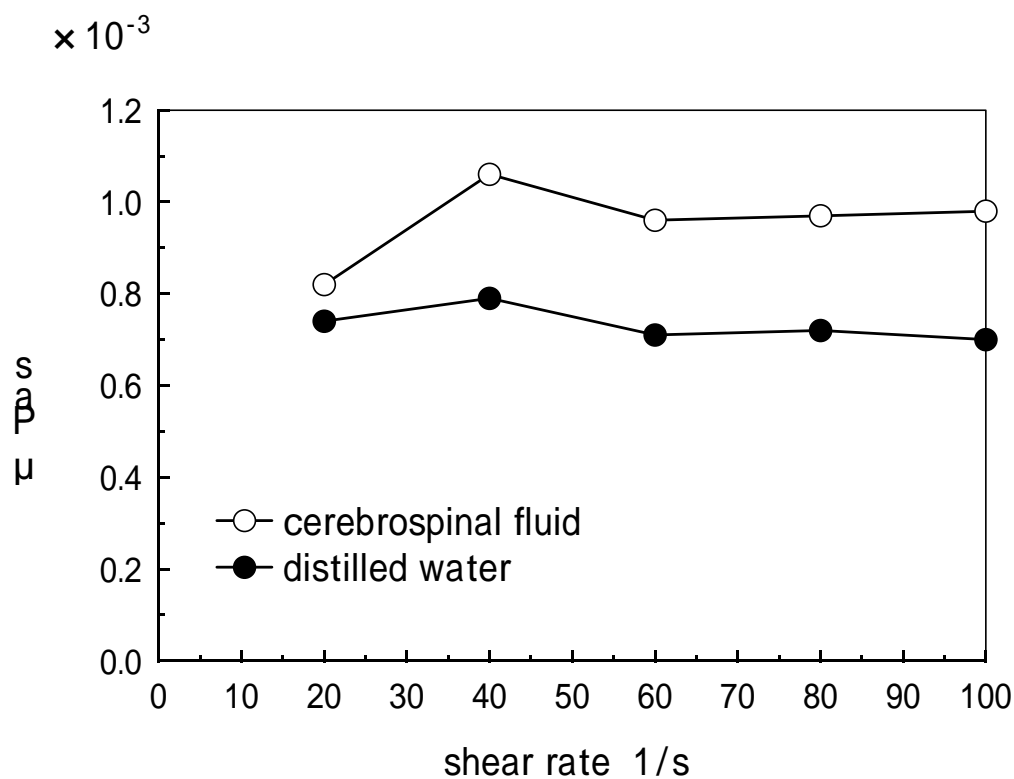


図 2-4 髄液粘度

## 2.4 シャントシステム

### 2.4.1 圧可変式バルブシャントシステム

現在シャント手術には一般的に、メドス\*圧可変式バルブシャントシステムが使用されている。これは差圧バルブの一種で、そのバルブの全長は20[mm]程度である。その内部構造は、図2-4で示すように髄液の流路を塞ぐボールをステンレス製板バネで押さえつけているというものである。これは、脳室側の圧力がバルブで設定された圧力を上回ると、脳室から流れて来た髄液がボールを押し上げて流出させる働きを持つ。また、このシャントシステムの最大の特徴は、螺旋階段構造を持つカムが存在する。このカムは専用のトランスミッターが生成する連続電磁信号の照射で回転制御され、板バネの角度を変更し、ボールに及ぼす圧力を調節することができる。これは、患者個々の年齢および病態による脳室内圧環境の変化に応じて段階的に適切な治療と、手術後にでも圧設定の変更を可能とした。これは、メスを入れることなく、患者の治療、管理方針の修正を可能とした。

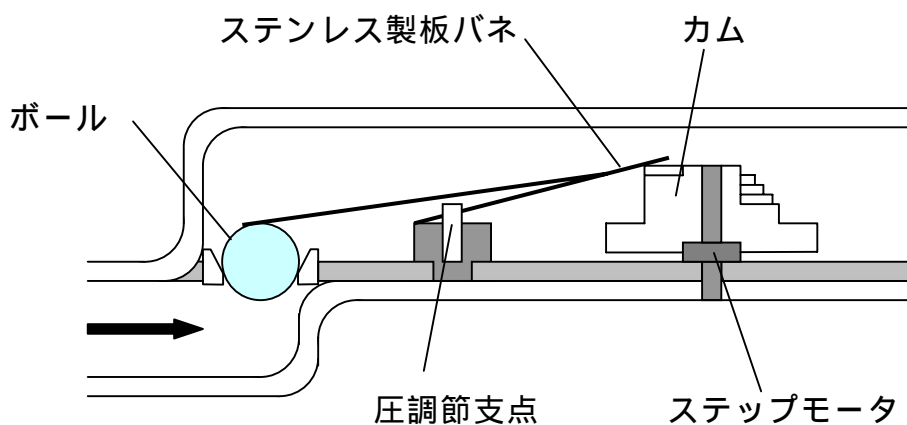


図 2-5 バルブの構造

## 2.4.2 バルブの圧力損失

脳室内の髄液が一日に 500[ml]排出されると仮定すると,チューブ内の髄液の平均流量は約 21[ml/h]となり,流れは極めて緩やかであると言える.しかし,仰臥位から坐位への起き上がり時のチューブ内の流量は,一時的に 300[ml/h]を超えることがあり,流量の変化の幅が広いことがわかる.ここで,髄液の流量は,バルブでの抵抗の大きさを変更することで制御するのであるが,流速の変化に伴ってバルブでの圧力損失が変化するのであれば,その変化も考慮する必要がある.よって,流速と圧力損失の関係を実験的に調べた.

## 2.4.3 実験方法

十分な大きさの容器の底に,圧可変式バルブシステムを取り付け,容器に水を入れる.また,容器の水面から管の出口までの高低差を  $h$  とすると, $h$  を変化させることで流量も変化するので,それぞれの  $h$  における流量をバルブの圧力損失  $p$  をパラメータとして計測した.

容器側,出口側の大気圧を  $p_1, p_2$  とし,水の密度を  $\rho = 998 \text{ [kg/m}^3]$ ,重力加速度を  $g$ ,管摩擦損失係数を  $\lambda$ ,管の内径,長さを  $d=1.2\text{[mm]}$ ,  $l=0.67\text{[m]}$  とすると,修正ベルヌーイの式より  $p$  は次式で求められる.このとき,容器側と出口側の大気圧は等しいので  $p_1=p_2$  とする.

$$p_1 + \rho gh = p_2 + \lambda \frac{l}{d} \frac{\rho}{2} v^2 + \Delta p$$

$$\Delta p = \rho gh - \lambda \frac{l}{d} \frac{\rho}{2} v^2$$

また,水の粘度を  $\mu = 1 \times 10^{-3} \text{ [Pa s]}$ ,水の流量を  $Q \text{ [ml/h]}$  とすると,  $\lambda$  は

$$\lambda = \frac{16\pi d \mu}{Q \rho}$$

となる.

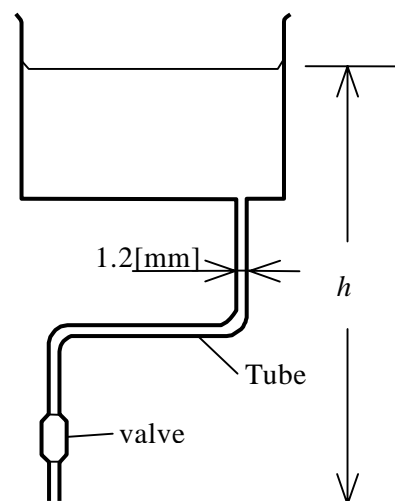


図 2-6 実験装置

#### 2.4.4 結果

圧可変バルブの圧設定をパラメータとし、流速と圧力損失の関係を図 2-6 に示す。図より、圧力損失は流速に対してほぼ一定で、設定された圧と実際に計測した値がほぼ一致している。このことから、チューブ内における髄液の流速の変化とは無関係にバルブでの圧力損失は安定していることがわかる。

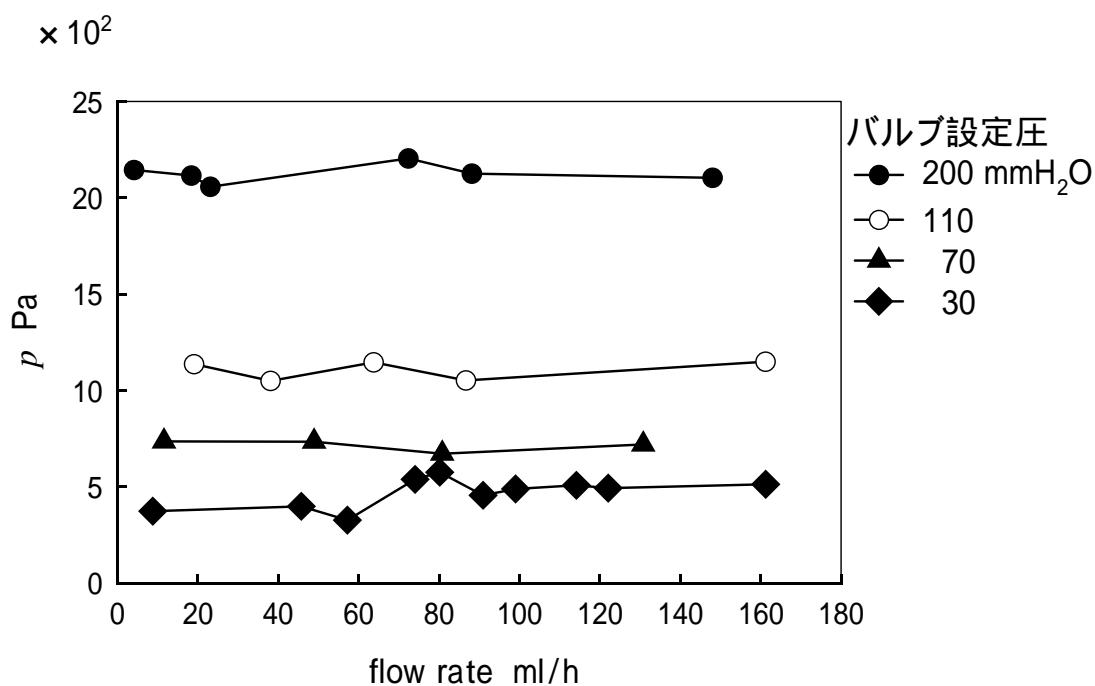


図 2-7 流速と圧力損失の関係

### 第三章 計算結果

#### 3.1 横弾性係数，ポアソン比の妥当性

一般的な脳組織の横弾性係数は  $G=4.14$  [kPa]である<sup>(4)</sup>．しかし，この値には個人差があり，また，水頭症の進行状況によっては脳組織の硬質化が起こることもある．そこで，その妥当性を調べるために  $G$  をパラメータとして，仰臥位から坐位への起き上がり時における，脳室圧および脳室半径の時間変化を数値的に計算した結果を以下に示す．  $h=0.7$  [m]，  $l=1$  [m]，  $d=1.2$  [mm]，  $R_o=7.5$  [cm]，  $\mu=1 \times 10^{-3}$  [Pa s]，  $\rho=1 \times 10^3$  [kg/m<sup>3</sup>]，  $Q=500$  [ml/day]，  $\nu=0.42$  とし，初期値として  $R_i=2.5$  [cm]とした．また，ある水頭症患者の脳室圧，腹腔圧の実測データより，仰臥位，坐位における脳室圧はそれぞれ  $639.946 \pm 413$  [Pa]，  $-1973.17 \pm 600$  [Pa]，腹腔圧はそれぞれ  $773.268 \pm 387$  [Pa]，  $2053.16 \pm 587$  [Pa]である<sup>(5)</sup>ので，脳室圧の初期値を  $p_i=639.946$  [Pa]とし，腹腔圧を  $p_o=2053.16$  [Pa](一定)とした．

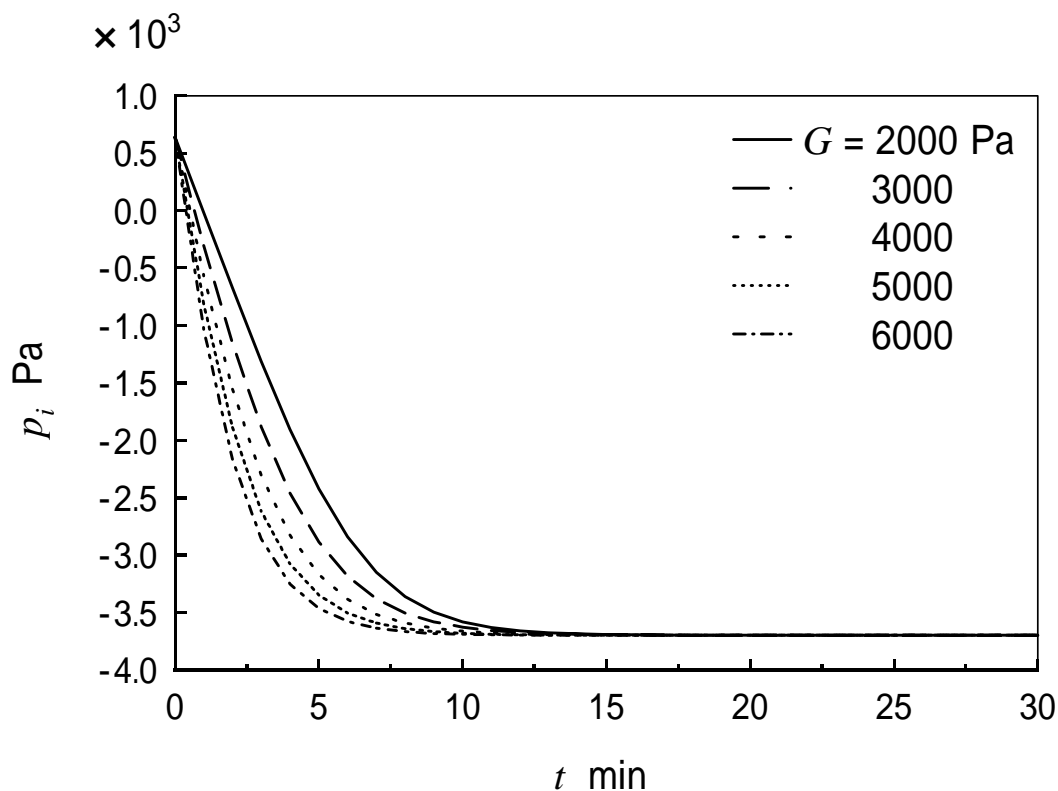


図 3-1 脳室圧の時間変化



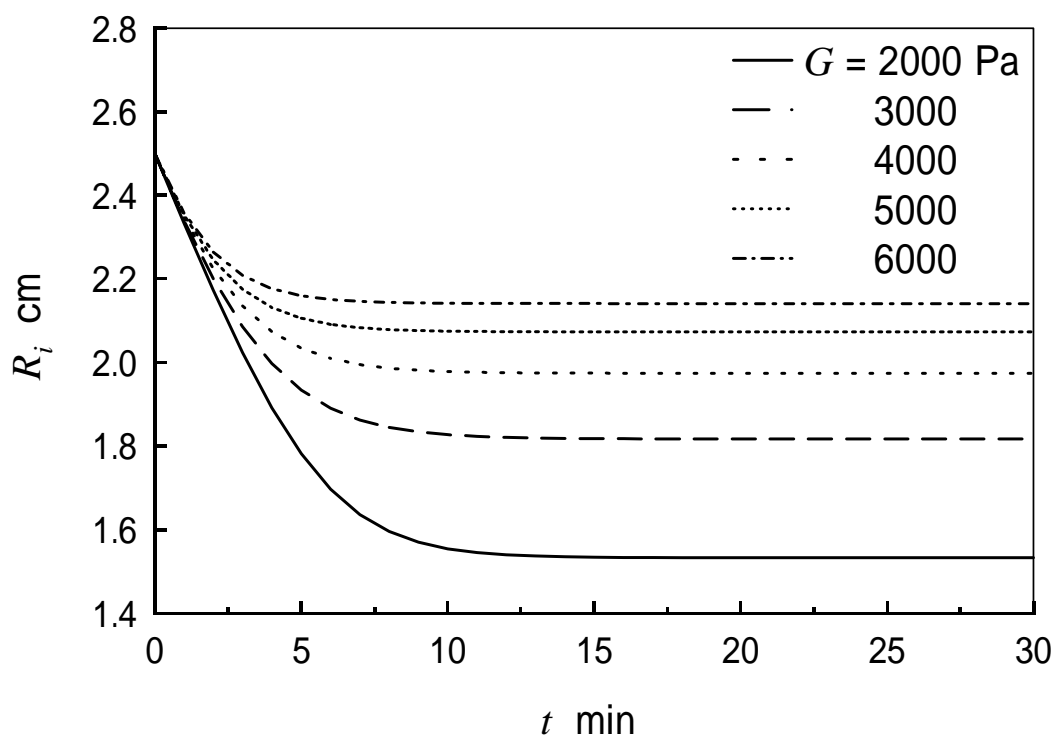


図 3-2 脳室半径の時間変化

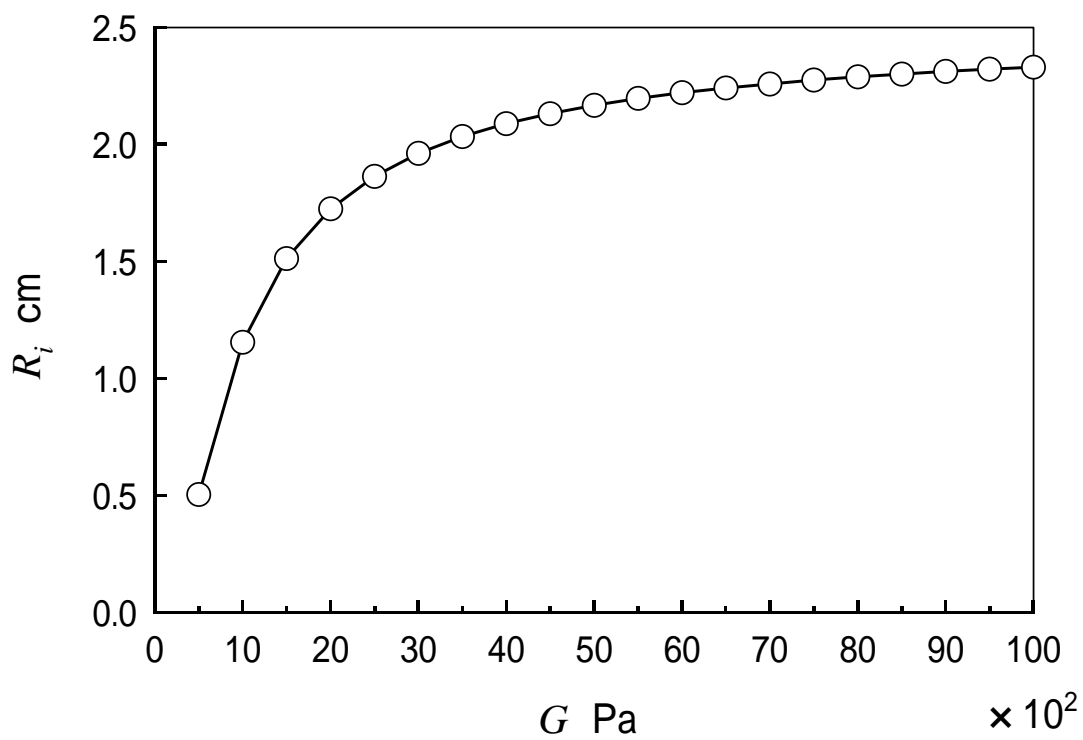


図 3-3  $R_i$  の定常値と  $G$  の関係

図 3-1 より， $G$  が大きくなるに従い脳室圧は急激に変化する．また，脳室圧が定常に至るまでの時間は短くなるが，定常に至った後の脳室圧の値は同じである．これは，脳組織が硬化することで脳室圧の変化は激しくなることを意味している．しかし，図 3-2 より， $G$  が大きくなるに従い，脳室半径の減少の割合は小さくなり，逆に  $G$  が小さくなると脳室半径の減少の割合は加速度的に大きくなっている．ここで，この加速度的な脳室半径の減少の詳細を知るために，水頭症患者の起きあがりから 30 分後の，定常に至った脳室半径の値と，脳組織の横弾性係数の関係を図 3-3 に示す．この図から， $G=3000[\text{Pa}]$  以下の場合には脳室半径の減少の割合は大きく， $G=3000[\text{Pa}]$  以上の場合には脳室半径の減少の割合にあまり大きな差は見られないことがわかる．一般的な人間の脳組織では  $G=4000[\text{Pa}]$  程度であることから，重度の水頭症患者に見られる脳の硬質化によって，脳室圧は多少急激に変化するが，脳室半径の減少の割合も多少小さくなるので，患者に与える負担の増加は少ないと考えられる．よって，この硬質化に対する横弾性係数の妥当性は十分あると言える．

また，ポアソン比に関しては，一般的に  $\nu=0.42$  または  $0.49$  であると言われている．このポアソン比についても妥当性を調べる必要がある． $\nu$  をパラメータとして，仰臥位から坐位への起き上がり時における，脳室圧，脳室半径の時間変化を数値的に計算し，結果を以下に示す． $h=0.7$  [m]， $l=1$  [m]， $d=1.2$  [mm]， $p_o=2053.16$  [Pa](一定)， $R_o=7.5$  [cm]， $\mu=1 \times 10^{-3}$  [Pa s]， $\rho=1 \times 10^3$  [kg/m<sup>3</sup>]， $Q=500$  [ml/day]， $G=4.14$  [kPa]とし，初期値として  $p_i=639.946$  [Pa]， $R_i=2.5$  [cm] とした．図 3-4，3-5 より，脳組織のポアソン比としてどちらを使用しても支障はないと考えられる．

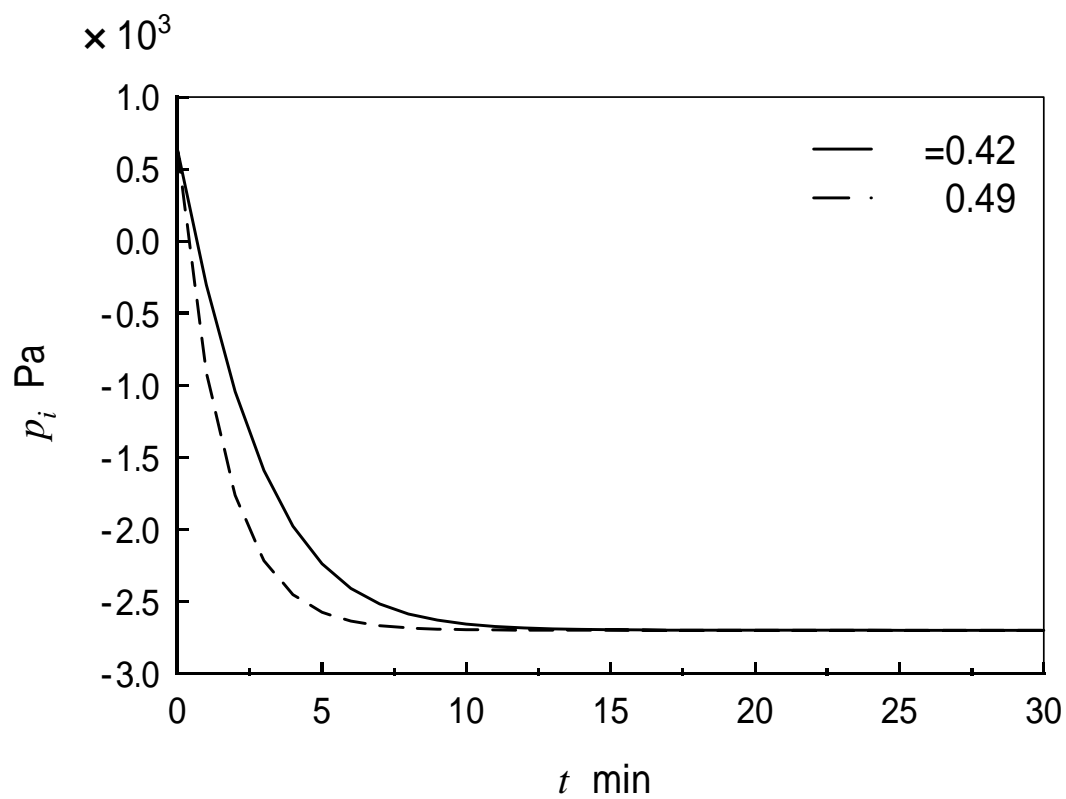


図 3-4 脳室圧の時間変化

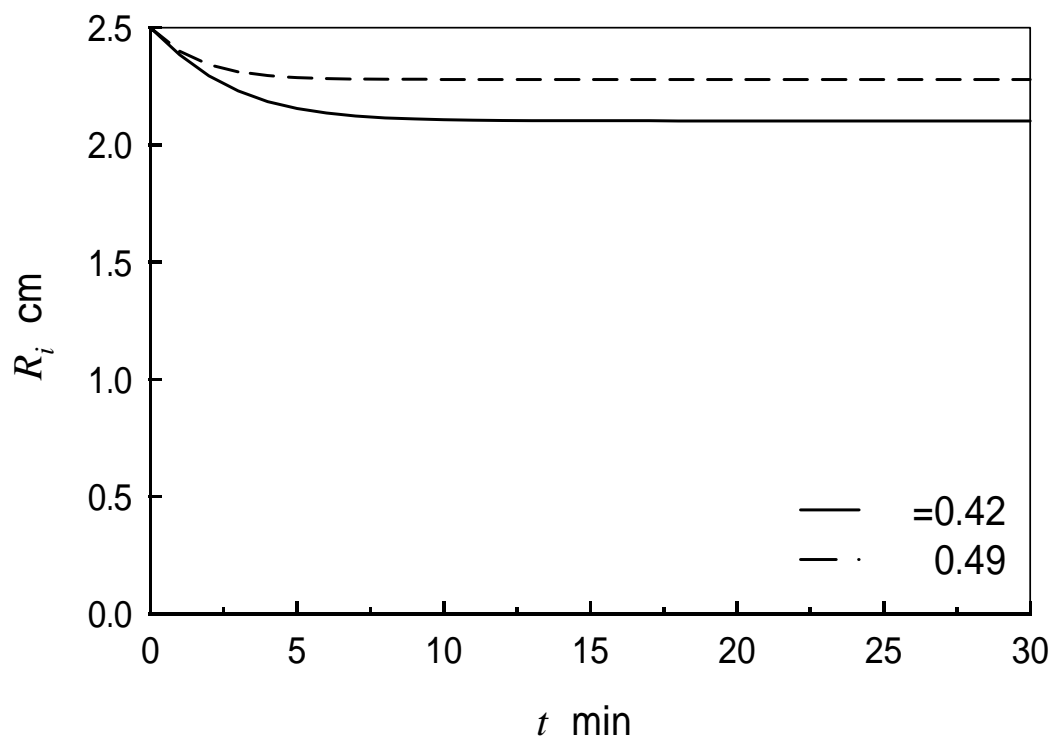


図 3-5 脳室半径の時間変化

### 3.2 脳室と腹腔の高低差と脳室圧の時間変化の関係

水頭症は新生児，高齢者に多く発病する病気である．したがって，患者によって身長に大きな差が生じる．特に，成長期を迎える新生児の水頭症患者においては，身長の問題は無視できない．この身長差が脳室に与える影響を調べるため， $h$  をパラメータとして  $p_i$  の時間変化を図 3-6 に示す．このとき  $l=1$  [m]， $d=1.2$  [mm]， $p_o=773.268$  [Pa]， $R_o=15$  [cm]， $\mu=1 \times 10^{-3}$  [Pa s]， $\rho=1 \times 10^3$  [kg/m<sup>3</sup>]， $Q=500$  [ml/day]， $\alpha=0.42$ ， $G=4.14$  [kPa]， $p=1000$  [Pa]とし，初期値として  $p_i=639.946$  [Pa]， $R_i=5$  [cm]とした．

$h$  が小さければ脳室と腹腔の位置エネルギーの差が少なくなり，脳室圧の減少の割合も小さくなる．図より， $h$  が 0.1 [m]大きくなるにつれて脳室圧の定常値は約 1[kPa]づつ大きくなっていることから， $h$  の脳室圧に対する影響力は大きいと言える．特に，新生児の水頭症患者の場合，成長に伴ってバルブの圧設定を変更する必要があることがわかる．

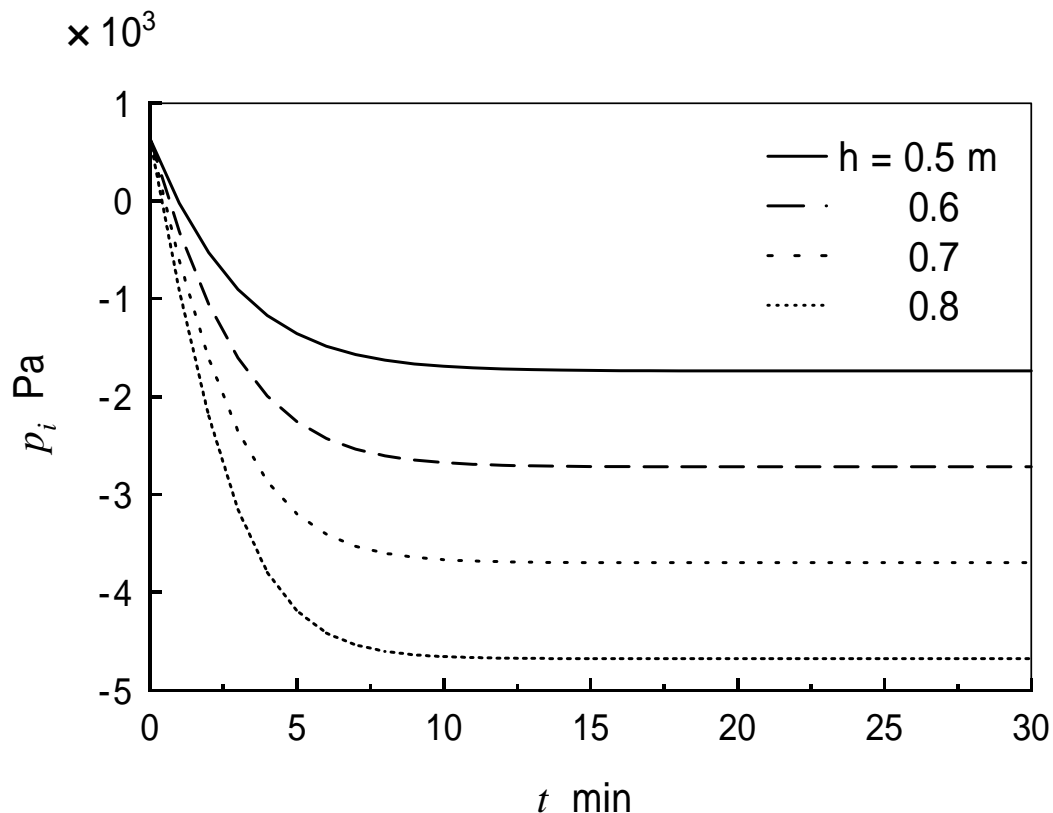


図 3-6 脳室圧の時間変化と  $h$  の関係

### 3.3 髄液の流動解析

水頭症患者の仰臥位から坐位への起き上がり時における脳室圧  $p_i$ 、脳室半径  $R_i$ 、髄液の流速  $v$  の時間変化を、それぞれバルブの圧力損失  $p$  をパラメータとして示す。  $h=0.7$  [m]、 $l=1$  [m]、 $d=1.2$  [mm]、 $p_i=639.946$  [Pa]、 $R_o=7.5$  [cm]、 $\mu=1 \times 10^{-3}$  [Pa s]、 $\rho=1 \times 10^3$  [kg/m<sup>3</sup>]、 $Q=500$  [ml/day]、 $\alpha=0.42$ 、 $G=4.14$  [kPa]とし、初期値は  $p_o=2053.16$  [Pa]、 $R_i=2.5$  [cm]とした。

図より、 $t=0$  で脳室が高位置に設定されたことによる髄液の急激な流出の影響で脳室圧、脳室半径は減少しており、2～3分程度で陰圧化することがわかる。また、 $p$  が小さいほどその減少の割合は大きく、 $p_i$  については  $p=300$  [Pa]で  $p_i=-4350$  [Pa]以下まで減少する。脳室圧が-4500 [Pa]を下回ると低脳室圧性頭痛が起こることから<sup>(5)</sup>、サイフォン効果による髄液の過剰な排出が認められる。しかし、脳室圧が定常に至る時間は  $p$  に依存せず、およそ15分程度となっている。

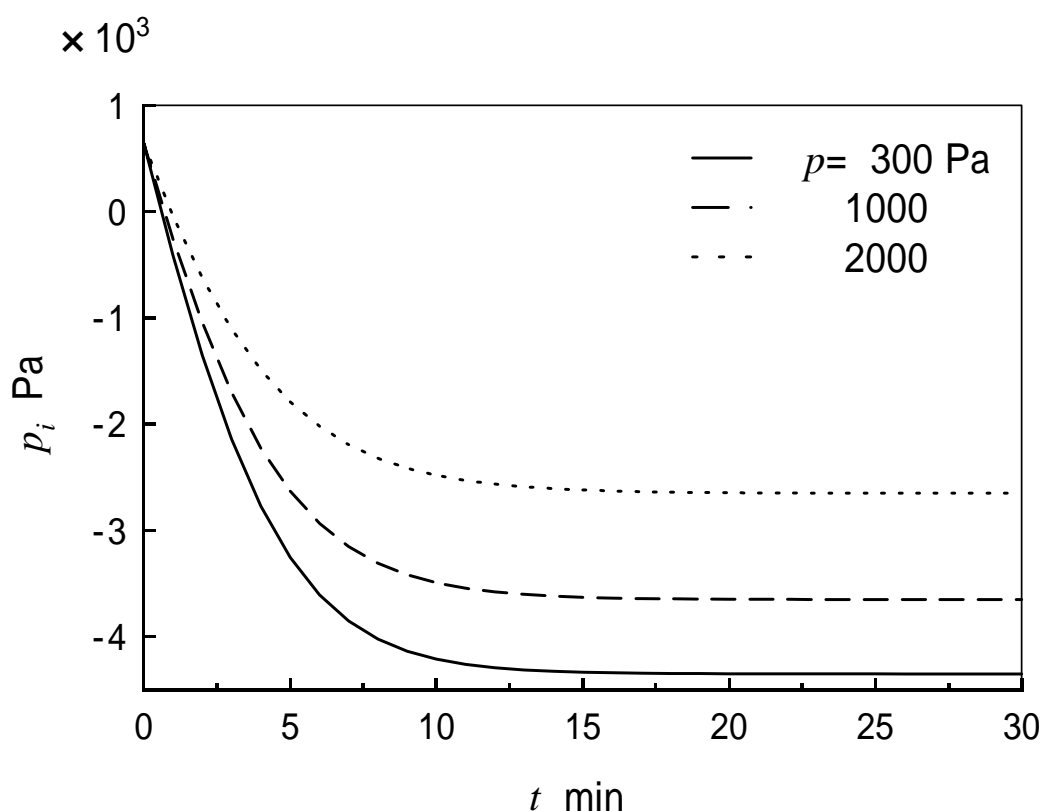


図 3-7 起き上がり時における脳室圧の時間変化

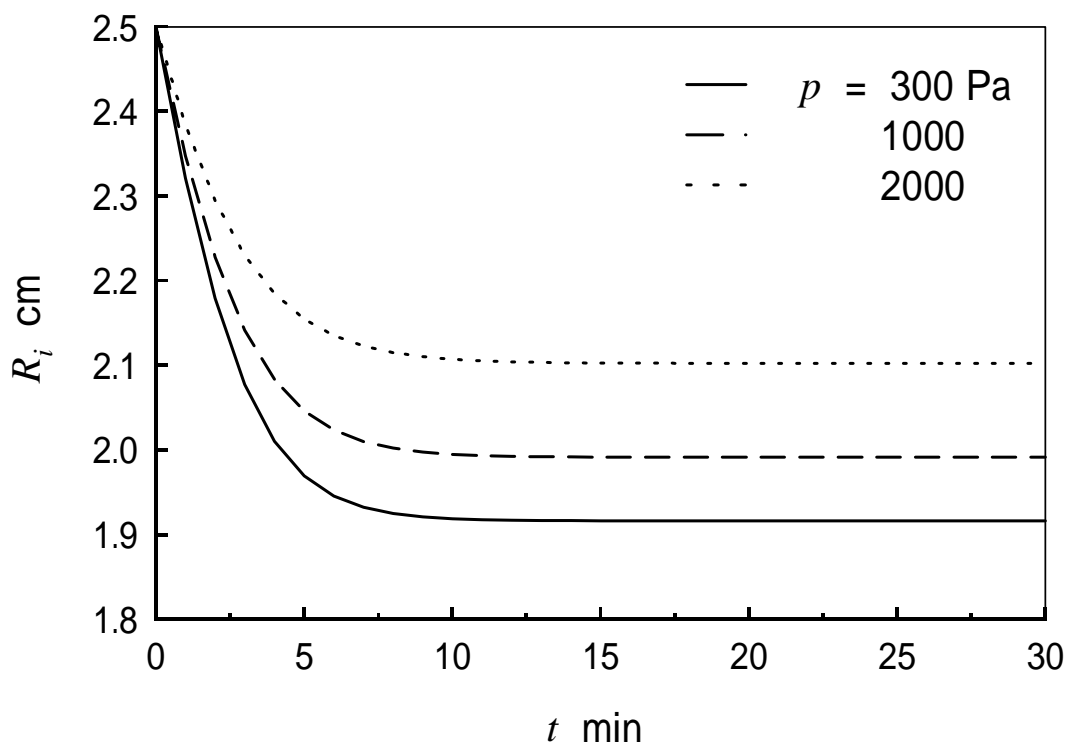


図 3-8 起き上がり時における脳室半径の時間変化

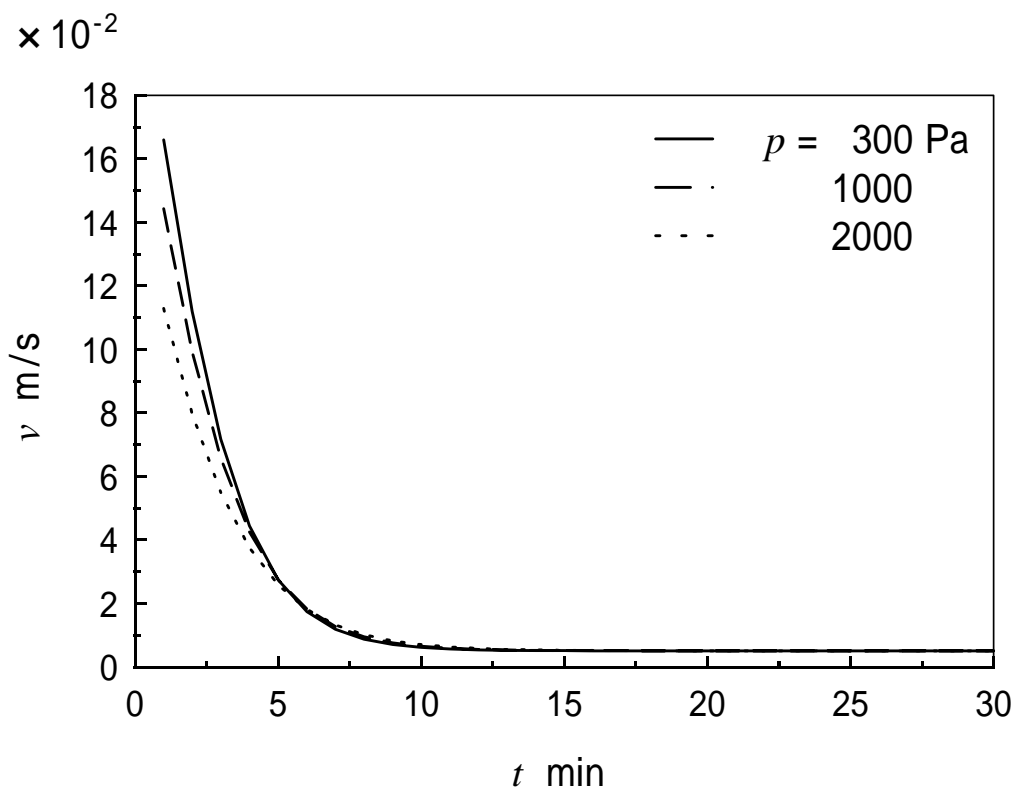


図 3-9 起き上がり時における髄液流速の時間変化

次に、仰臥位における脳室圧  $p_i$ 、脳室半径  $R_i$ 、髄液の流速  $v$  の時間変化を、バルブの圧力損失  $p$  をパラメータとして示す。 $h=0$  [m]、 $l=1$  [m]、 $d=1.2$  [mm]、 $p_o=773.268$  [Pa]、 $R_o=7.5$  [cm]、 $\mu=1 \times 10^{-3}$  [Pa s]、 $\rho=1 \times 10^3$  [kg/m<sup>3</sup>]、 $Q=500$  [ml/day]、 $\alpha=0.42$ 、 $G=4.14$  [kPa]とし、初期値として  $p_i=639.946$  [Pa]、 $R_i=2.5$  [cm] とした。

図 3-8、3-9 より、 $t=0 \sim 10$  の範囲は脳室圧が腹腔圧やバルブの圧力損失よりも小さいため、髄液が排出されず貯留していくことで脳室圧が上昇し、脳室が拡大していることがわかる。しかし、脳室圧が上昇し、ある値を超えると髄液の排出が始まり定常化に向かう。このとき、 $p$  が大きいほど高い圧で定常化し、また、定常に至るまでの時間は長くなる。

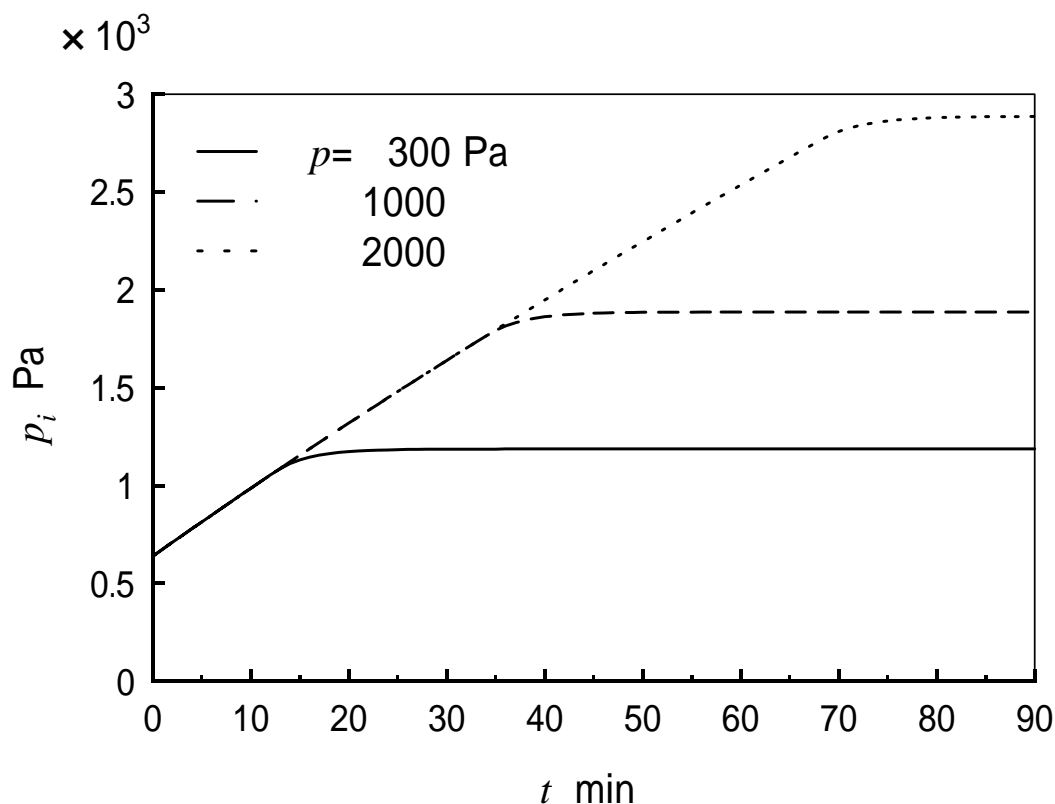


図 3-10 仰臥位における脳室圧の時間変化

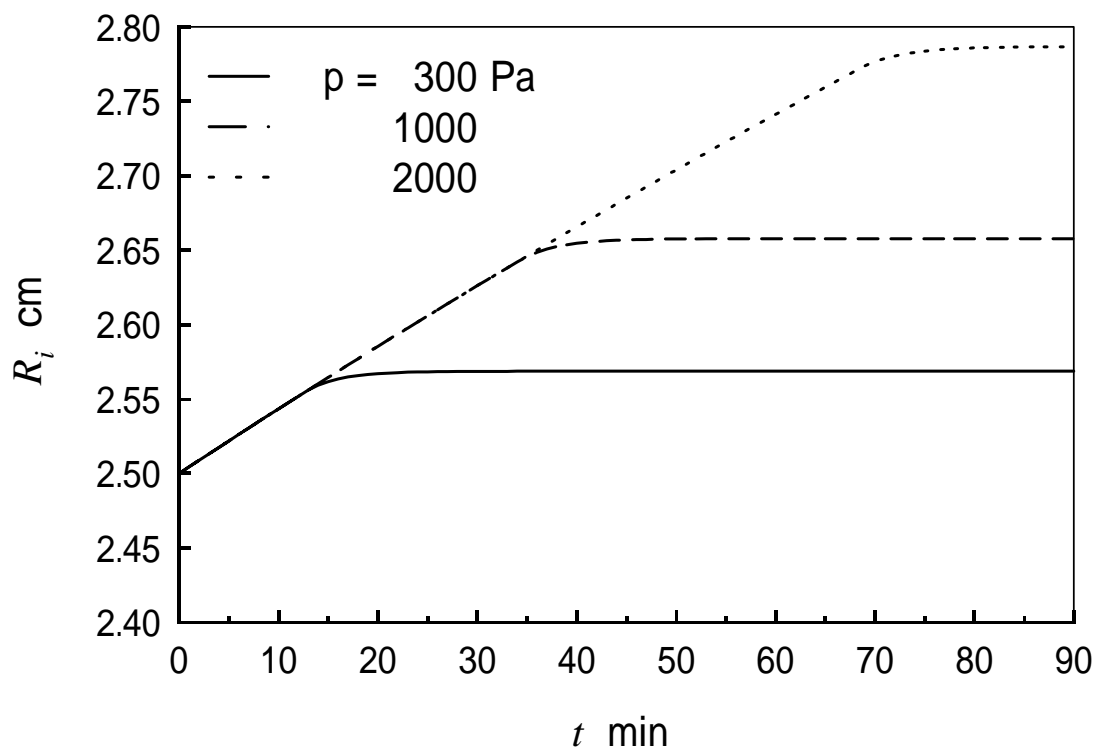


図 3-11 仰臥位における脳室半径の時間変化

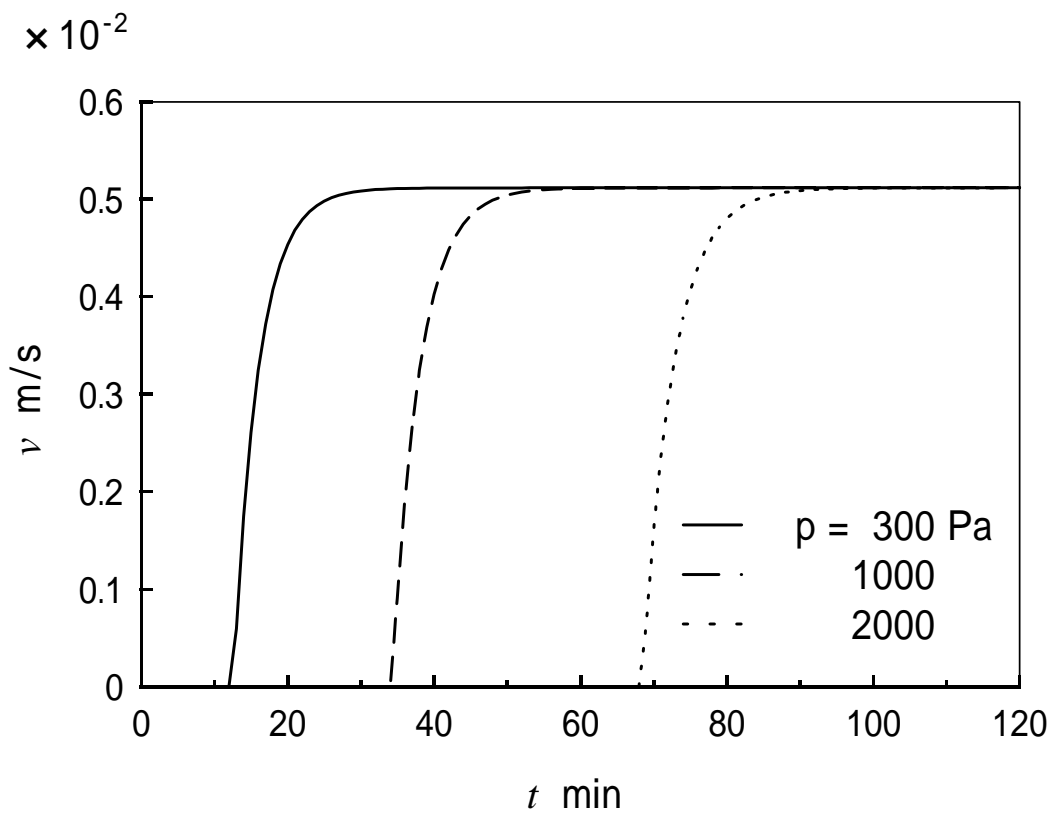


図 3-12 仰臥位における髄液流速の時間変化



これらの結果から， $p$  を小さくすれば仰臥位から坐位への起き上がり時に髄液の必要以上の排出が起こり，脳室圧は過剰に減少する．逆に， $p$  を大きくすると，仰臥位において髄液が排出されなくなることで，脳室圧の過剰な上昇が起こる．この矛盾がサイフォン効果の問題になっていると言える．

現在使用されているシャントシステムでは，バルブの圧設定の変更に専用トランスミッターによる連続電磁信号の照射が必要である．また，最適な圧設定の選択にはレントゲンを使った脳室の状態の観察が必要なので，専門知識を持たない患者にとって圧設定の変更は極めて難しく，その時々での最適な圧設定は実質不可能である．よって，起き上がり時および仰臥位でのそれぞれの最適な圧設定の間の妥協点を取って，対応しているのが現状である．このことは現在使用されているシャントシステムでは，サイフォン効果を完全に解決することはできないことを意味する．そこで，アクティブ型水頭症シャントシステムではこの問題を解決するために，圧調節を自動化した完全自立型シャントシステムであることが望まれる．

## 第四章 実験装置

### 4.1 実験装置概要

前述のモデリングに基づいて実験装置を製作し，実際の水頭症患者の起き上がりを想定した実験を行った．図 4-1 は実験装置の概要を表したものである．脳の代替素材には鬼怒川ゴム工業株式会社製の超軟性エラストマを，また，頭蓋部には昭和高分子株式会社製の不飽和ポリエステル樹脂「Rigolac」を使用した．脳の内部には脳室に当たる領域が存在し，脳室と圧力センサは内径 4[mm]のシリコンチューブを介して繋がっている．圧力センサの情報をコンピュータで処理した後，バルブへと制御情報を伝える．このプロセスによって脳室内圧を制御する．

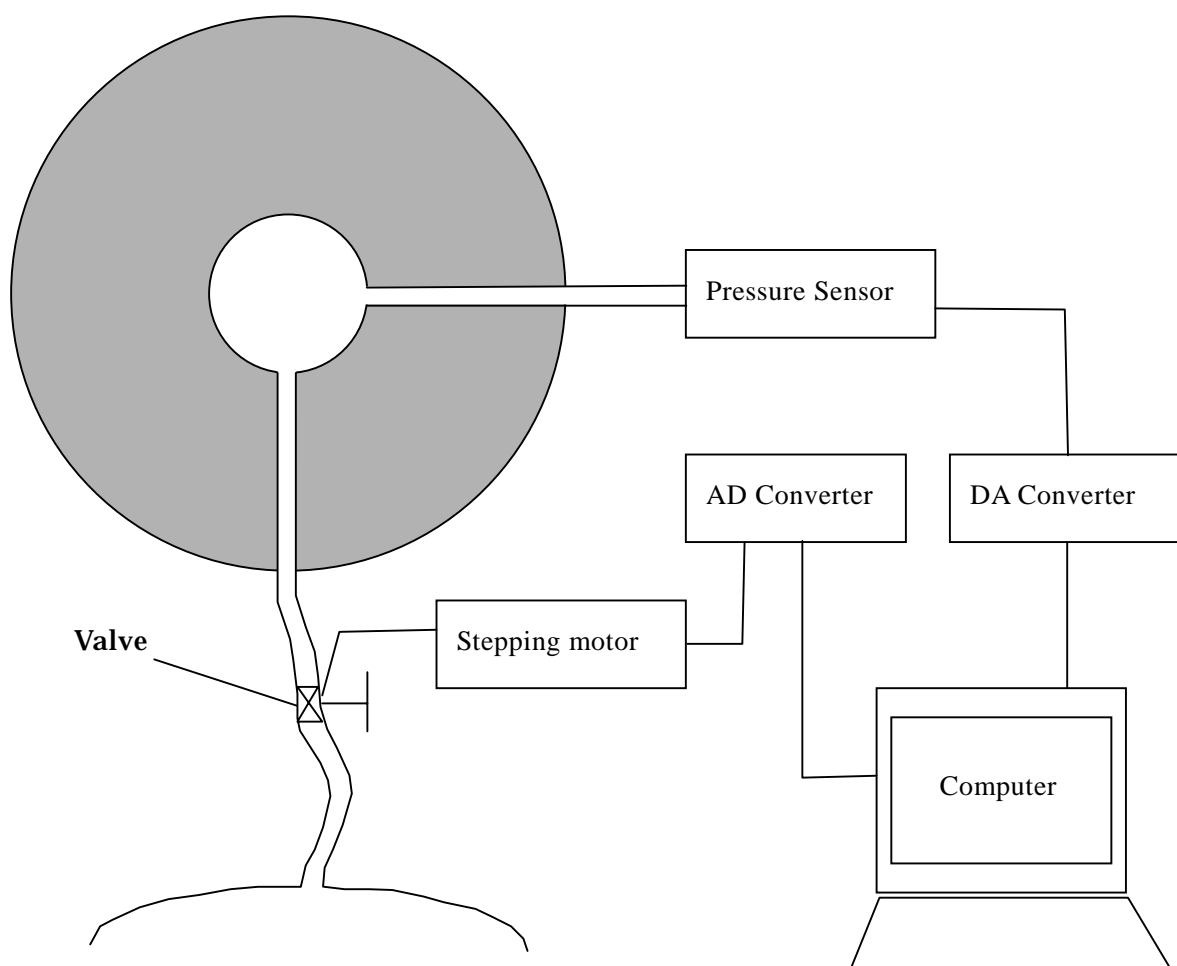


図 4-1 実験装置概要

## 4.2 脳および頭蓋

### 4.2.1 脳および頭蓋の成形

脳の代替素材として使用した超軟性エラストマ「フレンジェル」は、従来のゴムと比較し、非常に柔らかい感触をもっており、同時に高い機械的強度と大きな伸び、ゴム特有の優れた弾性を併せ持っている。また、フレンジェルは炭化水素系の樹脂と可塑剤をベースとした、燃焼時塩素系などの有害物質を発生しない素材である。

まず、板状のフレンジェルを石膏で製作した型に入れ、ヒータ内で 200 に加熱し、約 5 時間かけてゆっくりと溶融させ、図 4-2 のような半球型に成形した。中央には脳室となる窪みも作っておき、同じ物をもう一つ成形しそれらを接合する事で脳と脳室を表現する。

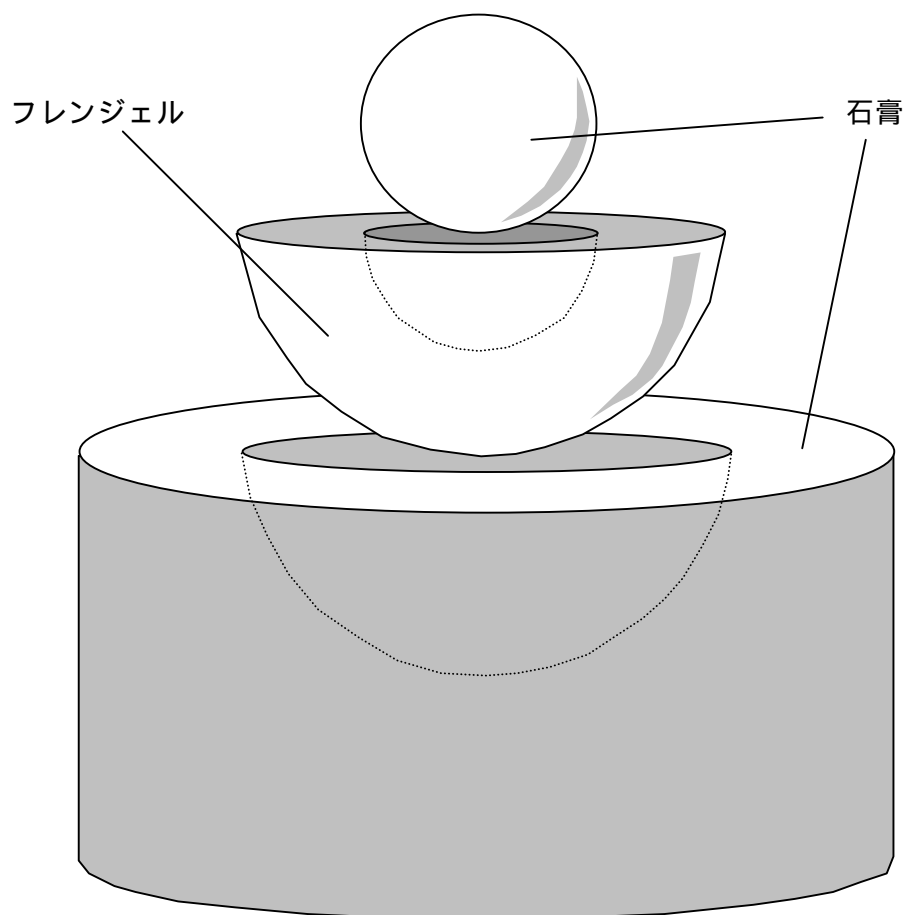


図 4-2 脳の成形

頭蓋パーツもまた同じように，石膏の型に，硬化剤を加え十分攪拌した「Rigolac」を流し込み，半球を成形した．なお，中央には脳を入れる窪みを設けている．そして，図 4-3 に示すように，脳室から外部へと二本のシリコンチューブを引き出しておき，脳を頭蓋パーツで覆った．引き出したチューブの一方は圧力センサへと繋がり，もう一方は排出用で，バルブへと接続される．

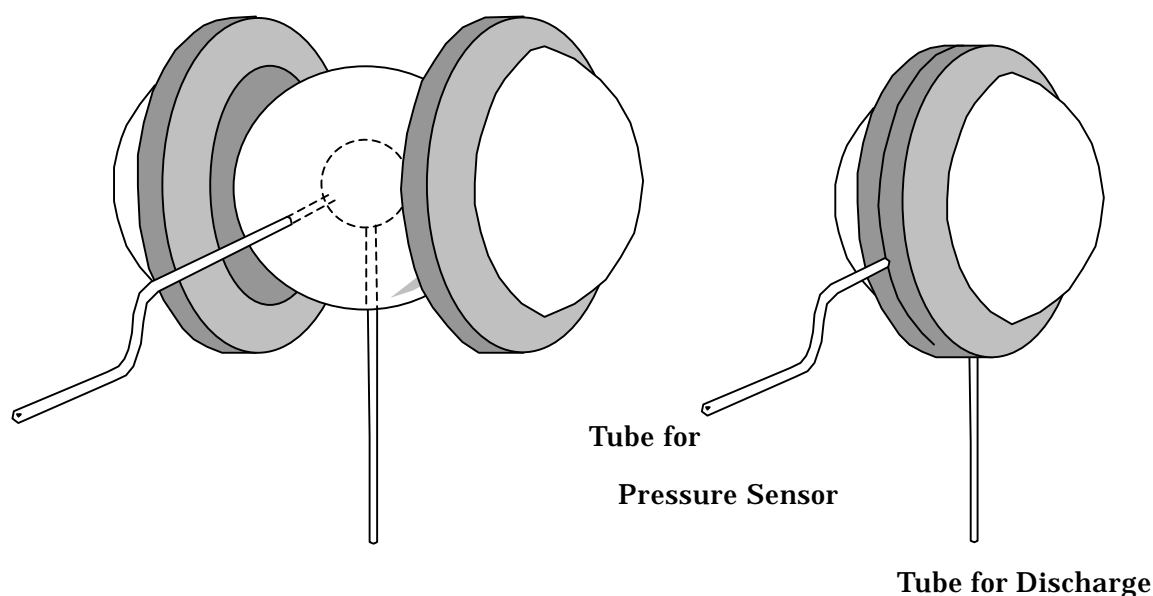


図 4-3 頭蓋内構造

#### 4.2.2 代替脳素材の物性値

実験を行うにあたり，脳素材の物性値を知っておく必要がある．そこで，フレんジェルを円柱状に成形し，引っ張り試験を行うことによりヤング率およびポアソン比を測定した．なお，横歪みは，引っ張りによって変形した試料を引っ張り方向に対して垂直な方向からデジタルカメラに収め，それを画像解析することによって求めた．図 4-4，4-5 にそれぞれヤング率，ポアソン比と引っ張り応力の関係を示す．

図より，ヤング率，ポアソン比共に引っ張り応力に対して一定であると見なすことが出来る．そしてその値は  $E=10[\text{kPa}]$ ， $\nu=4.9$  であった．実際の脳の物性値は  $E=1.2 \sim 5[\text{kPa}]$ ， $\nu=4.9$  であることから，フレんジェルは本研究に最適な素材であると言える．

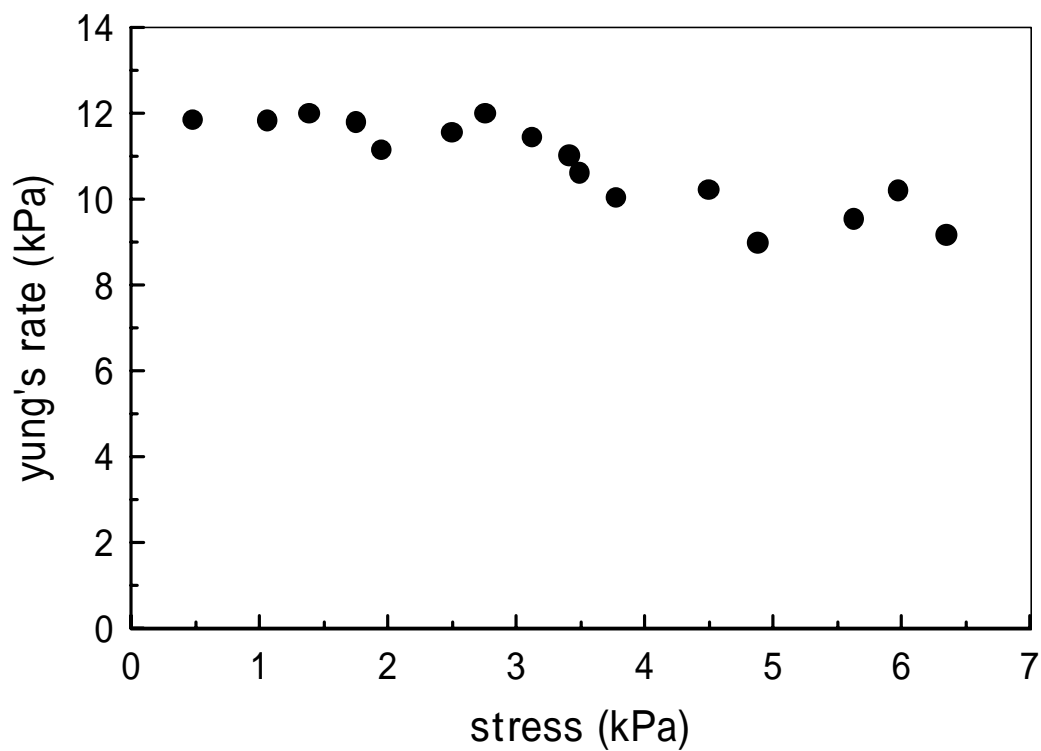


図 4-4 脳素材のヤング率

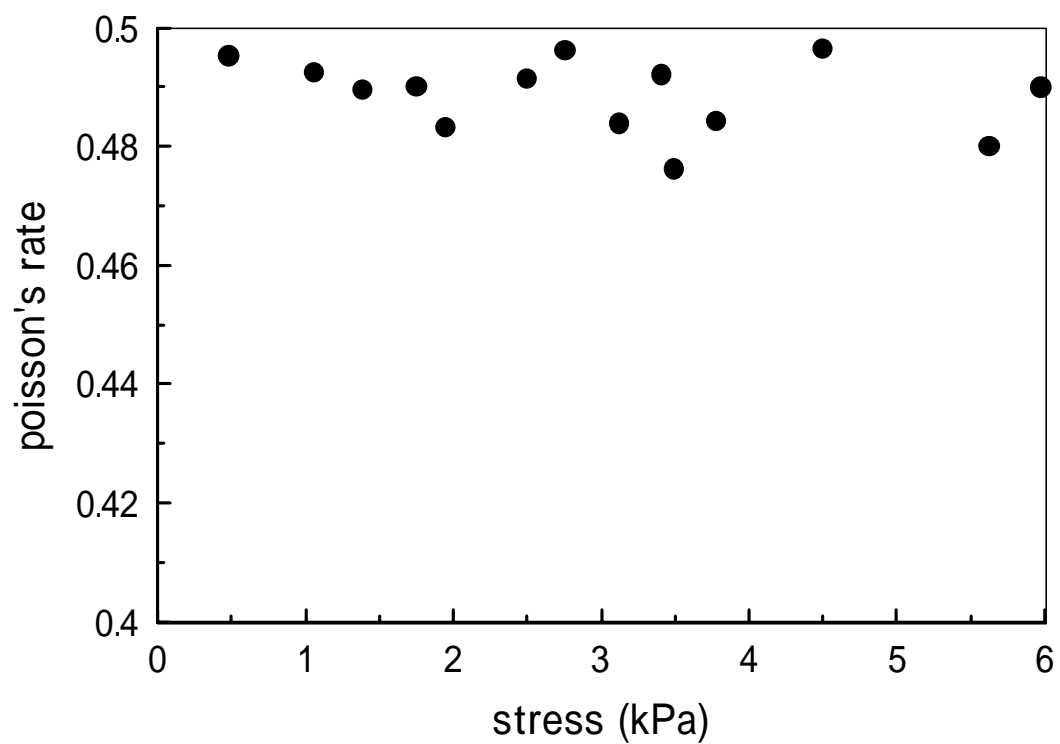


図 4-5 脳素材のポアソン比

### 4.3 アクティブ型バルブ

#### 4.3.1 バルブ構造

図 4-6 にバルブの構造を示す。バルブはニードルバルブを使用しており、ステッピングモータの回転運動をニードルの上下運動に変換することで流路断面積を制御する。そうすることで流量をコントロールすることが可能である。

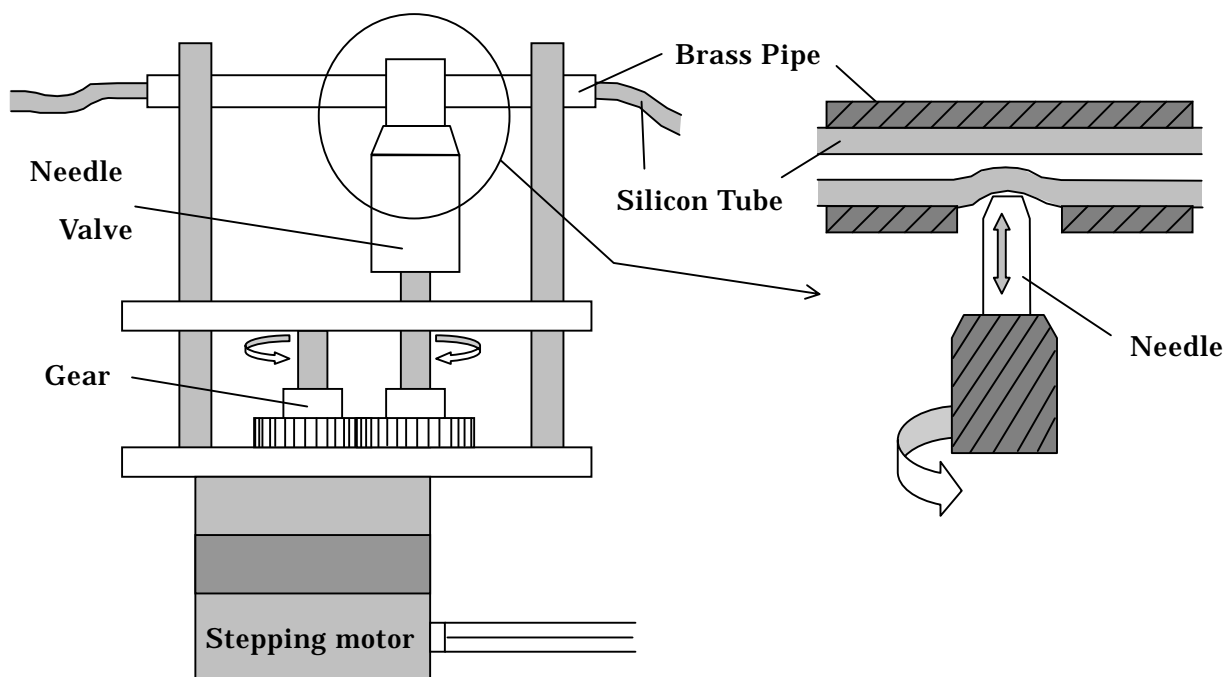


図 4-6 バルブ構造

今回ステッピングモータには、日本サーボ製のハイブリット型 2 相ステッピングモータ KH42Hm2-801 を使用した。その仕様は以下の通りである。

駆動方式	相数	ステップ角	電圧	電流
ユニポーラ	2	1.8 deg./step	3.96 V	0.82 A/PHASE

巻数抵抗	インダクタンス	最大静止トルク	ディテントトルク
4.8 /PHASE	2.4 mH/PHASE	1.3 kgf·[cm]	120 gf·[cm]

ロータイナーシャ	重量	絶縁階級	絶縁抵抗
42 g·[cm] <sup>2</sup>	約 200 g	E 種	500VDC 100 以上

### 4.3.2 バルブの圧力損失

図 2-5 の実験方法で上述のバルブの圧力損失を調査した。なお、水面から管の出口までの高低差は  $h=70[\text{cm}]$  で固定し、管の内径、長さはそれぞれ  $d=1.0[\text{mm}]$  ,  $l=1.02\text{m}$  とした。ステッピングモータのステップ数を変化させて、測定を行った。その結果を図 4-7 に示す。

図より、バルブの圧力損失はステッピングモータのステップ数に比例すると見なすことができる。なお、ステップ数 80 の段階で流量は 0 となった。

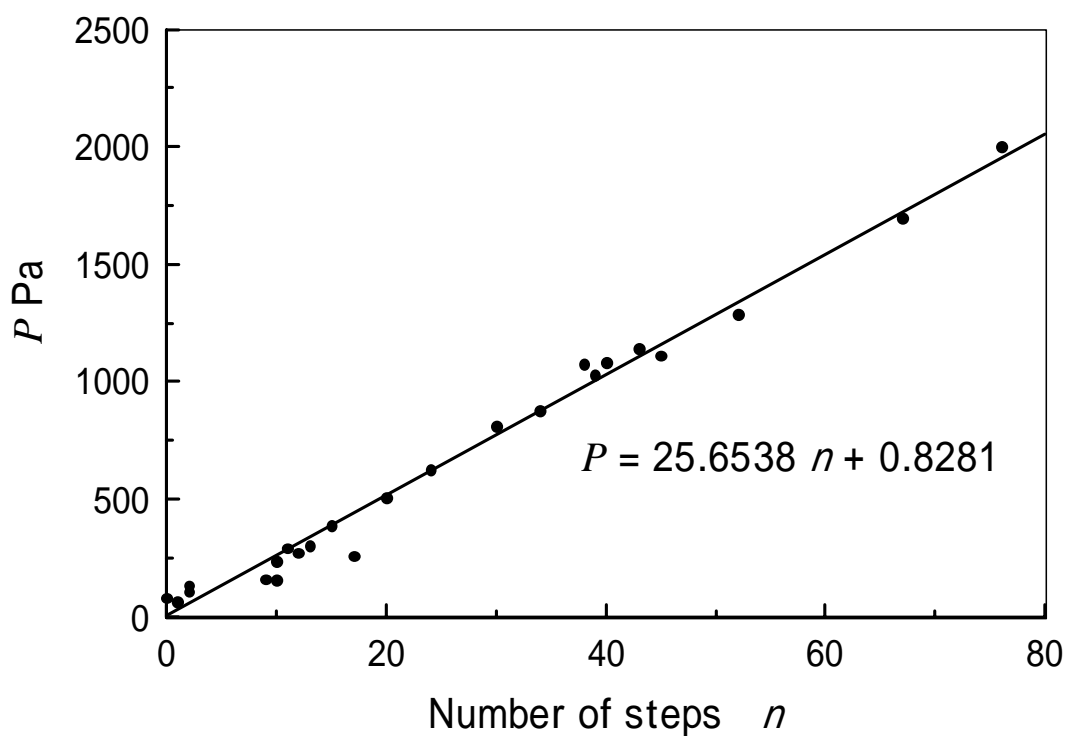


図 4-7 バルブの圧力損失  $P$  とモータのステップ数の関係

## 4.4 圧力センサ

### 4.4.1 圧力センサの仕様

脳室内圧を測定するために使用した Honeywell 社製のアンプ内蔵シリコン圧力センサ 40PC001B を図 4-8 に示す。これには Port が 2 つあり, Port 2 を測定する媒体に接続し, Port 1 は大気解放する。PIN1 に 5 V の電圧を掛けた状態で, Port 2 の圧力が変化するとセンサ内部の抵抗値が変化し, PIN 3 に出力される電圧が変化する。

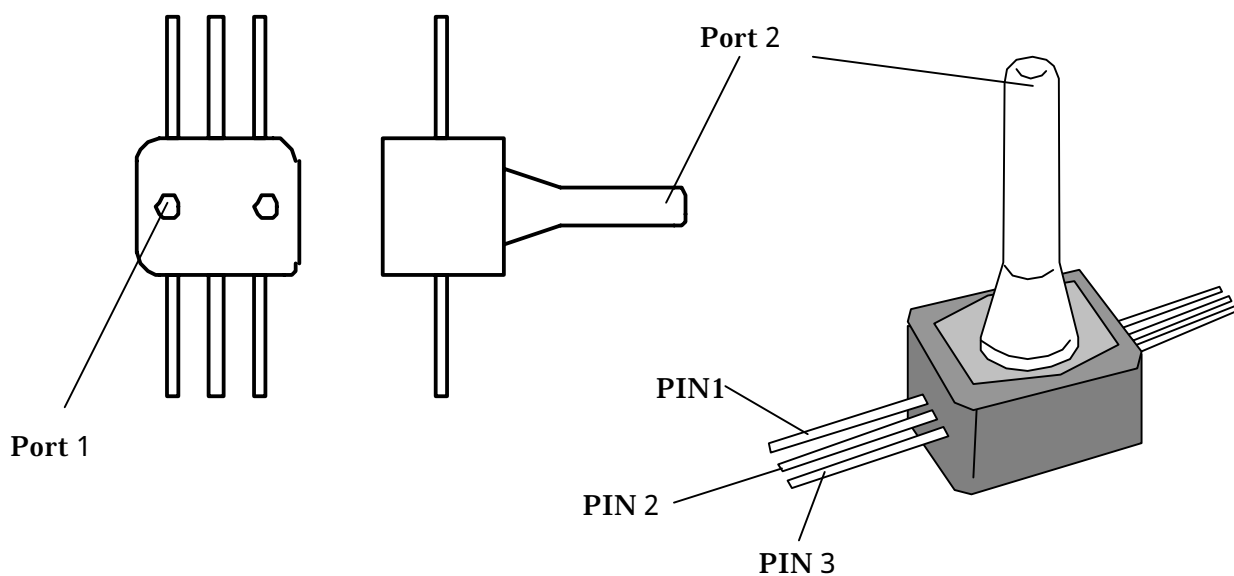


図 4-8 圧力センサ

Pressure Range	Null (VDC)	S[Pa]n (VDC)	Sensitivity
$\pm 50[\text{mm}]\text{Hg}$	$2.50 \pm 0.050$	4.00 Typ.	40.0mV/[mm]Hg

Linearity (%S[Pa]n) max.	Null Shift (%S[Pa]n) max.	S[Pa]n Shift (%S[Pa]n) max.
0.80	$\pm 1.50$	$\pm 1.50$



#### 4.4.2 圧力センサの精度

実験するにあたり，圧力センサの精度は非常に重要である．そこで，センサの精度を確かめるため，Port 2 に掛ける圧力を変化させ，それぞれの場合の出力電圧を測定した．その結果を図 4-9 に示す．なお，図中の直線は，Port 2 の圧力と電圧の関係を最小二乗法により最適化したグラフである．

図より，出力される電圧は Port 2 に掛かる圧力に比例して上昇している．また，Linearity 0.8%は十分満たしていると言える．

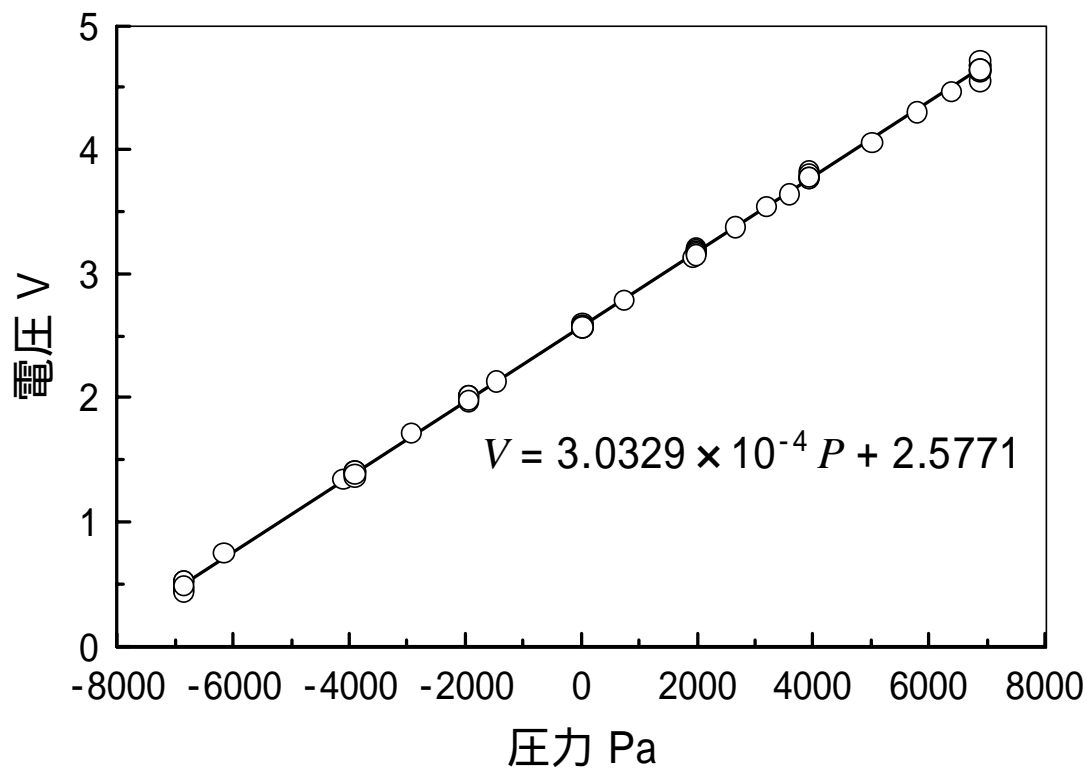


図 4-9 圧力センサの精度

## 第五章 実験結果

### 5.1 数値計算と実験の比較

まず，同条件での計算結果と実験結果の比較を行った．図 5-1 ~ 5-6 は水頭症患者の起き上がり時における脳室内圧の時間変化を，起き上がり高さごとに計算と実験から求めた結果である．なお，測定時のパラメータは，バルブの圧力損失  $P=0[\text{Pa}]$ ，チューブ長さ  $l=1.02\text{m}$ ，チューブ断面積  $d=1.0[\text{mm}]$ ，頭蓋半径  $R_o=7.5[\text{cm}]$ ，腹腔圧  $P_o=0[\text{Pa}]$ ，水の粘度  $\mu=10^{-3}[\text{Pa s}]$ ，水の密度  $\rho=1000[\text{kg/m}^3]$  とし，初期値として，脳室内圧  $P_i=0[\text{Pa}]$ ，脳室半径  $R_i=3.14[\text{cm}]$  を与えた．

図より，どの  $h$  に関しても計算，実験の両結果は非常に近い結果を示した．一般的な成人の場合，脳室内圧が約  $-450[\text{mmAq}]$  を下回ると頭痛などといった症状が現れると言われる． $50[\text{cm}]$  以上の起き上がり実験結果の脳室内圧はこの値を大きく下回るために頭痛が起こると予想される．

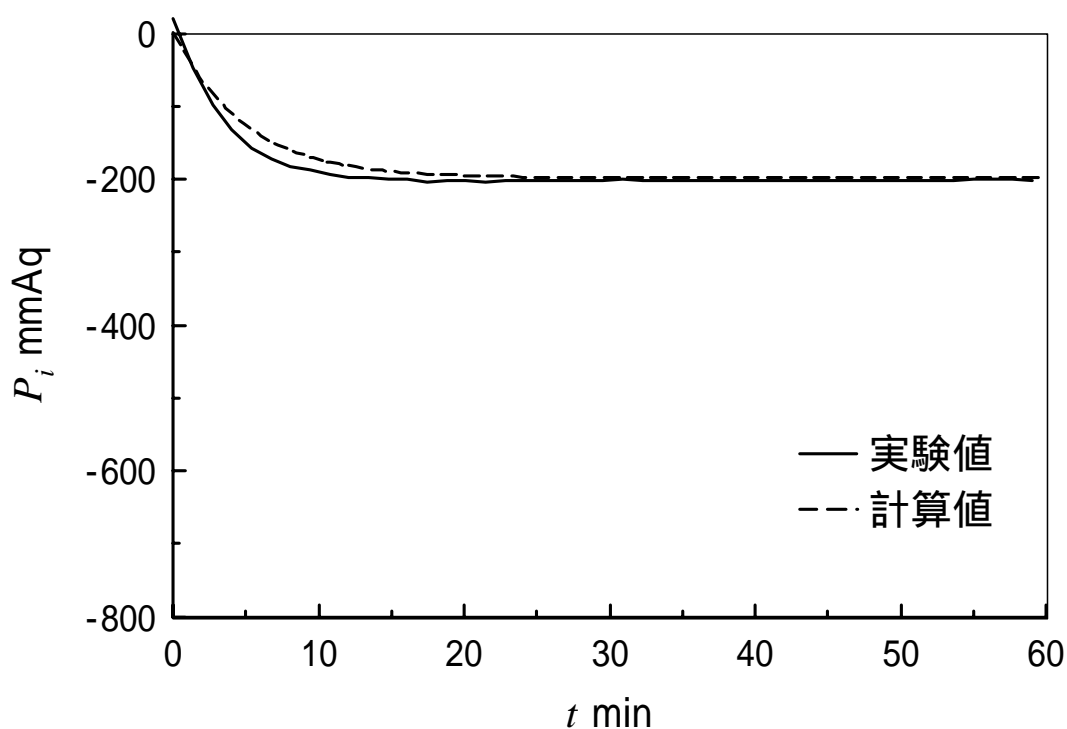
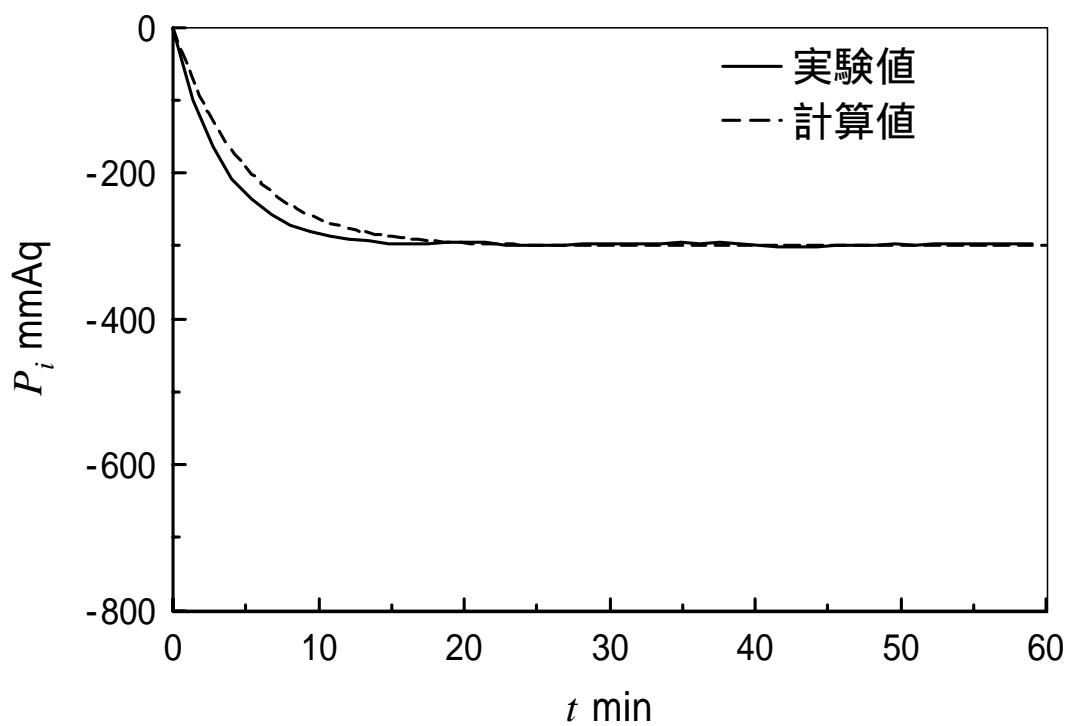
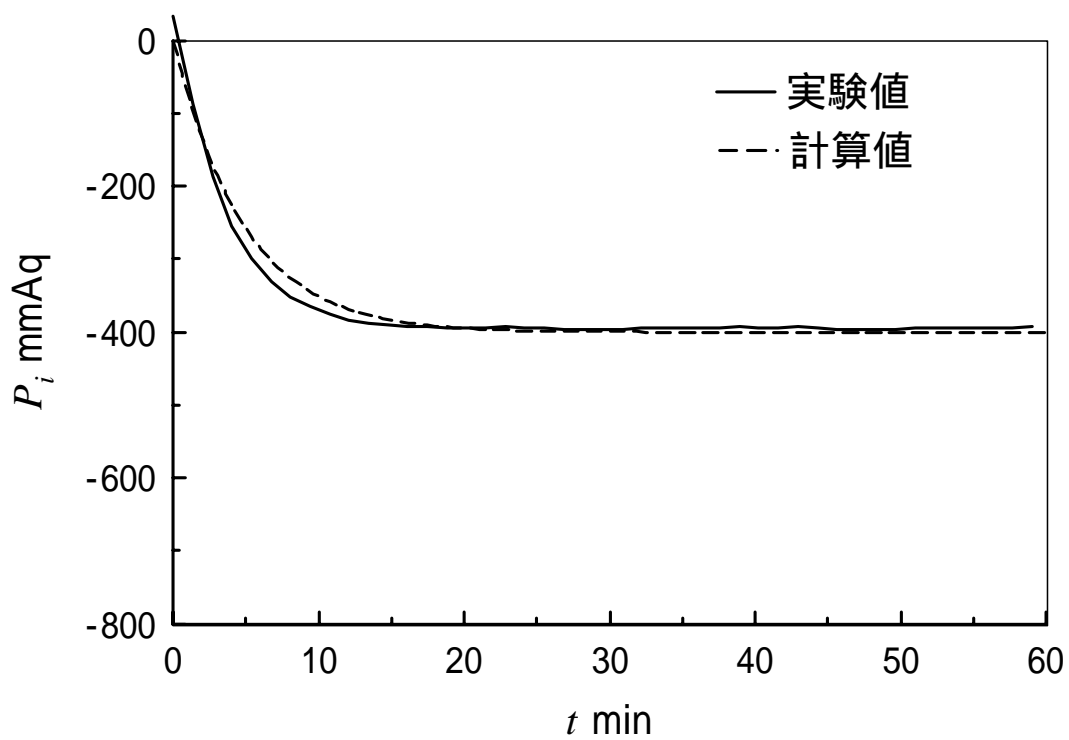
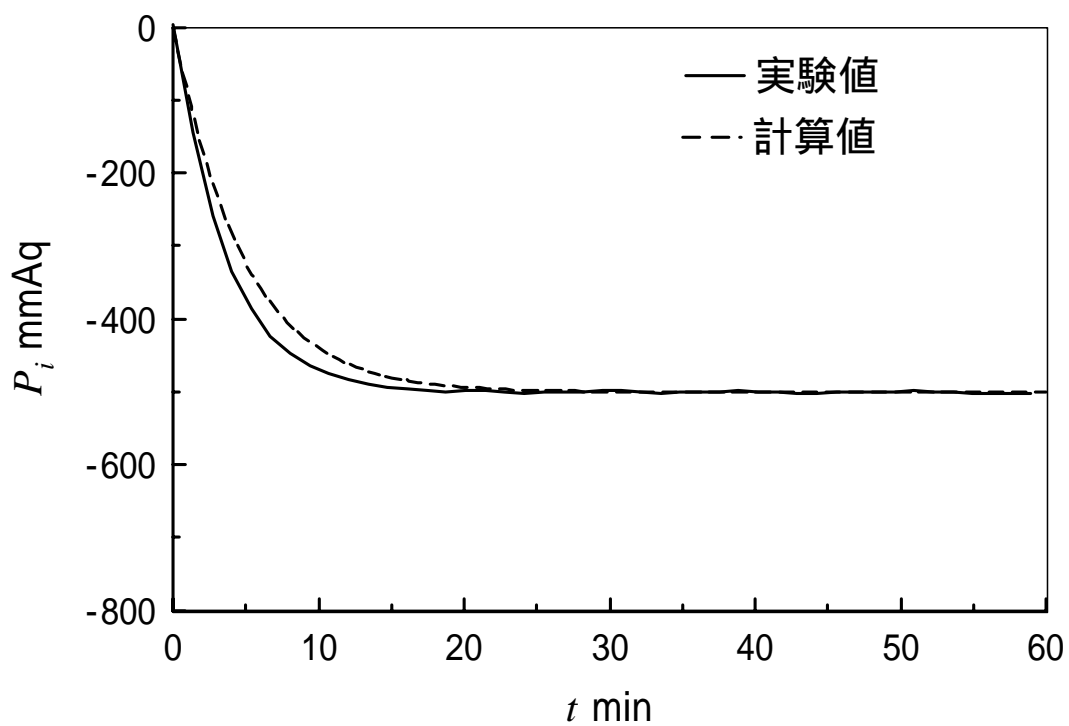
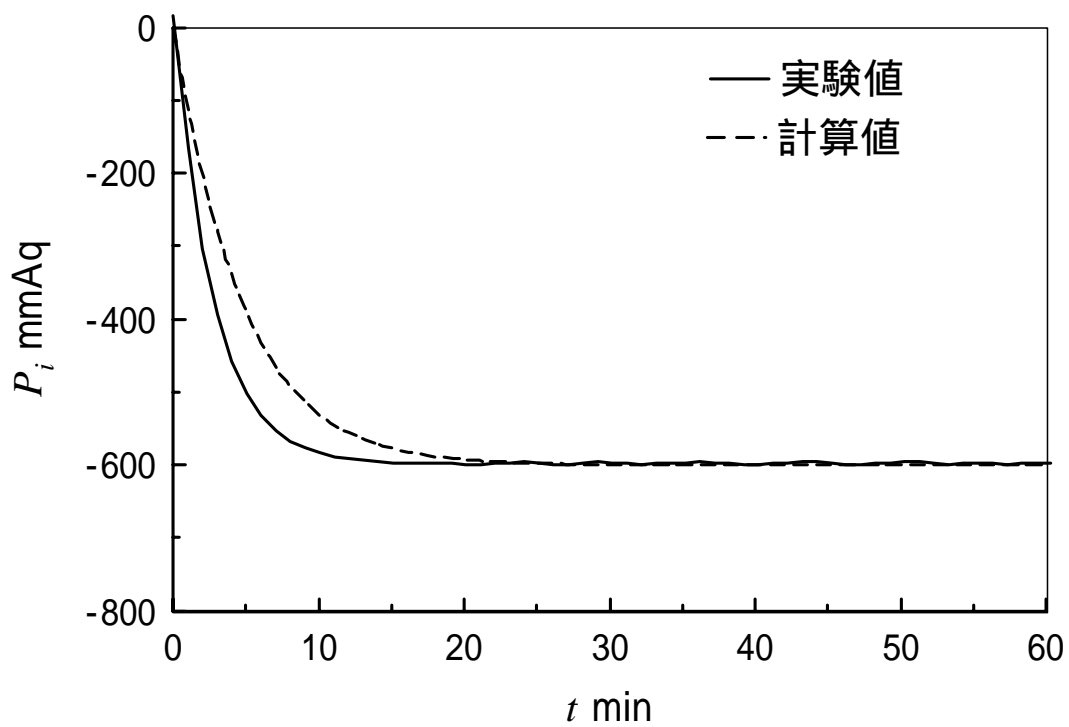


図 5-1  $h=20[\text{cm}]$

図 5-2  $h=30$ [cm]図 5-3  $h=40$ [cm]

図 5-4  $h=50$ [cm]図 5-5  $h=60$ [cm]

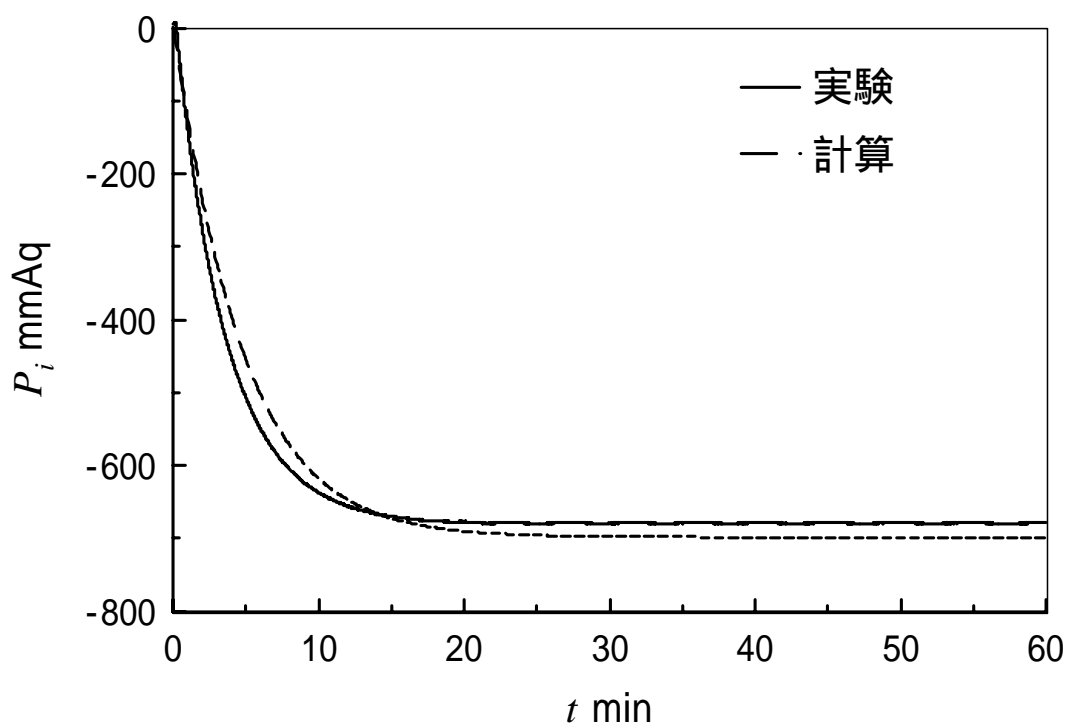


図 5-6  $h=70[\text{cm}]$

## 5.2 バルブ制御

次に、バルブを制御した実験を行った。制御において、圧力の時間勾配から数秒先を予測することにより、制御入力を調節した。さらに、目標値は人体への悪影響がでないように、脳室内圧の定常値が  $-300[\text{mmAq}]$  となるよう設定した。図 5-7～図 5-10 に  $70[\text{cm}]$  の起き上がり時における脳室内圧の時間変化を示す。なお、この時のバルブ設定は全開から全閉までに要する時間が 6 秒、分解能は 80 であった。

図より、脳室内圧は目標値に追従して緩やかに減少しているのがわかる。また、予測時間の増加に伴って脳室内圧の変化は滑らかになるが、追従性は失われてしまい、予測時間 50sec の結果に至っては、目標値から大きく離れてしまった。特に、予測をしない場合の脳室内圧の変化は階段状になっており、これは脳に振動を与え、悪影響を及ぼすことが容易に想像できる。

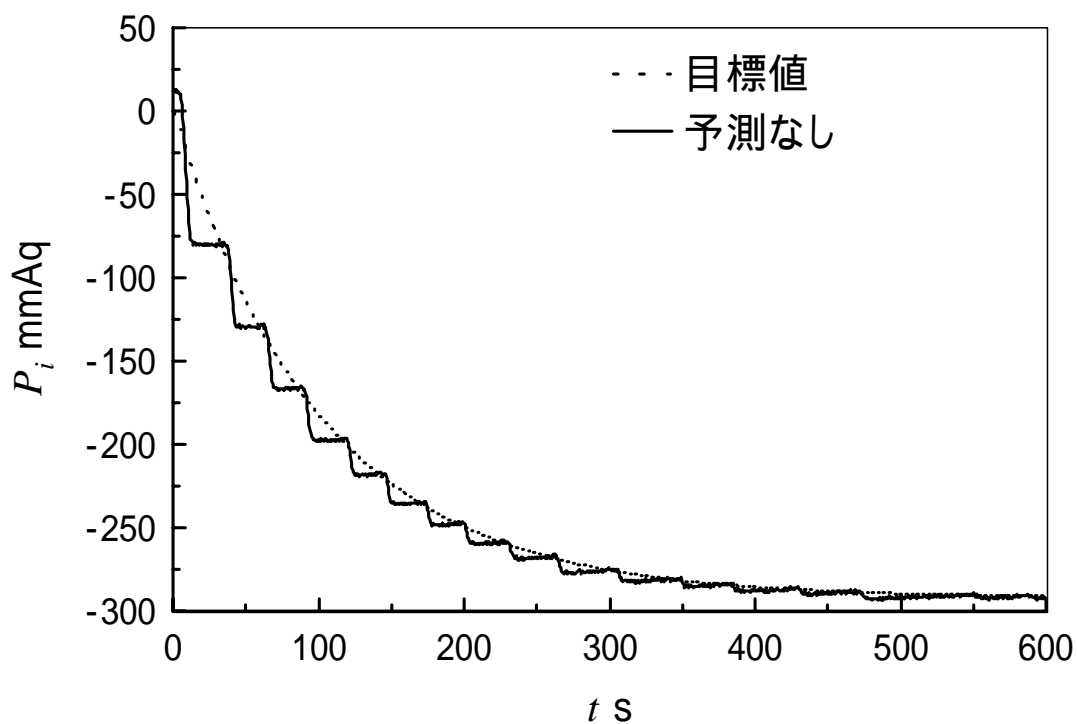


図 5-7 脳室内圧の時間変化(予測なし)

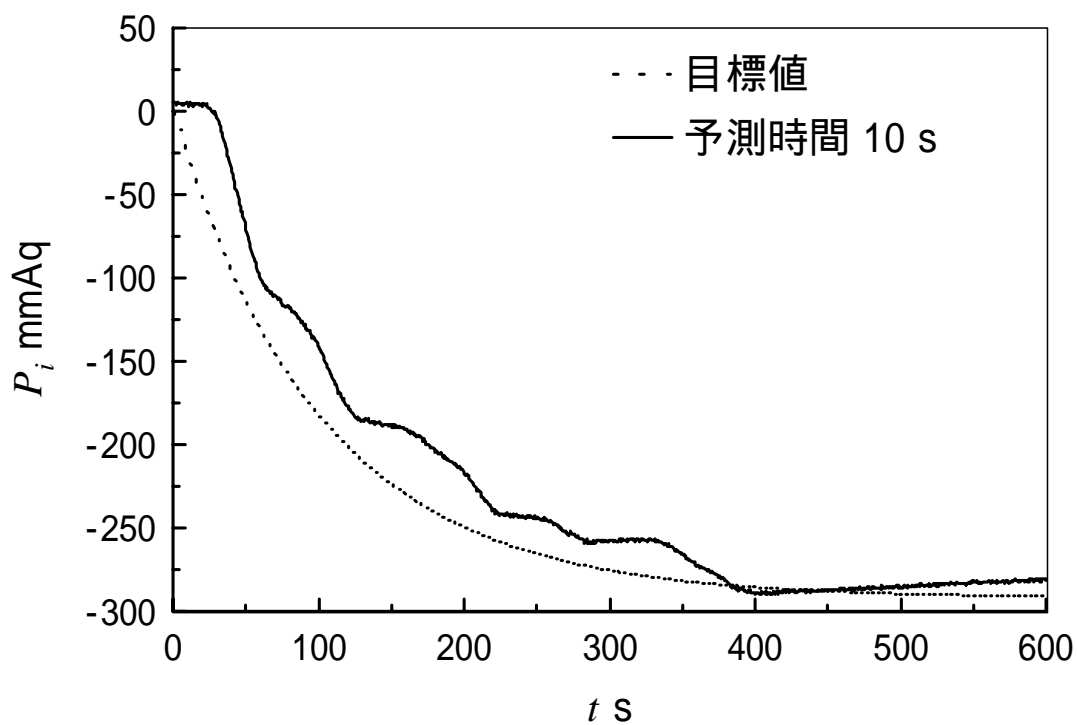


図 5-8 脳室内圧の時間変化(予測時間 10 s)

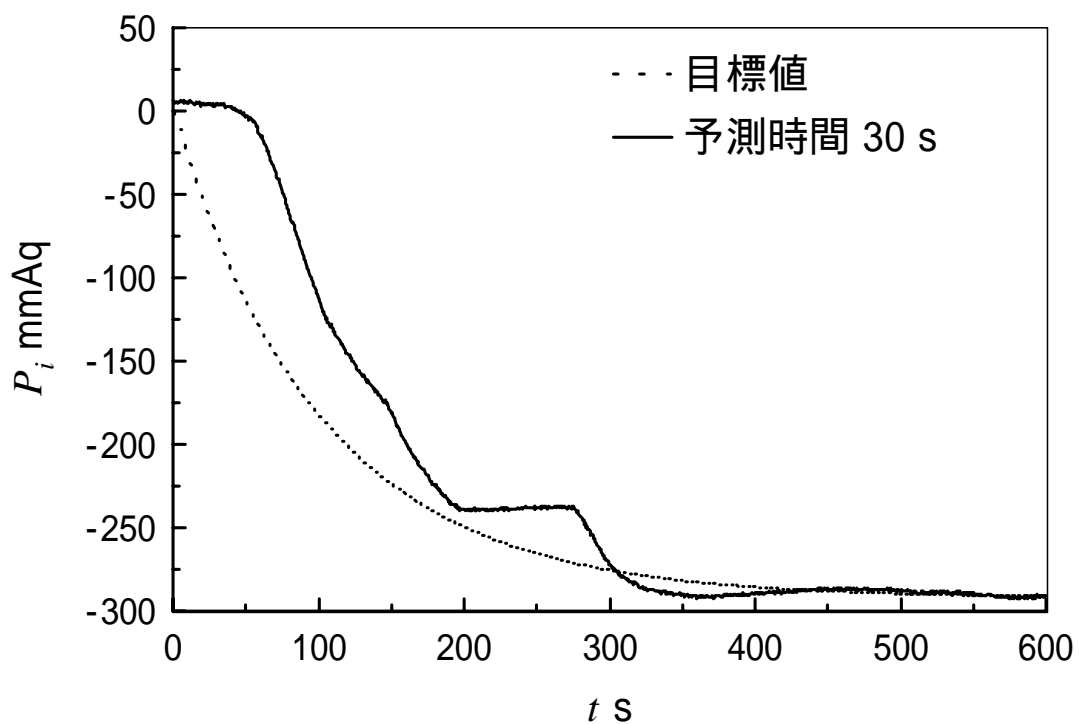


図 5-9 脳室内圧の時間変化(予測時間 30 s)

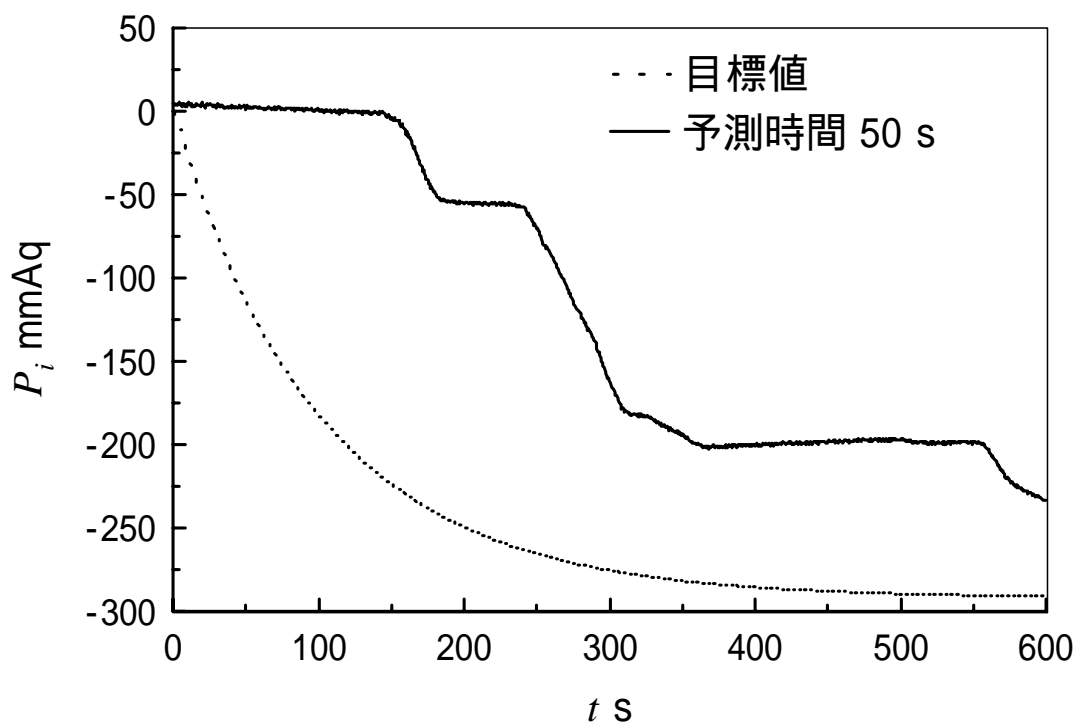


図 5-10 脳室内圧の時間変化(予測時間 50 s)

次に、バルブ設定を全開から全閉までにかかる時間 1.5 秒、分解能 20 に変更し、先ほどと同じ実験を行った。その結果を図 5-11 ~ 5-14 に示す。

図より、先ほどと同じように脳室内圧は目標値に追従して減少するが、その追従性が格段に上昇した。しかし、予測をしなかった場合の変化は、やはり階段状になっており、脳内圧の変化が激しいことがわかる。

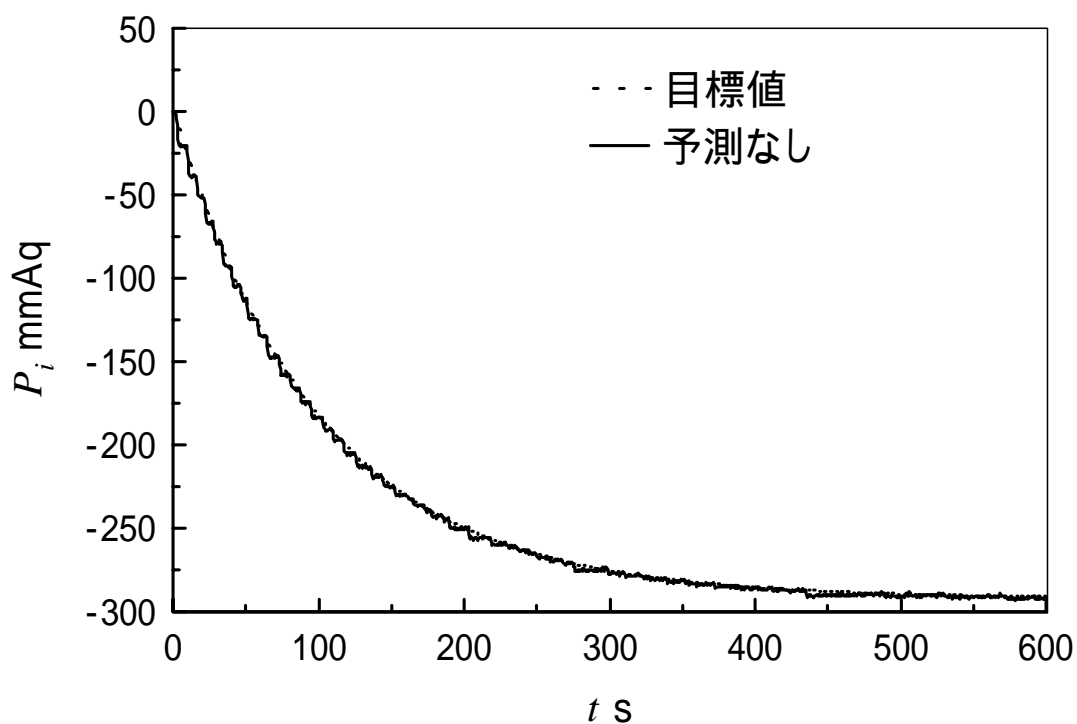


図 5-11 脳室内圧の時間変化(予測なし)



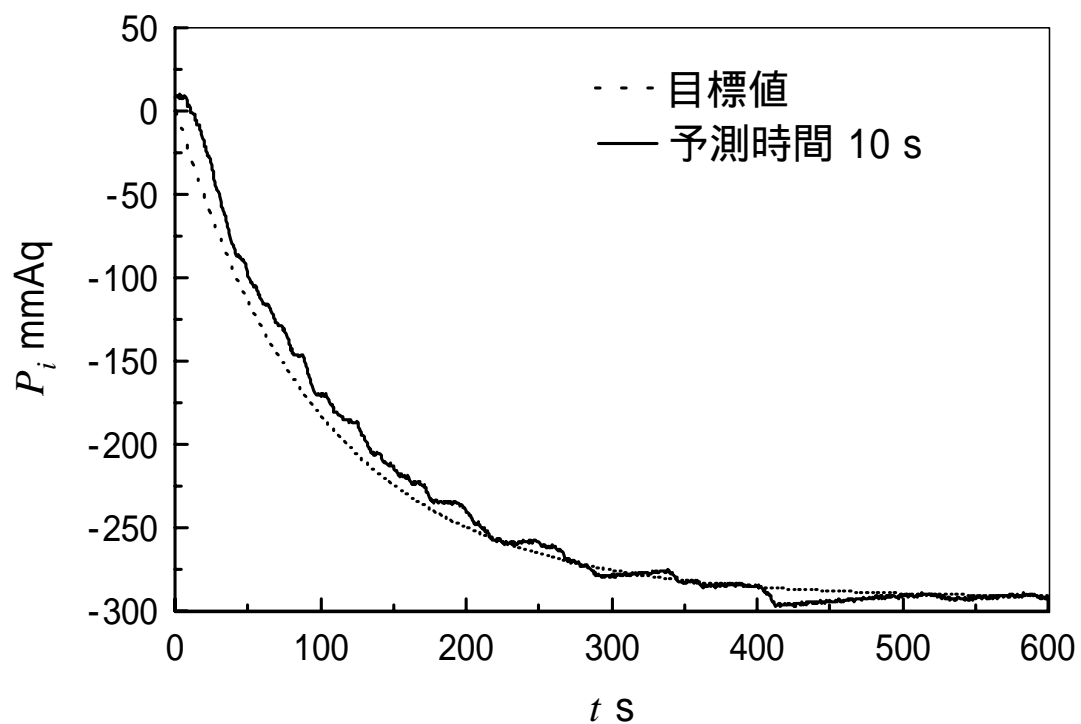


図 5-12 脳室内圧の時間変化(予測時間 10 s)

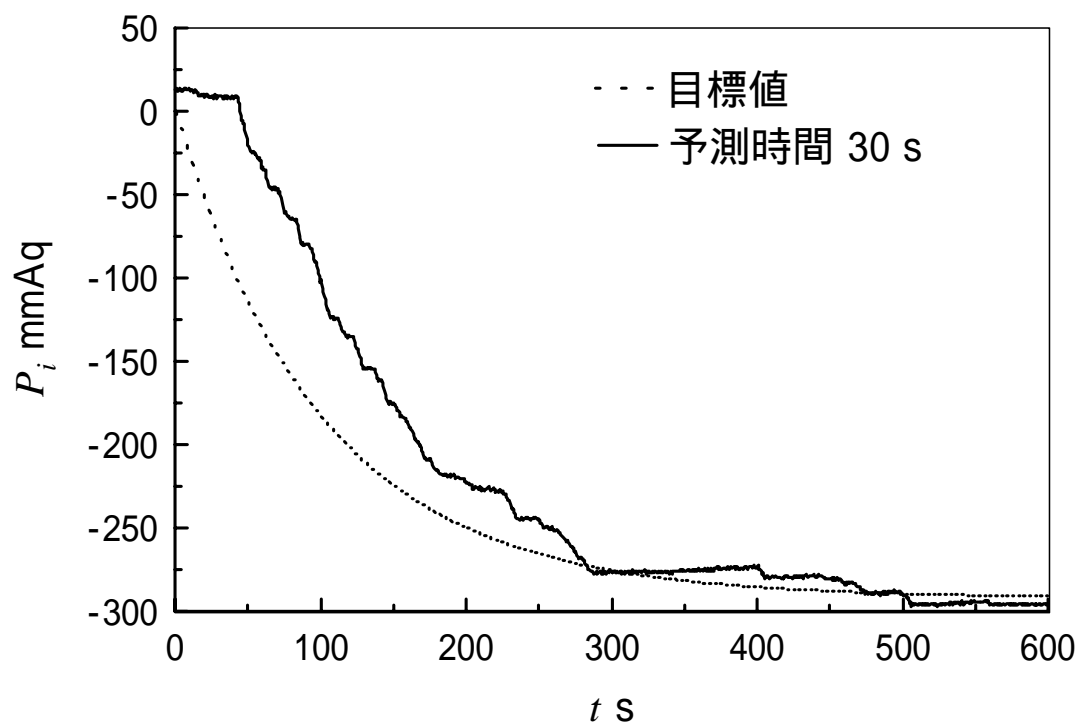


図 5-13 脳室内圧の時間変化(予測時間 30 s)

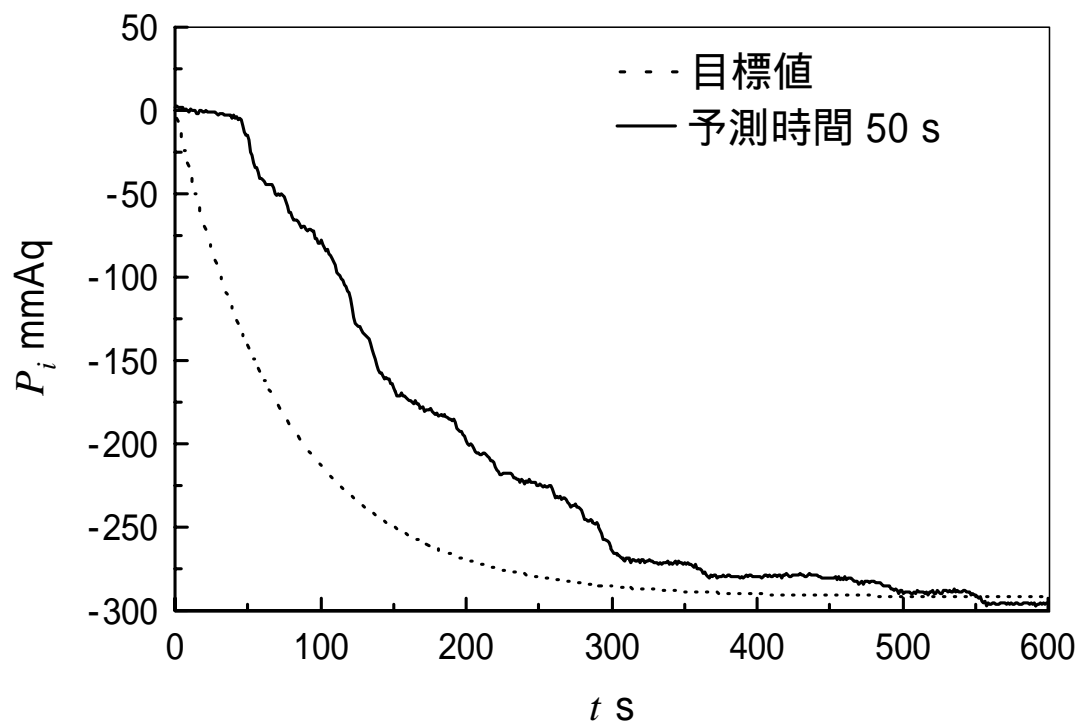


図 5-14 脳室内圧の時間変化(予測時間 50 s)

## 第六章 結 言

本論文では、アクティブ型シャントシステムの開発を目的として、バルブの制御実験を行った。この実験のために、シャント手術後の水頭症患者における脳内髄液の流動の予測、できるだけ簡単なモデル化、髄液の流動の数値計算を行った。得られた結論を以下に示す。

1. 髄液は水より若干高粘度である。また、髄液は剪断速度に対して一定の粘度を示すことから、ニュートン流体であると言える。
2. シャント手術後の水頭症患者が仰臥位から坐位へと起きあがるとき、髄液が急激に排出されることで脳室圧は低下し始め、2~3分程度で陰圧化し、約15分後に定常に至る。また、バルブでの圧力損失  $p$  が大きいほどこの減少の割合は小さくなる。このとき、脳室圧が定常に至るまでの時間は  $p$  に依存しない。
3. シャント術後の水頭症患者が仰臥位のままで長時間過ごすとき、髄液は脳室圧が腹腔圧やバルブでの圧力損失よりも小さいため、髄液が排出されず貯留することで脳室圧は増加し、脳室は拡大する。しかし、脳室圧の増加により  $p=300[\text{Pa}]$  のときは10分、 $p=1000[\text{Pa}]$  のときは30分、 $p=2000[\text{Pa}]$  のときは70分頃から髄液の排出が始まり、その後すぐ定常に至る。したがって、 $p$  が大きいほど高圧で定常に至り、その時間も長くなる。
4. 制御において、圧力の時間勾配から数秒先を予測し、制御入力を調節することで脳室内圧の変化は滑らかになるが、追従性は失われてしまう。しかし、バルブの開閉速度を上げると、追従性は格段に上昇する。また、脳室内圧を常に監視し、制御することによって、必要以上の圧力低下を防ぐことができた。

これらの結果、脳室内圧を緩やかに減少させることによって、サイフォン効果が十分に制御可能であることを実証した。本研究では、この方法を用いてアクティブ型水頭症シャントシステムの提案も行っている。

## 参考文献

- (1) 多田幸生, 長嶋達也, 高田昌紀, 脳のバイオメカニクス, 日本機械学会論文集, 58-551, A(1992), 114.
- (2) 橋本正明, 向井裕修, 南出尚人, 泉祥子, 水頭症に対する適切な shunt system の検討および特発性水頭症に対する Progra[mm]able shunt valve による治療 特発性水頭症に対する診断基準と治療指針, 難治性水頭症調査研究分科会, 平成 9 年度研究報告書, 56.
- (3) 例えば, 中原一郎, 材料力学(下巻), 養賢堂, 1966, 109-111.
- (4) 多田幸生, 松本隆一, 西村由里子, 脳の力学的モデリングと水頭症バイオメカニズムの解析, 日本機械学会論文集, 55-512, A(1989), 957.
- (5) 三宅裕治, 太田富雄, 梶本宜永, 体位変化に伴う頭蓋内圧, 腹腔内圧, シャント流量の変化, 難治性水頭症調査研究分科会, 平成 9 年度研究報告書, 118.

## 謝 辞

本研究を行うにあたり，終始懇切丁寧な御指導を賜りました蝶野成臣教授，辻知宏助手に対し，深く感謝いたします．

また，高知医科大学脳神経外科学講師，美馬達夫氏からは試料の提供および多大なるご援助いただき，あわせて感謝します．