N84-26276

TM-77121

Neurol Med Chir (Tokyo) 21, 1051~1060, 1981

# 新しい完全埋め込み式頭蓋内圧計の開発とその臨床経験

幸坂　邦彦・村田　高穂*・岡本新一郎*・太田　富雄
尾崎　高志・前田　隆司・森　　惟明*
半田　　肇*・松本　　悟**・坂口　　巌***

# Development of a New, Completely Implantable Intraventricular Pressure Meter and Preliminary Report of Its Clinical Experience

Kunihiko Osaka, Takaho Murata*, Shinichiro Okamoto*, Tomio Ohta, Takashi Ozaki, Takashi Maeda, Koreaki Mori*, Hajime Handa*, Satoshi Matsumoto** and Iwao Sakaguchi***

*Department of Neurosurgery, Osaka Medical College, Takatsuki 569*
**Department of Neurosurgery, Kyoto University*
***Department of Neurosurgery, Kobe University*
****Nagano Keiki Seisakusho, Ltd.*

**Summary**

A completely implantable intracranial pressure sensor was designed for chronic measurement of intraventricular pressure (IVP) in hydrocephalic patients. It is a passive-resonant circuit transducer and the implantable sensor does not contain an active element such as an electric battery. The size and shape of the sensor are nearly those of Pudenz's single flushing device, so that the transducer can be used in place of a traditional flushing device in the ventriculo-peritoneal shunt system. The IVP meter is sensitive to 1 $mmH_2O$ of pressure and it has a linear pressure range from −500 to +1,000 $mmH_2O$. The zero drift of the sensor was negligible during a $10^4$ hour running test. The errors induced by changes in external atmospheric pressure were automatically corrected by placing a accurate barometer in the line of pressure-calculation.

The intraventricular pressure of hydrocephalic dogs was measured by this new IVP meter and by the LADD transducer simultaneously, and the reliability of this IVP sensor was confirmed.

These sensors were applied to eight hydrocephalic patients, and chronic and continuous measurements of the ventricular pressure were performed. These preliminary clinical experiences disclosed; (1) this IVP meter offers a method almost ideal for simple, safe and accurate, recording of the intraventricular pressure of hydrocephalic patients, (2) patency of the ventricular tube can be easily demonstrated by a steep rise of intracranial pressure at the time of jugular compression, and (3) abnormal pressure waves with obstructed shunt and their disappearance when the shunt is working are easily recognized.

**Key words: intracranial pressure, hydrocephalus**

大阪医科大学脳神経外科
*京都大学脳神経外科
**神戸大学脳神経外科
***長野計器製作所
[illegible] 〒569 [illegible]
[illegible]

## I　はじめに

測定のために，電線やチューブを体外に出さず頭皮下に埋め込み可能な小型頭蓋内圧計は，脳神経外科医が望んでやまないものである．この種の頭蓋内圧計の開発は，外国では2，3試みられているが，いまだ一般に使用されるに至っていない[2)-4)6)8)9)20)24)]．本邦での頭蓋内圧計の開発は，主としてストレンゲージ使用などによるものが主であり[6)13)22)23)]，完全埋め込み式頭蓋内圧計開発の試みは，我々の知る限りまったくなされていない．我々は過去7年間，長期間にわたる頭蓋内圧監視が可能な小型完全埋め込み式頭蓋内圧計の開発に努力し，臨床応用が可能となったので報告する[14)15)]．

## II　OSAKA 式頭蓋内圧計の原理および構造

この頭蓋内圧センサーは，主として水頭症患者の脳室内圧測定を目的として作られたもので，脳室腹腔短絡機構のフラッシングデバイスと置き換えて使用できる．センサー埋め込み後，頭皮外より埋め込まれたセンサー上にプローベを近づけるだけで，随時連続的に頭蓋内圧を測定できる（Fig. 1）．測定原理は Atkinson[2)]，および Zervas ら[4)24)] のものと同じで，埋め込まれたセンサー内コイルの共振周波数変化を，外部から測定するテレメーター方式を用いている．

我々の埋め込み用センサーの構造図（Fig. 2）に示したごとく，脳室管に接続された導入口(A)より脳室内髄液が導入され，腹腔管に接続された導出口(B)より末梢側へ排出される．センサー内に導入された髄液の圧により，ベローズ(C)は短縮し，ベローズ上部のフェライトコア(D)も移動する．このフェライトコアの移動により，周囲のインダクターコイル(E)のインダクタンスに変化を生じ，これを外部測定機構によって取り出す．ベローズ(C)はボイル・シャール法則に従う温度変化をさけるため，ガスを封入せず真空に封止してある．コイル(E)およびコンデンサー(F)は，髄液の浸潤による変化を防ぐためハーメチックシールされている．ハウジングカバー(G)はセラミックで，ベース(H)はステンレスを用いた．埋め込み後の有害な生体反応を避けるため，ベローズは金メッキを，フェライトコアにはシリコンコーティングを行った．Fig. 3 A にセンサーの部品を，Fig. 3B にこれら部品組み立て後のセンサー外形を示した．これらの構成部品は簡単で，電池および半導体などのアクティブな部品はない．センサーの総重量は8 g である．センサー外形は直径14 mm，高さ15 mm の円筒形で，Pudenz のflushing device とほぼ同大同形である．センサー周囲の外縁には小孔が

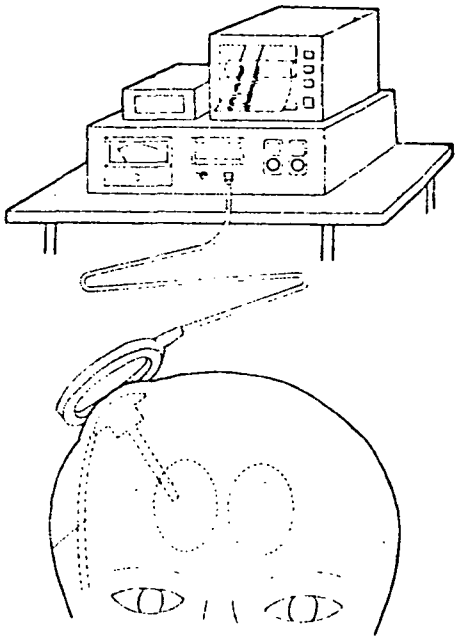


Fig. 1　The arrangement of patient and apparatus for continuous intraventricular pressure (IVP) monitoring. After implantation, the intracranial pressure can be measured through the intact scalp by placing the probe over the sensor.

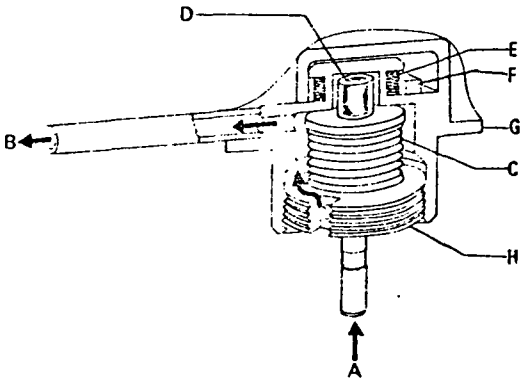
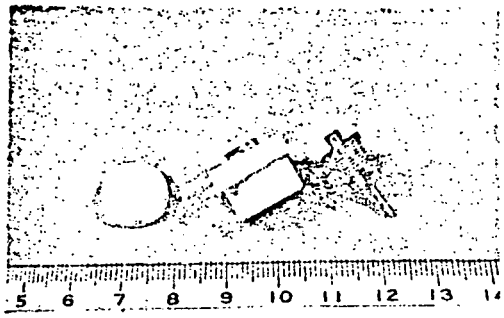
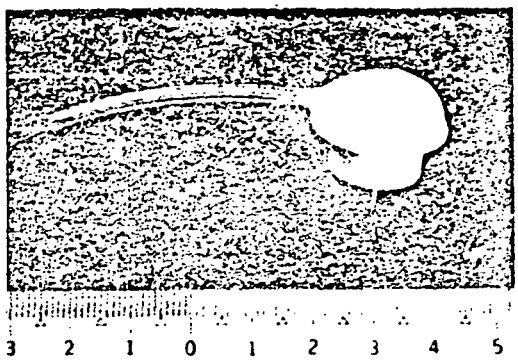



Fig. 2　Schematic diagram of IVP sensor.
A: The inlet of CSF from the ventricular tube, B: The outlet of CSF to the peritoneal tube, C: Bellows, D: Ferrite core, E: Antenna coil, F: Condensor, G: Holding bracket made of ceramic, H: Base made of stainless steel.
The arrows show the pathway through which the ventricular CSF flows.

4個あけてあり，この孔に糸を通して周囲組織にセンサーを固定する．センサー組み立て作業は無菌的に行われ，組み立て時も乾熱滅菌された医療用接着剤を用い



A



B

Fig. 3 A: Parts of the IVP sensor.
B: IVP sensor. This IVP sensor is used in the place of the flushing device in shunt surgery.

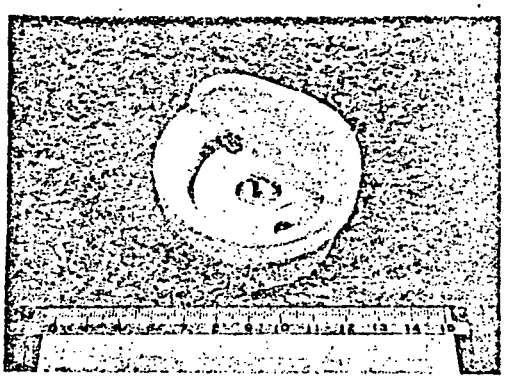


Fig. 4 The IVP sensor is sealed in a specially designed container and the sensor is disinfected. After disinfection, the zero point and the span specific for each IVP sensor is determined.

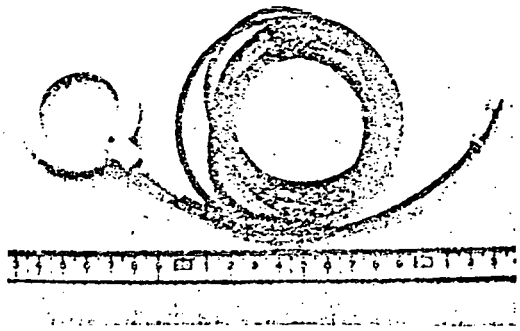


Fig. 5 The external antenna coil (probe).

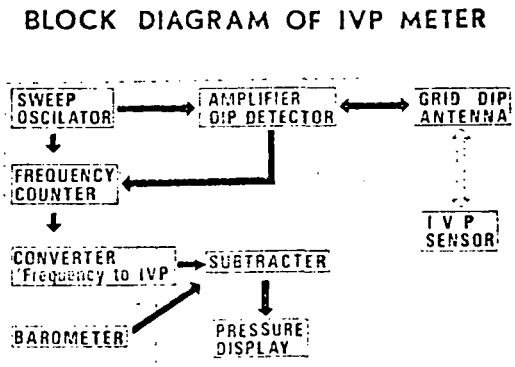



Fig. 6 Block diagram of IVP meter. Errors made by the change of the atmospheric pressure are automatically corrected by a barometer placed in the line.

た．組み立て後，センサーはエチレンガス滅菌され，Fig. 4に示したカプセルに封入される．封入カプセル内は蒸留水で満たされ，一方の開口部は薄いシリコンゴムで密閉されている．以上の滅菌過程ののちに薄いシリコンゴムを通してテスト圧がかけられ，各センサー固有の zero 点，span 調整値が決められる．

当センサー埋め込み後は，ドーナツ型測定プローベを頭皮外に絆創膏で固定し，頭蓋内圧を測定する（Fig. 1）．短時間内の測定であれば，このプローベを手で保持してもよい．プローベの大きさは直径5.2 cmで，その一端より頭蓋内圧計へのケーブルが伸びている（Fig. 5）．ケーブルは3 φと細く柔軟で患者の負担は少なく，測定中患者が仰臥位から坐位になったり，またはベッド上での食事などにはまったく支障がない．Fig. 6 に外部頭蓋内圧計のブロック図を示す．ドーナツ型プローベ内の検出コイルに，周波数350 K. Hz から連続的に周波数を変化させた出力を負荷する．検出コイルを流れる電流は，センサーの LC カップリングの共振周波数のとき，エネルギー吸収が起こりディップする．このディップの最大値点での周波数測定を行い，これを頭蓋内圧に換算して表示する．この媒介となるのは大気圧の変化である．

臨床上用いられる頭蓋内圧は，大気圧に対する相対圧であるが，我々の頭蓋内圧計の場合，測定される頭蓋内圧は大気圧と関係しない絶対圧である．しかし大気圧の変化は無視できない要素であり，我々は頭蓋内圧算定回路内に気圧計を組み込み，自動的に補正を行い，大気圧に対する相対的頭蓋内圧に換算し，mm 水柱で表示した (Fig. 6).

## Ⅱ 測定精度と誤差

OSAKA 式頭蓋内圧計の仕様をTable 1 に示した．測定範囲は一応−500 mm $H_2O$ から＋1,000 mm$H_2O$ であるが，この測定範囲外でも多少の誤差を見込めば測定可能である．

### 1. 経時変化

当センサーは完全埋め込み式であり，埋め込み後の calibration は行えない．したがって時間の経過とともに起こるセンサーのゼロ点移動が最大の問題点である．当センサーで経時変化をきたす要因として以下に列挙するものが考えられる．

① ベローズおよびその補正スプリングの経時変化
② ベローズ内真空度の経時変化
③ コンデンサー容量の経時変化
④ ハウジングの寸法変化

①および②の要因による経時変化は1年間で最大1％以内，通常はほとんど無視しうる範囲内と考えられる．これは当センサーの構造が，長野計器製作所で作られている絶対圧力計の感圧部と相似のものであり，この製作試験から推定されたものである．③コンデンサー容量の変化は$10^4$時間で0.2％以内であるが，これはコンデンサー室のシールが完全であることを前提としている．④による誤差は一応無視できよう．

実際に当センサーの長時間のゼロ点移動を測定した結果，当初はベローズのベースへの接着技術に問題があり，ベローズ内真空度の変化をきたし，さらにコンデンサー室への電解液混入によるコンデンサー容量の変化などから，相当なゼロ点移動を示したセンサーがあった．以上2点の技術改良により，6カ月のランニングテストでゼロ点移動は無視できる範囲内にとどめうるようになった (Fig. 7).

### 2. 温度変化

我々の調査では，頭皮下の温度は体温より1～2℃低い場合が多く，また患者発熱時での測定誤差も考慮に入れなければならない．当センサーのベローズは真空であり，ボイル・シャールの法則による誤差は無視できるが，その他の構成部品の温度変化が問題となる．コンデ

Table 1 Specification of the IVP sensor and meter

| | |
|---|---|
| pressure range | −500～+1,000mm$H_2O$ (gage pressure) |
| repeatability | ±0.75% Fs |
| linearity | ±1.5% Fs |
| hysteresis | 0.75% Fs |
| sensitivity | 0.6% Fs |
| zero drift | negligible |
| temperature error | |
| sensor | −0.25% Fs/c |
| meter | negligible |
| sensor weight | 8 g |
| accuracy of barometer | ±0.05% Fs |
| power (for meter) | AC 100 V 50/60 Hz |
| materials of sensor | |
| capsule | ceramic (alumina) |
| bellows | Ni (Au-plated) |
| connector | sus 316 (Aisi 316) |

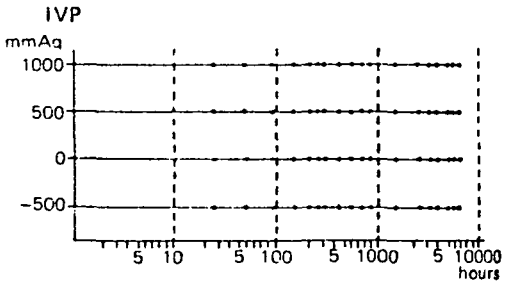



Fig. 7 Results of running test of the IVP sensor. The zero drift was negligible.

ンサー容量の温度変化，ベローズとハウジングの膨張係数の差，フェライトコアの磁性変化を含めた実際の当センサーの温度誤差測定の結果は，標準体温36.5℃を中心にした上下5℃以内では誤差変化は直線的であり，1℃あたり−3.75 mm$H_2O$以内で実用上問題にならない範囲であった．測定方法は恒温槽を使用して温度を変化せしめ，その間外部から基準となる圧力をセンサーに附加し，基準圧に対する測定圧の誤差を読みとったものである．

### 3. 大気圧の変化

OSAKA 式頭蓋内圧計の測定範囲は，標準大気圧10,332 mm$H_2O$(1,013 mb) 下，で前述したごとく−500～+1,000 mm$H_2O$ である．通常の大気圧の変動は，標準大気圧より最大上下に300 mm$H_2O$ 程度で，通常我々が必要とする測定範囲を大きくはずれることはない．しかし今までに観測された最高大気圧（シベリヤにおける1,078.3 mb＝11,003.1 mm$H_2O$）と最低大気圧（室戸台

Table 2

| Height above sea level (meters) | Atmospheric pressure mb | Atmospheric pressure $mmH_2O$ |
|---|---|---|
| 0 | 0 | 0 |
| 10 | − 1.18 | − 12.0 |
| 20 | − 2.36 | − 24.1 |
| 30 | − 3.54 | − 36.1 |
| 40 | − 4.74 | − 48.1 |
| 50 | − 5.89 | − 60.1 |
| 60 | − 7.06 | − 72.0 |
| 70 | − 8.24 | − 84.1 |
| 80 | − 9.41 | − 96.0 |
| 90 | −10.58 | −108.0 |
| 100 | −11.74 | −119.8 |
| 200 | −23.75 | −242.3 |
| 400 | −47.15 | −481.1 |
| 600 | −70.05 | −714.8 |

(The data are for a temperature of 20°C)

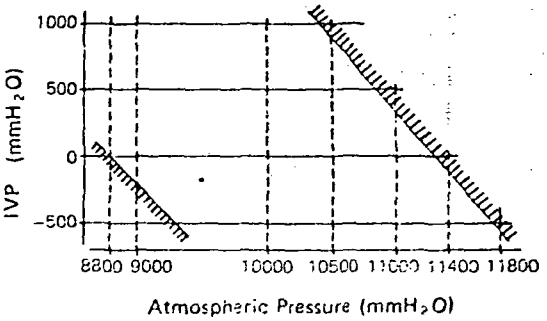



Fig. 8 Range of IVP meter.
For example, at very low atmospheric pressure of 9,000 $mmH_2O$ an IVP of less than about −300 $mmH_2O$ is not reliable. At a high atmospheric pressure of 10,500 $mmH_2O$, an IVP reading over 900 $mmH_2O$ is not reliable.

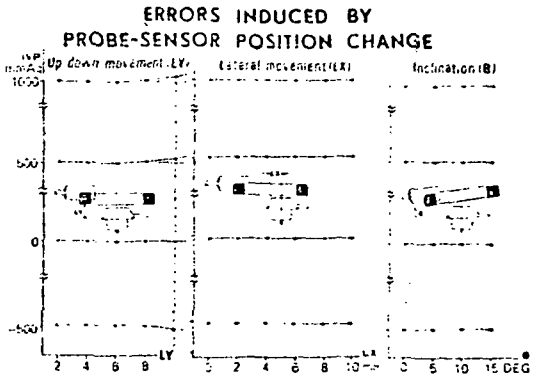



Fig. 9 Errors are negligible when up-down movement of the probe to the sensor is within 10 mm, when its lateral movement is within 10 mm, and when its inclination is within 15 degrees.

異時の 912 mb=9,306.1 $mmH_2O$) では 1,697 $mmH_2O$ の気圧差があり，さらに測定が行われる地点の標高差の影響 (Table 2) も考慮されねばならない．これら気象条件の変化および標高差による気圧変化の総和が，測定時の気圧として内蔵された気圧計（分解能は 1 $mmH_2O$）により補正される．この頭蓋内圧計の測定範囲は，大気圧をゼロとして −500～+1,000 $mmH_2O$ となっているが，大幅な気圧変化が生じた場合は，当然測定許容範囲にも変動がある．この点をFig. 8 に表示した．

4. 外部プローベの位置づれによる誤差

我々の測定方法のごとく，センサー内のコイルと検出コイルを接近させて用いるグリッド・ディップ方式の場合，これらの相互位置関係によって誤差が生じる可能性がある．この点に関する調査結果を Fig. 9 に示す．すなわちセンサーとプローベの垂直距離が 1 cm 以内，中心点の横ずれが 1 cm 以内，センサーとプローベの中心線の傾きが15度以内であれば誤差は無視できる．

5. 各センサー固有値のバラツキ

当センサーはフェライトコアの微小な位置移動を検出するものであり，残念ながら各センサーをまったく同一のゼロ点値およびスパン値にそろえることは現段階では技術的に不可能である．したがって測定にあたっては，各センサーの特性に対して外部頭蓋内圧計に微調整を加える必要がある．この調整は各センサーに表示された固有のゼロ点値，およびスパン値に外部頭蓋内圧計のゼロ点およびスパン調整つまみを操作し，表示された値に合わせることで簡単に行われる．

## Ⅳ 動物による基礎実験

以上の in vitro での実験結果に基づき，実際に頭蓋内圧センサーを動物に埋め込み，脳室内圧測定を行った．

1. 実験方法

体重 9 ～15kgのカオリン水頭症犬[10-11] 5 頭を用いた．正常犬では脳室が小さく実験操作が難しいので，カオリンを大槽内に注入し，2 ～ 3 カ月後 CT scan で脳室拡大を確認したのち実験を行った．2 頭の水頭症犬には nembutal® の静注による麻酔後気管内挿管を行い，腹臥位に固定し，両側頭頂部に穿頭術を行った．一側の穿頭孔より脳室内に脳室管を挿入し，頭蓋内圧センサーに接続，腹側管は閉鎖し盲管とした．他側の穿頭孔から，

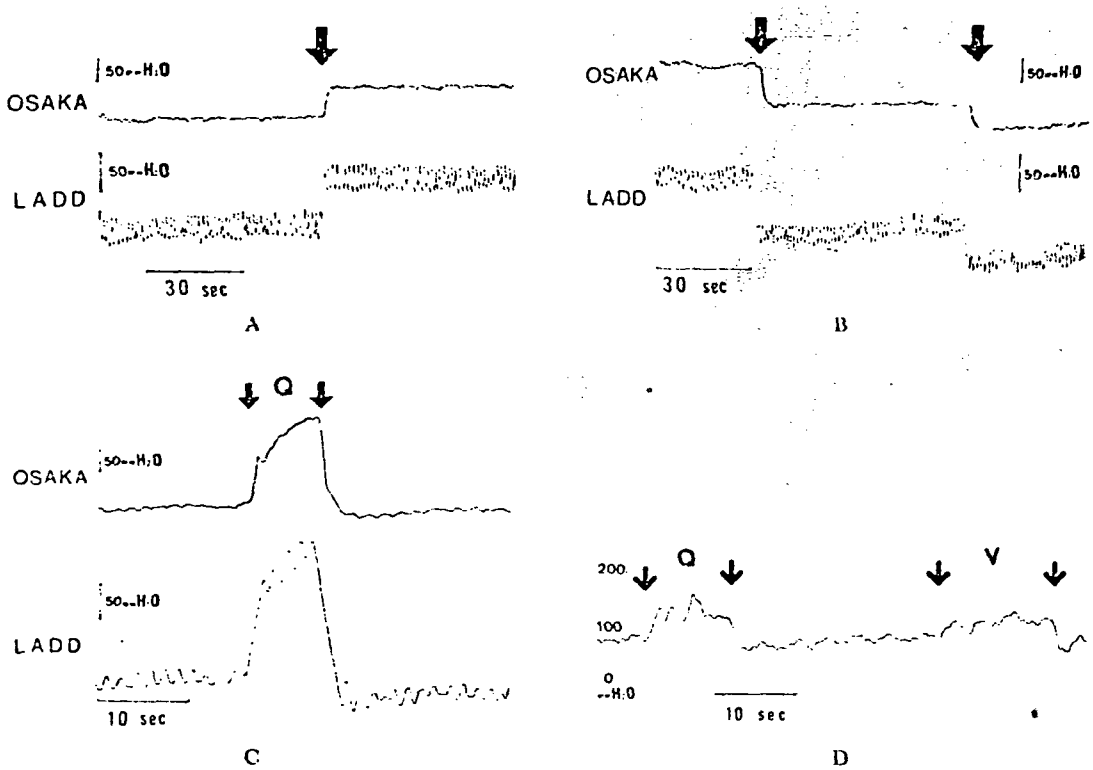



Fig. 10 Ventricular pressure recording of a hydrocephalic dog by our new IVP meter (OSAKA) and the ICP meter made by the LADD corporation (LADD).

A: Elevation of the ventricular pressure when physiological saline was infused into the ventricle (arrow).

B: Decrease of the ventricular pressure when the cerebrospinal fluid was withdrawn from the ventricle (arrows).

C: Elevation of the ventricular pressure at the time of jugular vein compression. (Q: Queckenstedt). The two arrows indicate starting and terminating points of the maneuver.

D: A ventriculo-peritoneal shunt using our new IVP sensor was performed on a hydrocephalic dog. The recording was made seven days after the operation. Q: Queckenstedt maneuver, V: Vulsalva maneuver. The arrows indicate starting and terminating points of these maneuvers.

LADD 社製頭蓋内圧センサーを硬膜外腔に挿入し[11]，同時にマノメーターによる測定のためのチューブを脳室内に挿入した．測定は自発呼吸下およびレスピレーターによる調節呼吸下に，2～4時間の連続測定を行った．さらにその間 Queckenstedt 法あるいは Valsalva 法による圧変化の観察，マノメーターよりの生食注入および髄液除去による人為的圧変化時の観察を行った．水頭症犬3頭では，当センサーを組み込んだ脳室腹腔短絡術を行い，手術直後より適時経時的頭蓋内圧測定を行った．

**2. 実験結果**

当頭蓋内圧計による測定値は，マノメーターの値および LADD 社頭蓋内圧計による指示値とよく一致した (Fig. 10 A, B)．また Queckenstedt 法による圧上昇時にも両測定値はよく連動している (Fig. 10C)．Fig. 10 Dはセンサー埋め込み後7日目に測定したもので，頸静脈圧迫または Valsalva 法による圧上昇によって脳室管の開存が証明されている．脳室腹腔短絡術を行った水頭症犬3頭のうち，1頭は衰弱のため8日目に死亡した．他の2頭では，短絡管手術後2週間圧測定に成功したが，3週目に脳室管の閉塞をきたし測定不能となった．剖検により，圧センサー周囲の組織反応は軽微で，周囲脳の損傷が認められないことが確かめられた．

## V 当頭蓋内圧計の臨床経験

Table 3 に示した成人5例，小児3例の水頭症患者の脳室腹腔短絡機構に当センサーを組み込んだ．5例ではセンサーの末梢側に on-off valve を用いた．これら全症例で頭蓋内圧の連続記録が可能であった．最長観察期間は6カ月である．感染例はなく，当センサーに由来すると思われる合併症は認めていない．

Table 3 Summary of clinical data in eight patients in whom our new IVP sensors were implanted

| Case No. | Sex and Age at time of operation | Etiology of hydrocephalus | Present operation | Findings of IVP recording | |
|---|---|---|---|---|---|
| | | | | Shunt closed | Shunt opened |
| 1 | F. 75yrs | bacterial meningitis | V-P shunt with on-off valve | frequent B waves | no pressure waves |
| 2 | M. 12yrs | aqueductal stenosis (initial shunt at 4yrs of age) | revision of V-P shunt with on-off valve | A and B waves | some B waves remained |
| 3 | M. 1yr 6mo | Chiari type II | revision of V-P shunt | A and B waves | no pressure waves |
| 4 | M. 2yrs | unknown (initial shunt at 18 months of age) | revision of V-P shunt | no recording | no pressure waves |
| 5 | F. 54yrs | NPH Arzheimer? | V-P shunt with on-off valve | some B waves at sleep | no pressure waves |
| 6 | M. 19yrs | non-ruptured large AVM in basal ganglia | V-P shunt with on-off valve | no pressure wave | no pressure waves |
| 7 | M. 50yrs | A. com aneurysm post- SAH | V-P shunt with on-off valve | some B waves | no pressure waves |
| 8 | M. 30yrs | aqueductal stenosis (initial shunt at 23 yrs of age) | conversion from V-A to V-P shunt with on-off valve | frequent B waves | no pressure waves |

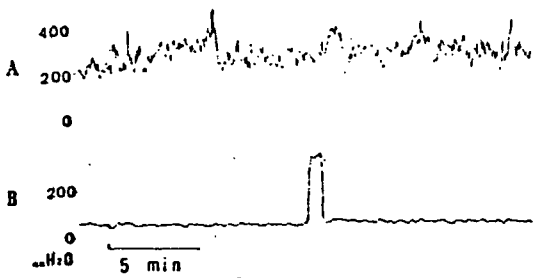



Fig. 11 IVP recording of a hydrocephalic boy 18 months of age. (Case 3).

He was born with lumbosacral myelomeningocele. The myelomeningocele was repaired shortly after birth, and accompaning hydrocephalus was treated by a V-P shunt. During revision of the shunt, our IVP sensor was used instead of a flushing device. When the shunt was occluded by a silver clip on the peritoneal tube, numerous pressure waves appeared (A). When the shunt was opened, the pressure waves disappeared and the baseline pressure was lowered (B). The pressure rise in the mid-portion of the recording B was induced by jugular compression.

8例中1例(Case 4)において，4カ月後の圧測定で，臨床上考えられない陰圧（仰臥位で−200～−300mmH$_2$O）が記録され，腰椎穿刺による圧と比較して，約200～300mmH$_2$Oの陰圧方向へのずれ傾向が示唆された．検討の結果，これはコンデンサー室への髄液浸入によりコンデンサー容量が変化して生じたものと思われた．ただちにセンサー製造課程でのコンデンサー室コーティングの補強がなされた．以下，代表的2症例を提示する．

**Case 3:** 1才6カ月男児．出生時に腰仙部髄膜瘤を認め，翌日髄膜瘤根治術がなされた．その後水頭症の発症を認め，生後10日目に脳室腹腔短絡術がなされた．以後外来で観察されていたが，CT scan で脳室の縮小は認められず，頭囲の拡大をきたしたので入院させた．造影剤による shuntgram[1] により腹腔管の閉塞が確認された．短絡管再建術の際，flushing device の代わりに当センサーを用いた．また手術時に銀クリップで腹腔側を閉鎖し，24時間頭蓋内圧測定を行ったのち銀クリップを除去，腹腔管を開通せしめた．腹腔管閉鎖時には圧波の出現を認めたが，腹腔管開通後圧波は消失した(Fig. 11 A)．センサー埋め込み後，1，3および4カ月後外来で圧測定を行ったが，脳室内圧は正常範囲内にあり圧波を認めなかった．脳室管開存は頸静脈圧迫時の圧上昇で確認できた（Fig. 11 B）．なお短絡管再建術後1カ月のCTで，脳室は著明に縮小していた．

**Case 8:** 30才男性．8年前視力低下，頭痛をきたし，検査の結果水頭症と診断され，脳室心耳短絡術を受けた．以後元気に過ごしていたが，再び頭痛，嘔吐をきたし，CT scan で脳室拡大を認めたため入院させ，制癌

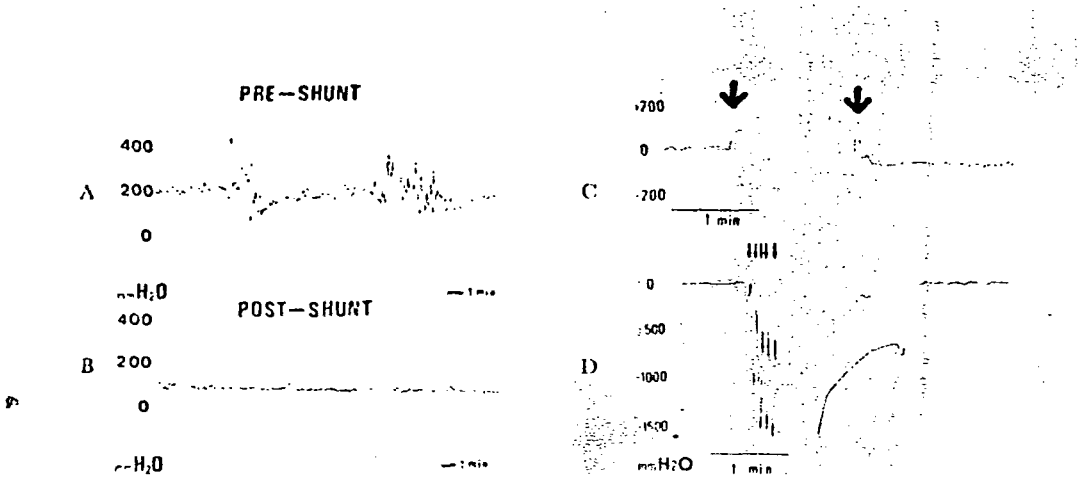



Fig. 12 A 30-year-old male (Case 8) was admitted for revision of the obstructed shunt 8 years after the initial shunt. At the revision, our sensor and an on-off valve were used.
Prominent pressure waves at closure of the shunt (A) disappeared when the shunt was opened (B).
C: Pressure changes were induced by positional change from lying down to sitting up (left arrow) and from sitting up to lying down (right arrow).
D: When the flushing device of the on-off valve was manipulated (arrows), enormous negative pressure was recorded. This was due to the slit ventricle which temporarily obstructed the ventricular tube at the time of manipulation.

した脳室心耳短絡管を抜去，新たに当センサーおよびon-off valve を使用して，脳室腹腔短絡術を施行した．術後 on-off valve を閉じると基準圧が上昇，圧波が出現し同時に頭痛を訴えた．On-off valve を開放すると基準圧が下降，圧波も消失した（Fig. 12 A, B）．術後1～2カ月後外来で圧測定を行った．Fig. 12 C は体位変換時の圧変化である．仰臥位から坐位になる際，圧は一時50～100 mmH₂O上昇したのちに急激に下降．－100～－200 mmH₂O の陰圧となる．坐位から仰臥位になったときも同様，一時的に圧は上昇したのちに基準圧よりやや下方で安定する．坐位をとる前の圧に戻るには5～20分程度かかることがある．On-off valve の flushing device を操作すると，－1,600 mmH₂Oから－1,800 mmH₂Oに達する陰圧を記録し，やがて1～2分で徐々に直線的に圧が上昇し基準値に戻った（Fig. 12 D）．これは flushing device 操作による陰圧で，脳室管が一時的に閉塞したものと考えられた．CT scan により当患者の脳室は slit ventricle になっていることが判明した．3カ月後患者が軽度頭痛を訴えて来院，外来で圧測定を行ったが異常を認めず，短絡管は機能していると判断した．翌日頭痛は消失し，患者は元気となった．頭痛の原因は不明である．

## 考　　察

脳神経外科的治療の多くが頭蓋内圧を低下させることを目的としており，減圧術施行時期およびその効果判定における頭蓋内圧モニターの重要性は論を待たない．しかし従来なされてきた腰椎穿刺による頭蓋内圧測定は，その操作自体が herniation を誘発する危険性があるのみならず，1～2分間の限られた時間での測定値では，頭蓋内圧の変動を正確に反映できない欠点があった．

頭蓋内圧を連続的に記録しようとする試みは，Lundberg[7] の画期的報告以来多くの研究者によってなされてきた．本邦でも Nagai ら[6]，Yoneda ら[22][23]，Numoto ら[13]によって頭蓋内圧計が考案され，頭蓋内圧の連続記録により多くの知見が得られている．しかしこれらの頭蓋内圧計の最大の欠点は，完全埋め込み式でなく，頭皮外に電線あるいはチューブなどを出しているため，常に外界からの感染の危険性があり，そのため2～3週間以上の長期観察ができないことである．この欠点のない完全埋め込み式頭蓋内圧計の開発は，1967年の Atkinson[1] による試作品発表以来多くの努力がなされてきた[3][10][18][19][20][24]．Atkinsonの試作品は非常に高価で，一般の実用には供せられなかった．最近 Rylander ら[20]が新しい小型完全埋め込み式頭蓋内圧計を開発した．我々の頭蓋内圧計も Atkinson[2]，Rylander ら[20] と同様の原理によるテレメーター方式をとっているが，彼らの頭蓋内圧計の欠点を改善している．第1に，彼らのセンサーではベローズ内にガスを封入してあるため，ボイル・シャールの法則に従う温度変化が不可避である．体温は発熱時などには大きく変動するし，その上，頭皮下の温度は必ずしも体温と同一とは限らず，彼らの装置ではこの要因による誤差が無視されている．第2に，彼らの装置では大気圧の変動に対する配慮が十分になされておらず，すでに述べたごとく，この要因を無視しては正確な頭蓋内圧を得る

ことはできない．

Zervas ら[4)24)]のセンサーは，頭皮の内側に接して設けられた膜が，頭蓋内圧により頭皮側(外側)に変位する量をコイルのLの変化としてとらえ，我々の場合同様，頭皮外のコイルで検出するものである．この装置では頭皮と検出コイルの間にカフを入れ，このカフ圧により膜を平衡位置まで圧下することにより，センサー埋め込み後のキャリブレーションを可能にした点が長所である．この装置では測定時にキャリブレーションが行われるため，温度変化および大気圧変動による誤差はほとんど無視できるものと思われる．しかし Zervas らの装置の欠点としては，(1)頭蓋内圧によって持ち上げられる頭皮は，術後浮腫またはその後の線維性瘢痕形成などにより測定条件が異なり，これによる精度上の不安があろう．(2)アンテナコイルとカフの装着が容易とは思えず，患者の負担が大きく，長時間の連続測定に不安がある．またキャリブレーション操作が面倒である．(3)原理的に陰圧が測定できないことなどが考えられる．

彼らの装置に比較して，我々の頭蓋内圧計の長所は，(1)温度変化による誤差をほとんど消去できたこと，(2)大気圧による影響を補正したこと，(3)面倒なキャリブレーションの操作を必要としないこと，(4)測定時プローブの頭部への装着が容易で，患者に与える負担がほかのものに比べ非常に少なく，長時間の測定ができることなどである．

現時点での我々の頭蓋内圧計の問題点，および今後の改善計画は以下のとおりである．

(1) 脈波の記録ができないこと：グリッド・ディップ方式による共振周波数の測定，すなわち頭蓋内圧の測定は1秒間に5回なされているにすぎない．したがって現装置では脈波をとらえることが不可能である．脈波が記録できるよう，外部頭蓋内圧計を改良し，1秒間に50回の測定を行う予定である．

(2) ゼロ点移動：これまで1例を除いてセンサーのゼロ点移動が生じた臨床的徴候はなく，現時点で少なくとも3～4カ月間は問題はないと思われる．しかし，より長期間でのゼロ点移動の有無には多少の不安がある．今までゼロ点移動に対するランニングテストは，大気圧下，人工髄液中でなされていた．しかしセンサー埋め込み後は，大気圧の変動のみならず姿勢の変化，運動時および脈波などによる急激な圧変化にさらされるので，変動する圧負荷を行った状態でのランニングテストが必要である．

(3) ハウジングの手直し：現在のセンサーは成人に使用する場合には問題ないが，小児ではセンサーの厚さを減ずる必要があり，この点での手直しを行っている．またコンデンサー室への髄液の侵入を完全に防ぐために，ハウジング構造の設計改善を行いつつある．またハウジングの構造を変えて，硬膜外圧測定用および硬膜下圧測定用センサーを製作中である．

我々の頭蓋内圧計は主として水頭症患者の長期観察，特に短絡管機能を頭蓋内圧の面から追跡する目的で設計，製作されたものである．すでに指摘したごとく，短絡管機能の正確な判定は意外に難しいものであるが[1)5)12)13)-16)21)]，この頭蓋内圧計の使用によって，短絡管機能の判定がより容易になされるとともに，従来ほとんど知られていなかった短絡管術後水頭症患者の長期の頭蓋内圧変動がどのようなものであるかが判明してくるものと期待される．さらに前述したごとく，当センサーのハウジング部分の手直しによって，硬膜外圧および硬膜下圧の測定も可能であり，頭蓋内圧亢進の進行が予想される脳外科手術術後，頭部外傷，クモ膜下出血などの血管障害患者，さらには悪性腫瘍患者の長期の follow-up にも利用できるものと思われる．

## 文　献


1) Amador, L. V., Java, D. & Porras, C. L.: Valvulography. A test for patency of Holter valve shunts. *Am J Dis Child* 117: 190-193, 1969

2) Atkinson, J. R., Shurtleff, D. B. & Foltz, E. L.: Radiotelemetry for the measurement of intracranial pressure. *J Neurosurg* 27: 428-432, 1967

3) Barbaro, V. & Macellari, V.: Intracranial pressure monitoring by means of a passive radiosonde. *Med Biol Comput* 17: 81-86, 1979

4) Cosman, E. R., Zervas, N. T., Chapman, P. H., Cosman, B. J. & Arnold, M. A.: A telemetric pressure sensor for ventricular shunt systems. *Surg Neurol* 11: 287-294, 1979

5) Harbert, J., Haddad, D. & McLullough, D.: Quantitation of cerebrospinal fluid shunt flow. *Radiology* 112: 379-387, 1974

6) Ikeyama, A., Maeda, S., Nagai, H., Furuse, M., Igarashi, I., Inagaki, D. & Kitano, T.: Epidural measurement of intracranial pressure by a newly developed pressure transducer. *Neurol Med Chir* 17 (Part II): 1-8, 1977

7) Lundberg, N.: Continuous recording and control of ventricular fluid pressure in neurosurgical practice. *Acta Psychiatr Scand* 36 [Suppl] 149: 1-193, 1960

8) McGraw, C. P.: Continuous intracranial pressure monitoring: Review of techniques and presentation of method. *Surg Neurol* 6: 149-155, 1976

9) Meyer, G. A., Millis, R. M. & Budzinski, B. S.: Validation of a new technique for measurement of intracranial pressure with a scintillation counter. *Neurosurg* 2: 35-38, 1978

10) 村田高穂，森 惟明，半田 肇，中野善久：実験水頭症犬における CT. 小児の脳神経3：99-106 1978

11) 村田高穂：実験水頭症犬における CT. 第2報：脳室拡大及び periventricular lucency (PVL) と頭蓋内圧との関係. 脳神経 31：313-321, 1979

12) Murtagh, F. R., Quencer, R. M. & Poole, C. A.: Cerebrospinal fluid shunt function and hydrocephalus in the pediatric age group. A radiographic/clinical correlation. *Radiology* 132: 385-388, 1979

13) Numoto, M., Wallman, J. K. & Donaghy, R. M. P.: Pressure indicating bag for monitoring intracranial pressure. *J Neurosurg* 39: 784-787, 1973

14) Osaka, K., Murata, T., Okamoto, S. & Handa, H.: Clinical experience with our newly developed pressure-transducer in the treatment of hydrocephalus. "Shunts and problems in shunts"; Abstract of 8th International Society for Pediatric Neurosurgery, 1980, 22pp

15) 李坂邦彦，太田富雄：短絡管機能判定法（各種機能判定法と短絡管系にくみこまれた頭蓋内圧計の開発）. 脳外 8：811-817, 1980

16) Osaka, K., Yamasaki, S., Hirayama, S., Sato, N., Ohi, Y. & Matsumoto, S.: Correlation of the response of the flushing device to compression with the clinical picture in the evaluation of the functional status of the shunting system. *Childs Brain* 3: 25-30, 1977

17) 李坂邦彦，平山昭彦，山崎 駿，朝田雅博，松本 悟：いわゆる"代償性"水頭症に対する一考察. 脳外 5：437-443, 1977

18) Raimondi, A. J., Robinson, J. S. & Kuwamura, K.: Complication of ventriculo-peritoneal shunting and a critical comparison of the three-piece and one-piece systems. *Childs Brain* 3: 321-342, 1977

19) Rudd, T. G., Schurtleff, D. B., Loeser, J. D. & Nelp, W. B.: Radionuclide assessment of cerebrospinal fluid shunt function in children. *J Nucl Med* 14: 683-686, 1973

20) Rylander, H. G., Taylor, L., Wissinger, J. P. & Story, J. L.: Chronic measurement of epidural pressure with induction-powered oscillator transducer. *J Neurosurg* 44: 465-478, 1976

21) 山崎 駿，李坂邦彦，平山昭彦，藤田勝三，松本 悟：カメレオンプリント紙を利用した新しい髄液短絡管の機能判定法. 脳外 6：253-257, 1978

22) Yoneda, S., Matsuda, M., Handa, J. & Handa, H.: Continuous measurement of intracranial pressure with SFT; Clinical experience. *Surg Neurol* 4: 289-295, 1975

23) Yoneda, S., Matsuda, M., Shimizu, Y., Handa, J., Handa, H., Oda, F., Matsuo, K. & Taguchi, N.: SFT—a new device for continuous measurements of intracranial pressure. *Surg Neurol* 1: 13-15, 1973

24) Zervas, N. T., Cosman, E. R. & Cosman, B. J.: A pressure-balanced radio-telemetry system for the measurement of intracranial pressure. A preliminary design report. *J Neurosurg* 47: 899-911, 1977