

温度補正機能を持った受動型埋込み式頭蓋内圧計の開発*

真 柄 睦**・斉藤 義明**・木 竜 徹***・牧野 秀夫***・田中 隆一†

1. は じ め に

脳外科手術後や水頭症患者に見られる頭蓋内圧の亢進は、直接生命の危険に関わっており、その連続的なモニタリングが重要視されるようになってきている。頭蓋内圧は19世紀末からカテーテルに髄液を導いて測定する方法により測定されるようになり、近年ではその波形自体も研究対象とされるようになったため、波形歪みのないカテーテル先端型頭蓋内圧計も開発されている¹⁾。しかし、これらの方法はカテーテルが頭皮を貫通する方式であるため、常に細菌感染の危険があり、一時的な測定にしか用いることができない。一方、臨床的には半年あるいは1年といった長期間にわたる測定が望まれるようになっており、センサ全体を皮下に埋め込むことが可能なテレメータ式頭蓋内圧計が必要となってきている。

完全埋込み式頭蓋内圧計の一つの方式として、受動型テレメータがある²⁻⁵⁾。受動型テレメータはLC共振回路からなるセンサと体外からセンサの共振周波数を測定する装置で構成されている。センサは圧力に応じてダイヤフラムなどが上下し、その変位によってセンサの共振周波数が変化するように工夫されている。この方法はセンサ部に電池が不要で構造が簡単であり、小型化できる点が特長である。

これらの受動型センサの問題点の一つとして、温度による共振周波数の変化があげられる。センサ内に封入されたガスは、ボイル・シャルルの法則にしたがって温度に合わせて体積を変化させ、ダイヤフラムの変位を引き起こす。この変位によって不必要な共振周波数変化が生じる。また、コイル、コンデンサ、フェライト、ペローズなどのセンサ構成部品の電氣的、機械的な温度特性による共振周波数の変化も考えられる。その対策として、センサ内を真空にしたり⁵⁾、各部品の

温度特性を互いにキャンセルし合うように組み合わせる方法が考えられるが、製造手順を複雑にしたり、製造時の特別な配慮や部品の選別を行う必要を生じさせ、コストの上昇を招く。そこで実際に圧力と同時に温度を測定して、温度による変化を補正する方法が考えられるが、従来の受動型テレメータでは、圧力と温度の同時測定はできなかった。

われわれは、従来より水晶振動子を用いた温度測定用受動型テレメータの開発を進めてきた⁶⁾。また、共振周波数の異なった複数のセンサを埋め込み、おのおのの共振周波数を時分割的に測定することにより、多点の温度を測定する装置も開発している⁷⁾。そこで、今回、この原理を応用し、頭蓋内の圧力と同時に温度を測定し、圧力センサの温度特性の補正を可能とするための原理を確認する装置を試作した。本論文では、この装置の原理と実験で得られた特性について述べる。

2. 原 理

2・1 センサの原理

センサは圧力検出部と温度検出部に分けられ、それぞれが水晶振動子とコイルからなる共振回路となっている。

2・1・1 圧力検出部 水晶振動子は数万という高い Q を持った共振回路で、その共振周波数は非常に安定で経年変化が少なく、時計などの基準クロックとして利用されている。水晶振動子の持つ高安定な性質を保持しながら、その共振周波数を変化させる方法として、第1図に示すように水晶振動子にコイルを直列に接続する方法がある。このとき、全体の共振角周波数 ω_r は

$$\omega_r = \frac{1}{4} \{ p + (p^2 - q)^{1/2} \}^{1/2} \quad (1)$$

$$p = 1/(L_0 C_0) + 1/(L_0 C) + 1/(L_s C)$$

$$q = 4/(L_0 L_s C_0 C)$$

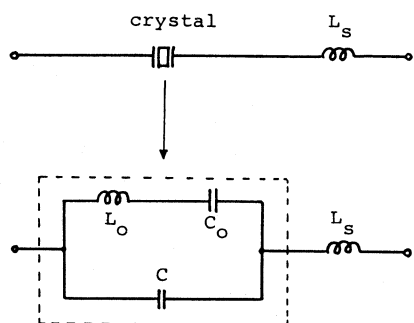
で与えられる。このとき、一般に水晶振動子の等価インダクタンス成分 L_0 は大きな値であるので、コイルのインダクタンス L_s を十分に小さい値にしておけ

* 1988年9月1日受付, 1988年12月7日改訂

** 新潟大学大学院自然科学研究科

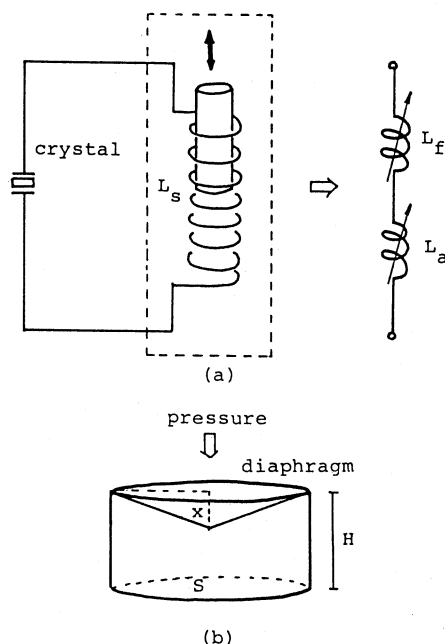
*** 新潟大学工学部情報工学科

† 新潟大学脳研究所脳神経外科



第1図 水晶振動子を用いた埋込み式センサの原理

Fig. 1 Principle of implantable sensor using a quartz resonator



第2図 センサの等価回路(圧力検出部)

(a)等価回路, (b)ダイヤフラムの変位

Fig. 2 Equivalent circuit of pressure sensing unit
(a)Equivalent circuit, (b)Displacement of diaphragm

ば、全体の Q はコイルだけの場合に比べておよそ L_0/L_s 倍となり、高安定な共振回路となる。しかも式(1)からコイルのインダクタンス L_s を変化させることにより、共振角周波数 ω_r をわずかに変化させることができることがわかる。本センサの圧力検出部にはこの原理を用いている。

第2図(a)に圧力検出部の等価回路を示す。センサは空気で満たされた円筒形密閉容器に収められ、フェライトが圧力に応じてソレノイド・コイル L_s 中を動く方式となっている。ボイル・シャルルの法則から気体の体積 V は絶対温度 T に比例し、圧力 P に反比例

するため

$$V = kT/P \quad (2)$$

の関係を持つ。ここで k は定数である。もし第2図(b)に示すように圧力に応じてダイヤフラムが円錐状に形を変えたと考えれば、フェライトの変位 x は

$$x = 3\{H + (k/S)(T/P)\} \quad (3)$$

と表われる。ここで H は容器の高さ、 S は底面積を表わす。次にフェライトの変位 x とソレノイド・コイルのインダクタンス L_s の関係について考える。ソレノイド・コイルはフェライトが巻線を通して部分 L_f と通過していない部分 L_a とが密に結合した上で直列接続したものと考えられる。インダクタンス L_f と L_a は、それぞれ

$$L_f = K(r, l_f + x) \pi \mu_r \mu_0 n^2 r^2 (l_f + x) \quad (4)$$

$$L_a = K(r, l_a - x) \pi \mu_0 n^2 r^2 (l_a - x) \quad (5)$$

で与えられる。ここで μ_0 は空気の透磁率、 μ_r はフェライトの比透磁率、 n は単位長当りのコイルの巻数、 r はソレノイドの半径、 l_f 、 l_a は変位がないときのフェライトが通過している部分と通過していない部分の長さである。 $K(r, l)$ はコイルの半径と長さで決まる係数で長岡係数⁸⁾と呼ばれている。コイル全体のインダクタンス L_s は L_f と L_a が密結合と仮定すれば

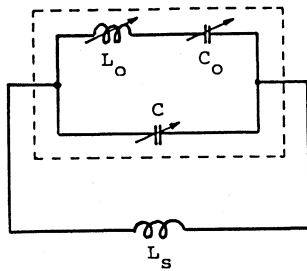
$$L_s = L_f + L_a + 2(L_f L_a)^{1/2} \quad (6)$$

で表われる。このときフェライトの比透磁率は数十～数千あり、変位 x によってコイルのインダクタンス L_s が大きく変化し、回路の共振周波数を変化させることになる。またこのコイルは2・2節で説明する測定用プローブとの電磁的な結合コイルの役割も果たす。

2・1・2 温度検出部

式(2)に示すように、センサ内の空気の体積は圧力だけではなく、温度によっても変化してしまう。頭蓋内圧は通常大気圧をゼロとして相対的に計られ、その大きさはわずか数 mmHg のオーダーである。しかし完全埋込み式頭蓋内圧計は受圧面を大気に開放することにより大気圧との差圧を直接測定する方法が採れないため、実際には約 760 mmHg の大気圧とそこに重畳した頭蓋内圧を合計した圧を測定し、そこから大気圧を減ずる方法が用いられる。したがって式(2)中の圧力 P の値は実際には大気圧を含んだおよそ 770 mmHg 程度となり、1°C の温度変化に起因する 1/300 程度の空気の体積変化を圧力換算すれば頭蓋内圧と同程度の数 mmHg に達する。そのため温度を測定し、その補正を行わなければ正確な圧力を知ることはできない。第3図に温度検出部の等価回路を示す。温度検出部は圧力検出部と同様に水晶振動子とコイルからなるが、コイルのインダク

temperature depending crystal



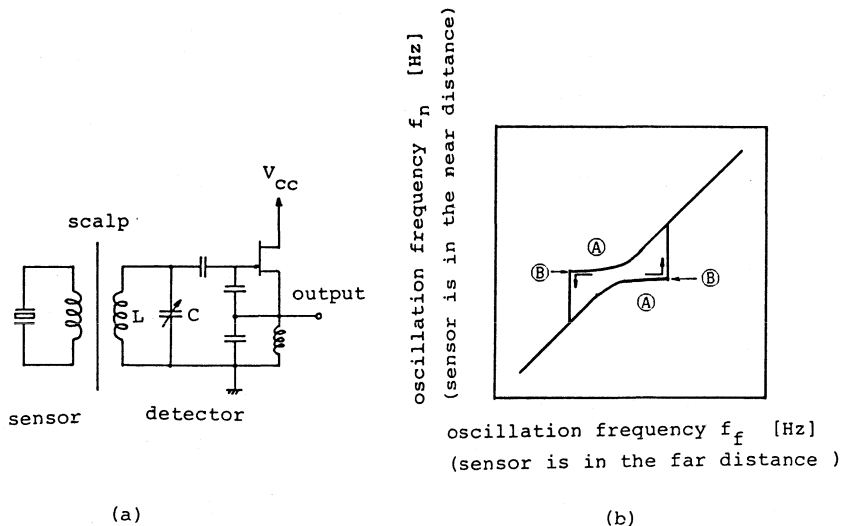
第3図 センサの等価回路 (温度検出部)

Fig. 3 Equivalent circuit of temperature sensing unit

タンス L_s を変化させる方法とは逆に水晶振動子自身の回路定数 L_o , C_o , C を変化させることにより共振周波数を変化させる方法を用いている。一般に水晶振動子は環境変化に対して非常に安定した共振周波数を持つが、カットの方法によって温度依存性を持たせることができる⁹⁾。ここで用いる水晶振動子は、Ys カット (+側に5度ずらしたYカット) によって、共振周波数が温度に依存して変化する特性を持ったものである⁶⁾。また温度検出部のコイルは測定用プローブとの電磁的な結合コイルの役割だけを果たす。

2.2 測定装置の原理

第4図(a)に体外からセンサの共振周波数を測定するシステムの等価回路を示す。ただし、ここではセンサを水晶振動子と結合コイルのみの形で表わしている。

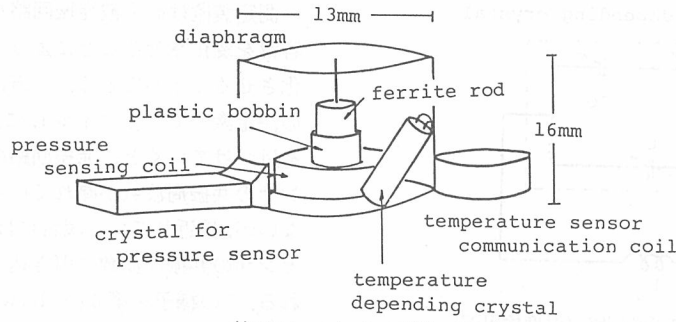


第4図 測定装置の原理

(a) テレメータシステムの等価回路, (b) 共振周波数の測定原理

Fig. 4 Principle of measuring system
(a) Equivalent circuit of telemetry system, (b) Principle of resonance frequency detection

測定装置は高周波発振回路を持ち、コンデンサ C の容量を変化させることによって自励の発振周波数を変化させることができる。一方、もう一つの発振周波数の決定素子であるコイル L に、センサ部の結合コイルを近づけていくと、発振回路の自励の発振周波数とセンサの共振周波数が離れている場合には変化が見られないが、接近している場合には発振周波数が Q の高いセンサの共振周波数に引き込まれてしまう現象が見られる。この様子を第4図(b)に示す。横軸はLC発振回路の自励の発振周波数でセンサとの電磁結合がない場合の発振周波数、縦軸はセンサを近づけコイル間の電磁結合が密になったときの発振周波数を示す。LC発振回路の発振周波数を連続的に変化させていくと、センサの共振周波数に引き込まれて発振周波数があまり変化しない部分 (図中A) が現われ、さらに変化させると引き込み可能な範囲から外れて急激に発振周波数が変化する部分 (図中B) が現われる。このB点の周波数はセンサの共振周波数によって変化する。図からもわかるように発振周波数の変化はヒステリシスを持つが、自励の発振周波数を変化させる方向を一方方向に固定すればB点の周波数を測定することによって共振周波数の変化を知ることができる。2.1に示したセンサは圧力、温度によって共振周波数が変化するため、その共振周波数を測定することによって圧力、温度を知ることができる。



第5図 センサの構造

Fig. 5 Structure of the sensor

3. 測定装置の構成

3.1 センサの構造

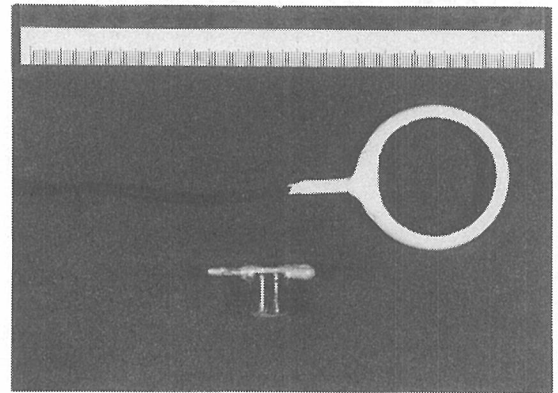
第5図に実際のセンサの構造を示す。圧検出用ダイヤフラムはポリウレタンの薄膜にシリコンゴムを塗布したもので、受圧面の直径は13mmである。受圧面の中心軸上に直径0.6mmのワイヤを介して、直径3.2mm、長さ4.7mmの円筒形のフェライトを取り付けてある。圧検出および結合用のコイルは直径約4mmのボビンに銅線を50回巻きにしたもので、インダクタンスおよび抵抗はそれぞれ $14.9\mu\text{H}$ 、 2.5Ω である。水晶振動子は、一般に市販されているもので、共振周波数10.245MHz、インダクタンス分9.4mH、抵抗分 8.4Ω で Q は約70000である。水晶振動子の各特性値の経年変化は常温空气中で1年につき5ppm以内が保証されている。またコイルを含めたセンサ全体の Q はおおよそ50000である。

温度検出部には Y_s カットにより温度依存性を持った水晶振動子を用いている。水晶振動子は直径3mm、高さ8mmの金属製円筒形ケースに収められている。共振周波数は約10.6MHzで、温度が 1°C 上昇するごとに、共振周波数も約1kHz上昇する。センサ内の空気の温度を測定するために、水晶振動子は筐体中に入れ、接着剤で固定する。結合コイルは圧力検出部の結合コイルと同じ構造である。圧力検出部と温度検出部の結合コイルが重なり合うと、両コイル間に強い電磁

結合が生じ、おのおのの等価インダクタンスが変化するため、センサの共振周波数が変化してしまう⁷⁾。そこで両コイルが重なり合わないよう、温度検出部の結合コイルは筐体外に設置し、歯科用レジンで固定、補強している。第6図にセンサと共振周波数測定用のプローブコイルの写真を示す。

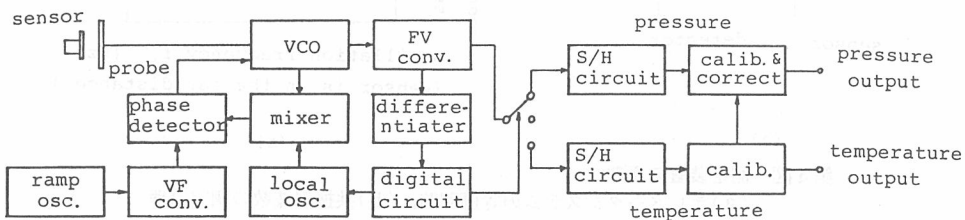
3.2 測定装置の構成

第7図に測定装置のブロック図を示す。高周波発振回路はプローブコイルを発振周波数決定用のコイルとし、毎秒60回の割合で発振周波数を掃引している。プローブコイルをセンサに近づけると、発振器は掃引途中でセンサの共振周波数に引き込まれる。発振周波数は常に復調されており、微分器によって引き込み現象



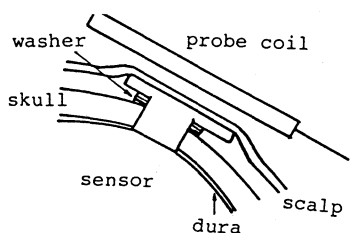
第6図 センサとプローブ

Fig. 6 Sensor (lower) and probe (upper)



第7図 測定装置とブロック図

Fig. 7 Block diagram of measuring system



第8図 測定装置の使い方

Fig. 8 Arrangement of implantable sensor and probe coil

から外れる点が検出される。そのときの復調器出力はセンサの共振周波数に対応しており、サンプル・ホールド回路(以下 S/H 回路と略す)によって保持される。

測定装置は通常、連続して圧力を測定しており、約 8 秒に 1 回の割合で共振周波数を切り換えて温度測定を行う。圧力用、温度用それぞれの S/H 回路出力は、変換回路によって圧力、温度に校正される。圧力データはさらに温度補正され、温度データと同時にモニタ、レコーダ等によって表示・記録される。

3.3 測定装置の使い方

第8図に測定装置の使い方を示す。センサの大きさに合わせて穿頭術を行い、硬膜上にセンサを装着する。センサの受圧面が硬膜面とほぼ coplane になるように生体適合性の良い材料で作られたワッシャ等で高さを調節した後、センサを固定する。頭皮を縫合した後、頭皮上からセンサを覆うようにプローブをあて測定を行う。

4. センサの校正

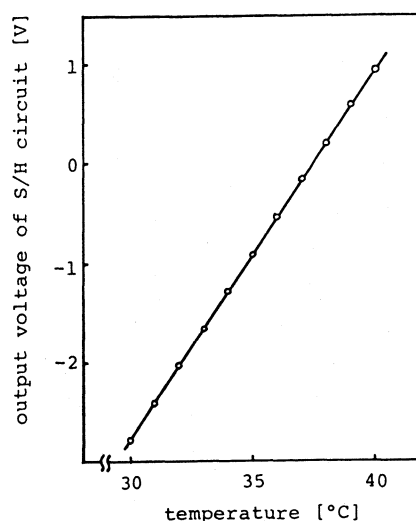
4.1 温度検出部の校正

約 5 l の暖めた水中にセンサと最小目盛りが 1/10 °C の棒状標準温度計を入れ、磁石式スターで攪拌しながら自然冷却中に温度と温度用 S/H 回路の出力電圧を測定した。温度降下速度は 1 時間当たり約 5 °C 程度のゆっくりした速度である。

測定結果を第9図に示す。1 °C 当りの電圧変化は約 0.37 V で、リニアリティも非常に良いことがわかる。

4.2 圧力検出部の校正

圧力検出部の共振周波数を測定し、式(1)、(4)～(6)の関係をいれればフェライトの変位 x を求めることができ、さらに続いて温度検出部で測定した温度 T と変位 x を式(3)に代入することによって圧力 P は一意に求めることができる。しかし、これを計算で求めるのは時間がかかり実時間での圧力表示が困難となる。またハードウェアによりその計算を忠実に再現したとしても、回路が複雑になる上、途中で発生する



第9図 温度の校正曲線

Fig. 9 Calibration curve of temperature sensor

ノイズによる S/N 比の低下が問題となる。また、フェライトの比透磁率なども温度によって変化するため、実際の圧力は必ずしも式(1)～(6)の理論式と正確に一致するものではない。そこで圧力・温度・共振周波数の関係を実験的に求め、簡単な多項式で近似する方法を工夫した。

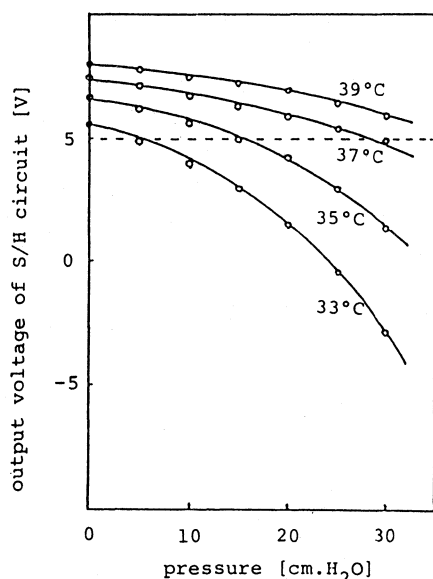
水柱の底にセンサを置き、水柱の高さを変えることによって圧力を変化させて、圧力と圧力用 S/H 回路出力電圧を測定した。水はあらかじめ暖めておき、攪拌しながら自然冷却して、温度と圧力 S/H 回路出力の関係についても調べた。このとき、カテーテル式の圧トランスジューサ(東洋ボールドウィン社製 LPU-0.1)を比較圧力計として用いた。

測定結果を第10図に示す。測定結果から、温度変化による S/H 回路出力の変化が非常に大きいことがわかる。たとえば出力電圧が 5 V(図中の破線)に対応する圧力を見ると、温度 33, 35, 37 °C に対し圧力はそれぞれおよそ 5, 15, 30 cmH₂O と大幅に異なっている。ここからも温度による補正が不可欠であることがわかる。

ここで温度の補正について考える。測定結果から温度が一定のとき、S/H 回路出力は圧力の二次式の形で、ほぼ近似できることがわかる。今、仮に 37 °C を基準にすると、圧力 P_{37} (cmH₂O) と出力電圧 V (V) の関係は次式でほぼ近似できる。

$$P_{37} = 10 \{ (108 - 12.55 V)^{1/2} - 3.79 \} \quad (7)$$

また、温度による補正項は、温度に関する二次式でほぼ近似でき、補正值 P_c (cmH₂O) と温度 T (°C) の関係は次式で示される。



第10図 圧力の校正曲線

Fig. 10 Calibration curves of pressure sensor

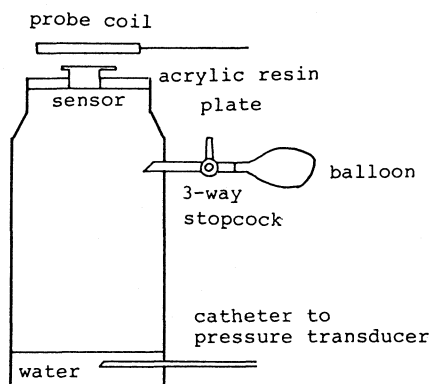
$$P_c = 0.26 T_d^2 - 9.54 T_d + 54.43 \quad (8)$$

ただし, $T_d = T - 30$

したがって, 実際の圧力 P (cmH₂O) は次式で示される。

$$P = P_{37} - P_c \quad (9)$$

このとき, 近似による誤差は基準とした 37°C の温度で圧力範囲 0~30 cmH₂O についてはほぼ無視できる。また温度変化による誤差は 0~10 cmH₂O で約 0.1 cmH₂O/°C, 10~20 cmH₂O では約 0.2 cmH₂O/°C, 20~30 cmH₂O では約 0.6 cmH₂O/°C であり, 温度範囲 32~40°C, 圧力範囲が 0~30 cmH₂O で表示値の約 10% 以内の誤差である。またセンサの構成素子である



第11図 シミュレータの構成

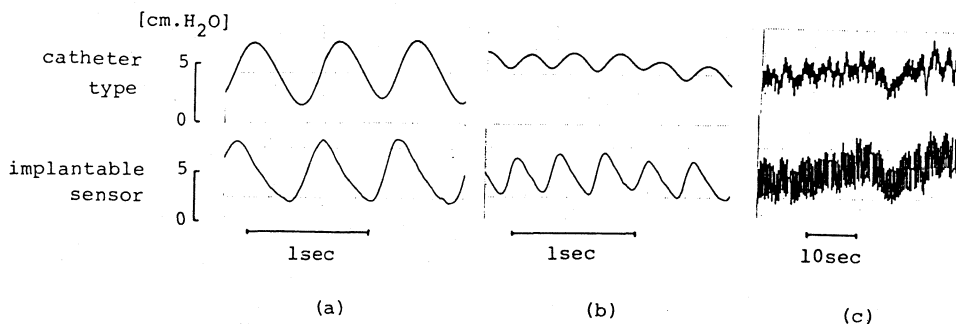
Fig. 11 Structure of simulator

水晶振動子, コイル, ダイアフラムの特性を完全に揃えることは事実上不可能であり, 電圧から圧力, 温度への変換および温度補正用の係数はセンサによって変化する。そのため式(7)~(9)の各係数はセンサに合わせて変更する必要がある。したがって実際の装置には校正用の係数を ROM 化しておき, センサ交換時にはセンサと ROM をペアにして交換することにより簡単に係数を変更できるような工夫が必要である。

5. 実 験

5.1 モデル装置による予備実験

硬膜外からの頭蓋内圧測定を想定して, モデル装置を用いて簡単な予備実験を行った。モデル装置の構成を第11図に示す。モデル装置上部のアクリル板は頭蓋骨をモデル化したもので, センサのサイズに合わせて穴を開けてある。アクリル板の裏側にはゴム膜を張り付けてあり, 硬膜をモデル化している。ゴム膜上にセンサを装着し, バルーンを手でポンピングすることに



第12図 シミュレーション実験結果

(a) ゆっくりしたポンピング (毎秒 1.4 回)

(b) 速いポンピング (毎秒 2.5 回)

(c) 速いポンピング (連続記録)

Fig. 12 Results of simulation

(a) Slow pumping (1.4 times per second)

(b) Quick pumping (2.5 times per second)

(c) Quick pumping (continuous recording)

よって密閉容器内に空気を入れ、容器内の圧力を変化させて測定を行った。その結果を第12図に示す。

図(a)は約1.4秒に1回の割合でゆっくりとポンピングした場合の結果を示す。埋込み式頭蓋内圧計の出力はカテーテル式圧力計の出力とほぼ同様であることがわかる。図(b)に約0.4秒に1回の割合で速くポンピングした場合の結果を示す。埋込み式頭蓋内圧計と比較して、カテーテル式圧力計では振幅が大幅に減少しており、周波数特性が悪いことが推察される。また図(a)、図(b)とも、カテーテル式圧力計では時間の遅れが見られる。なお埋込み式頭蓋内圧計の出力も低下しているが、これは手ですばやくポンピングしたため、圧力の変化自体が小さくなったためである。また図(c)はレコーダーの搬送速度を遅くして連続して記録したものであり、周波数特性の影響により両者の振幅には差が見られるが、直流レベルを表わす平均値は両者ともほぼ同じである。

また、この結果はセンサのダイアフラムとモデル装置のゴム膜がほぼ coplane の状態で測定したものであり、その付近でセンサを上下させた場合、約1mmの間ではセンサ出力に大きな変動は見られなかった。またそれよりも深度を深くした場合、急激な圧の上昇を示した。この結果は池山らのセンサ¹⁰⁾の実験結果と良く一致した。

5.2 動物実験

動物実験により、埋込み式頭蓋内圧計の動作確認を行った。雑種成猫をケタラルおよびミオブロックの静注麻酔下で腹臥位に固定し、両側頭頂部に穿頭術を

行った。左側穿頭孔に埋込み式センサを装着し、右側には Gaeltec 社製カテーテル先端型硬膜外頭蓋内圧用トランスジューサ (ICT/b) を装着し、同時測定を行った。測定はレスピレータによる調整呼吸下に行い、同時にカテーテル式血圧計 (Gould 社製 P 23) を用いて血圧測定も行った。結果を第13図に示す。

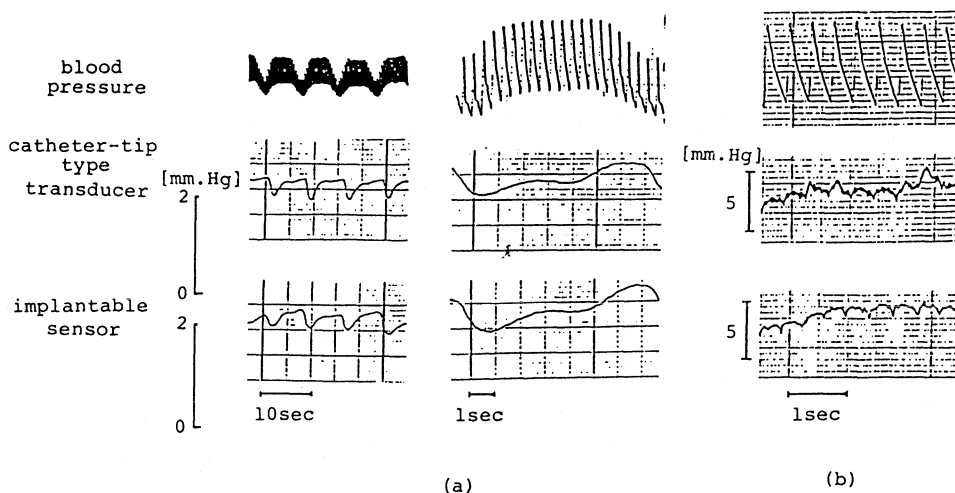
測定の結果、本センサとカテーテル先端型トランスジューサの波形はよく一致した。図(a)では呼吸に同期した頭蓋内圧の変動が観察できる。また、記録紙上には見られないが心拍に同期した小さな変動もモニター画面上で観察することができ、両者の波形も同型であった。図(b)は人為的に血腫を作り、頭蓋内圧を上昇させた場合の結果であり、心拍に同期した変動も大きくなっている。また温度測定結果が本体の別チャネルから、同時に出力されることも確認した。

6. 考 察

6.1 センサについて

脳室内圧は一般には頭蓋内圧を表わすので、脳室内圧測定用の埋込み式センサが開発されている^{2,4,5,11)}。しかし、出血や感染などの危険を考慮して硬膜外圧測定が行われるようになり、とくに Majors¹²⁾ により提唱された coplanar measurement により、頭蓋内圧にほぼ等しい硬膜外圧を得ることが可能になってきている。

著者らのセンサも硬膜外圧測定を想定して、試作したものである。ダイアフラムは人工心臓等にも用いられている柔軟で丈夫なポリウレタンを使用している。



第13図 動物実験結果

(a)呼吸に同期した変動, (b)心拍に同期した変動

Fig. 13 Results of animal experiment

(a) Alteration which synchronized with respiration,
(b) Alteration which synchronized with heart beat

また池山らのセンサ¹⁰⁾と同様に受圧面にシリコーンゴムを充填し、硬膜の微小隆起によるストレスの拡散平均化を図っている。しかし長期間埋込みを行った場合には受圧面と硬膜とが癒着することによってダイヤフラムの可動性が減少し誤差を生じさせる恐れがある。そのため従来から受圧面にテフロンコーティングしたセンサ¹⁰⁾や金メッキしたペローズを用いたセンサ⁵⁾が検討されており、良い結果が得られている。長期安定動作を可能とするには本センサのダイヤフラム部分もコーティング等の対策を施すことが必要であり、今後もコーティングおよびダイヤフラムの材質等の検討が必要だと思われる。

また、センサに用いている水晶振動子は現段階でも直径2 mm、長さ4 mm程度まで小型化することが可能であり、現在、縦、横、厚さがそれぞれ13.4 mm、10.2 mm、3.8 mmのケースに収められている圧力検出部の水晶振動子も温度検出用水晶と同様にセンサ筐体内に収めることができると考えられる。また同時に、センサ筐体も現在より小型化することが可能と思われる。長期間の埋込みを行った場合、ワッシャを用いたセンサ固定部分の組織が癭根化組織化して盛り上がるにより、センサがcoplaneの位置から移動してしまうことが考えられる。しかしモデル装置を用いた実験結果ではcoplaneの位置の前後1 mm程度の間においては測定装置出力に変動はなく、大きな障害にはならないと思われる。

温度検出用水晶振動子は、小型の熱電対などと比較して大きな熱時定数を持っている。また、本装置では8秒に1回の割合でしか温度測定が行われないため、急激な温度変化が起きるような部分では、温度補正ができなくなってしまう。しかし、頭蓋内の温度は体温を代表するものの一つで、通常はきわめて安定している。急激な外気温の変化に暴露されるような場合にはセンサ部頭皮を帽子などで覆うことによって、センサ部への温度の影響を避けることができる。したがって測定中に急激な温度変化は生じないと考えられ、水晶も3分当り1℃の温度変化に追従できることが確認されており⁶⁾、十分使用に耐えうると考えられる。

6・2 測定誤差について

本測定装置の誤差は共振周波数の測定誤差と共振周波数から圧力および温度への変換による誤差、さらに温度補正の誤差に大別できる。

共振周波数の測定誤差はプローブコイルとセンサの位置関係の変化によって共振周波数自体が変化するものと、回路内の雑音等による誤差とが考えられる。位置関係の変化による共振周波数の変化は、プローブと

センサ間の距離が2～10 mmの範囲においてほとんど見られなかった。回路内の雑音等はS/H回路出力の段階で最大20 mV程度であった。S/H回路出力と圧力はリニアな関係にはないが、通常の測定範囲と考えられる34～38℃の範囲で、20 mVの電圧を圧力に対応させると最大でも0.3 cmH₂Oの誤差となる。また、同様に温度に対応させると約0.05℃の誤差となる。

次に共振周波数から圧力、温度への変換の誤差を考える。第9図からもわかるように温度と共振周波数の関係は非常に線形性が強く、変換による誤差はほとんど見られない。また、圧力への変換も、一定温度とした場合の圧力-共振周波数のカーブに二次曲線が非常によくフィットし、大きな誤差は発生しないと考えられる。

最後に温度補正による誤差を考える。温度補正をしない場合、第10図に示したようにS/H回路出力が仮に5 Vであったとすると、37℃のときを基準に圧力に変換すると30 cmH₂Oが表示されるのに対し、実際の温度が33℃であったとすれば実際の圧力は5 cmH₂Oであり、実に80%以上の誤差となってしまう。センサ部品の温度特性を吟味し選別することによって多少の改善は期待できるものの、温度補正は本質的に不可欠と考えられる。今回の試作機では温度による補正項を簡単な二次曲線で近似することにより、温度変化に起因する誤差を最大でも約3 cmH₂O、表示値の10%以内に大幅に改善することができた。また、雑音による0.05℃の誤差は温度が35℃の状態では約0.4 cmH₂Oの補正項の誤差を生じさせる。これらをすべて考慮に入れると、本装置は現段階では回路雑音に起因する約0.7 cmH₂Oのオフセット誤差と温度補正が完全ではないことに起因する表示値の10%の誤差を持つことになる。

頭蓋内圧は通常10 cmH₂O程度の値であるが異常な高値をとる場合には、血圧と同程度のおよそ200 mmHg(約270 cmH₂O)にまで達する可能性がある。本センサが測定可能な範囲は約30 cmH₂Oまでであり、頭蓋内圧の上昇が正常時の3倍以内程度であれば測定が可能である。それ以上の異常に高い圧力が加わった場合はフェライトロッドが可動範囲の限界に達し測定範囲を越えるため、異常な高値であることは確認できるが頭蓋内圧の値そのものは測定できなくなる。したがって200 mmHgまでを測定するにはフェライトの可動範囲を大きくしたり、ダイヤフラムの厚さや柔軟性を変えて圧に対するフェライトの変位を調整する必要がある。また高圧がかかりダイヤフラムの変位が大きくなった場合、ダイヤフラムの張力の影響が強

くなり低圧の場合に用いた圧力校正曲線および温度補正值がうまくフィットしなくなる可能性がある。その場合は校正および補正用の曲線を2次よりももっと高次の多項式で近似したり、共振周波数に合わせていくつかの段階に区分した各部分で校正および補正曲線を切り換えて近似精度を向上させるなどの細かな対応が必要になると考えられる。なお本センサに300 mmHg以上の圧を加えた場合にも、センサが壊れたりその後の圧力や温度に対する共振周波数特性が変化することはないことは実験により確認している。

6.3 テレメータ方式について

完全埋込み式頭蓋内圧計に用いられている方式は、本装置で用いた受動型テレメータと能動型テレメータに大別される。能動型のテレメータはセンサ内に電池を内蔵し、圧力に応じてセンサ内の送信器出力を変調し、体外で受信する方法で電池の寿命とセンサが大型化する点が問題である。そのほかに、センサ内にコンデンサなどのエネルギー蓄積素子を内蔵し、体外から加えられた高周波エネルギーを蓄積し送信用の電源とする方法も考察されている¹³⁻¹⁵⁾が、この方法でもセンサの大型化の問題が残っている。近年、電池の小型・長寿命化、IC技術の進歩により、小型の能動型センサも開発され^{11,16)}、前述の問題は解決されつつある。しかし、能動型テレメータはセンサの構造が複雑であることが、もう一つの問題としてあげられる。センサが複雑になり、構成部品が多くなるほど、故障率が増加するのは当然である。生体内、とくに頭部という非常に重要な部分に埋め込むセンサはできるだけ簡単な構造であることが望ましいと思われ、受動型テレメータのほうが適していると考えている。

6.4 大気圧の影響について

頭蓋内圧は常に大気圧を基準にした相対圧で評価される。カテーテル式圧力計では、トランスジューサの受圧面を大気に開放し、ゼロバランスをとることが可能である。一方、完全埋込み式頭蓋内圧計では常に絶対圧しか測定できないという問題点がある。

Zervasら¹⁷⁾の装置は頭皮上にカフを置き、カフ圧を調節して、大気圧との差圧のみを測定することを可能にしている。しかし、キャリブレーション操作が煩雑なこともあり、一般には気圧計と接続して差をとる方法がとられている^{5,16)}。著者らの装置も気圧計と減算回路を加えるだけで、簡単に大気圧の補正が可能である。

7. 結 論

新しい受動型埋込み式頭蓋内圧計を試作し、実験により動作原理を確認した。センサ部は無電源かつ簡単

な構成であり、特殊な回路を加えることなく受動型テレメータ方式で圧力と同時に温度も測定することができる。また温度によるセンサの特性変化をリアルタイムで補正することができる。圧力は1秒間に約60回測定されるため、心拍に同期した圧変動も測定可能である。今後は臨床での使用を考慮し、ダイナミックレンジの拡大と長期埋込みを可能とするためのセンサの小型化、外筐およびセンサ装着法の改良を進めていきたいと考えている。

文 献

- 1) 池山 淳, 永井 肇, 古瀬和寛: 頭蓋内圧測定法, 循環器科, 2-3, 200/209 (1977)
- 2) J. R. Atkinson, D. B. Shurtleff & E. L. Foltz: Radio telemetry for the measurement of intracranial pressure, *J. Neurosurg.*, **27**, 428/432 (1967)
- 3) E. R. Olsen, C. C. Collins, W. F. Loughborough, V. Richards, J. E. Adams & D. W. Pinto: Intracranial pressure measurement with a miniature passive implanted pressure transducer, *Am. J. Surg.*, **113**, 727/729 (1967)
- 4) D. G. Hill & K. L. Allen: Improved instrument for the measurement of c. s. f. pressures by passive telemetry, *Med. Biol. Eng. Comput.*, **15**, 666/672 (1977)
- 5) 苅坂邦彦, 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 巖: 新しい完全埋込み式頭蓋内圧計の開発とその臨床経験, *Neuro. Med. Chir.*, **21-10**, 1051/1060 (1981)
- 6) 斉藤義明, 田中隆一, 真柄 睦, 鈴木道斉, 木竜 徹, 牧野秀夫: 植込み型センサを用いたハイパサーミア用温度測定システム, *医用電子と生体工学*, **24-1**, 41/46 (1986)
- 7) 真柄 睦, 斉藤義明, 木竜 徹, 牧野秀夫: 植込み型センサを用いたハイパサーミア用多チャンネル温度測定装置の開発, *医用電子と生体工学*, **25-4**, 277/283 (1987)
- 8) 安達三郎, 大貫繁雄: 電気磁気学, 森北出版 (1988)
- 9) M. Nakazawa, A. Ballato & T. Lukazek: Crystal resonators for a quartz thermometer, 第20回エレクトロメカニカル機能部品調査専門委員会資料 (1982)
- 10) 池山 淳, 古瀬和寛, 永井 肇, 前田 成, 稲垣 大, 五十嵐伊勢美, 北野和之: 硬膜外圧力計による頭蓋内圧測定, *医用電子と生体工学*, **20-1**, 1/7 (1982)
- 11) A. M. Leung, W. H. Ko, T. M. Spear & J. A. Bettice: Intracranial pressure telemetry system using semicustom integrated circuits, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **BME-33-4**, 386/395 (1986)
- 12) R. Majors, A. Schettini, J. Mahig & A. H. Nevis: Intracranial pressures measured with the coplanar pressure transducer, *Med. Biol. Eng.*, **10**, 724/733 (1972)
- 13) H. G. Rylander, H. L. Taylor, J. P. Wissinger & J. L. Story: Chronic measurement of epidural pressure with an induction-powered oscillator transducer, *J. Neurosurg.*, **44**, 465/478 (1976)
- 14) V. Barbaro & V. Macellari: Intracranial pressure monitoring by means of a passive radiosonde, *Med. Biol. Eng. Comput.*, **17**, 81/86 (1979)
- 15) V. Macellari: Batteryless on-demand-sampling active radiosonde for intracranial pressure measurement, *Med. Biol. Eng. Comput.*, **19**, 686/694 (1981)
- 16) 稲垣 大, 石原利員, 五十嵐伊勢美, 北野和之, 池山 淳,

- 古瀬和寛：テレメータ脳圧計の開発，医用電子と生体工学，
25-3, 205/212 (1987)
- 17) N. T. Zervas, E. R. Cosman & B. J. Cosman: A

pressure-balanced radio-telemetry system for the measurement of intracranial pressure, J. Neurosurg., 47, 899/911 (1977)

Development of Passive Telemetry System for Intracranial Pressure Measurement with Corrector of Errors Caused by Temperature Variation*

Makoto MAGARA,** Yoshiaki SAITOH,** Tohru KIRYU,*** Hideo MAKINO,*** Ryuichi TANAKA†

A new passive telemeter for the intracranial pressure monitoring have been developed. The completely implantable pressure sensor used in this system consists of a crystal, a coil and a ferrite rod attached on a diaphragm. The pressure on the diaphragm alters the volume of air in the receptacle and then the ferrite rod moves in and out of the coil and alters the resonance frequency of the sensor. Although the sensor doesn't have a battery or other energy storer, for example, a capacitor, the resonance frequency can be measured without contact. Therefore, at any time, we can measure the intracranial pressure with this sensor implanted under the scalp beforehand. However, not only pressure but also temperature alters the resonance frequency of the sensor, because the volume of air alters in proportion to temperature. Hence, we have developed a new passive telemetry pressure sensor which contains a passive telemetry temperature sensor. The temperature sensor consists of a coil and a special crystal whose resonance frequency varies with ambient temperature and its resonance frequency can be measured in the same way that we measure the resonance frequency of pressure sensor from outside of the body. With this system, we can measure the intracranial pressure about 60 times per second and the intracranial temperature every 8 seconds. The measured value of the pressure was automatically corrected by analog temperature correcting electric circuits. In animal experiment, the output of this system was similar to one of the catheter-tip type pressure transducer and we could observe the intracranial pressure altered synchronizing with respiration and with heart beat.

* Received on Sept. 1st 1988, Revised on Dec. 7th 1988

** Graduate School of Science and Technology, Niigata University

*** Department of Information Engineering, Faculty of Engineering, Niigata University

† Department of Neurosurgery, Brain Research Institute, Niigata University