液圧を穿刺に用いる注射器の開発に関する基礎研究

Basic Study for Development of New Insertion Device Using Hydraulic Pressure

今津篤志 (正会員) ^{a*}, 苗村 潔 ^b, 齋藤英也 ^c, 田中 孝 ^c

^a 東京工科大学コンピュータサイエンス学部

^b 東京工科大学応用生物学部

^c 株式会社ユニシス

Atsushi Imadu^a, Kiyoshi Naemura^b, Hideya Saito^c, Takashi Tanaka^c

^a School of Computer Science, Tokyo University of Technology

^b School of Bioscience and Biotechnology, Tokyo University of Technology

^c Unisis Corporation

Abstract

This paper describes the development of a new insertion device that uses hydraulic pressure to position the needle of the device. This device simplifies insertion operations into cavities such as insertion for lumbar epidural anesthesia; damage that can be caused to the tissue behind the cavities by overrun insertion is also avoided. When an anesthesiologist pushes the plunger, the needle moves forward to insert and then stops automatically when its tip reaches into the cavity; the automatic stopping is caused by the opening of a pressure chamber at the tip of the needle that limits the hydro pressure to the pressure outside the tip of the needle. Insertion experiments to simulators and porcine tissue were performed to verify the function of the proposed device, that is, needle movement and automatic stopping at cavities. These experiments were found to validate the basic formulae of the cross-sectional areas of the cylinders to control the insertion force and plunger force.

Key words

Insertion, Hydraulic Pressure, Epidural Space.

1. はじめに

注射は体内の腔や組織に薬液を投入することを目的とし、注射針の穿刺においては注射針の先端を目的の腔や組織に到達させ、停止させるように穿刺深度を調節することが重要である。例えば硬膜外麻酔用の穿刺においては、注射針先端が棘上靭帯、棘間靭帯、黄

色靭帯を貫通して硬膜外腔に達し、針深さ方向に数 mm しかない硬膜外腔の空間で停止する必要がある、その奥の硬膜を針先で損傷してしまうと頭痛などの後遺症を引き起こしてしまうことが知られている¹⁾。

現在は、硬膜外腔の内圧が他の組織での内圧よりも低いことを利用し、針につけたシリンジを押したときに押し返されなくなることを確認する抵抗消失法や、針の根元につけた液体が吸い込まれることを確認する懸滴法などによって逐次確認を行ないながら、術者

*現・大阪市立大学

〒558-8585 大阪市住吉区杉本 3-3-138

imadu@mech.eng.osaka-cu.ac.jp

受付 2009 年 11 月 9 日; 採択 2010 年 4 月 27 日

が穿刺反力の感覚を頼りに針を進めていく手技²⁾が一般的である。この手技は術者の経験と熟練によるところが大きいため、手技習得の補助を目的とする抵抗消失の定量化の研究³⁾や穿刺状態をセンサでモニタして拡大して術者に伝える装置の開発⁴⁾⁵⁾などがなされている。

本研究では、抵抗消失法や懸滴法において硬膜外腔とそこにいたる組織が内圧によって区別されていることに着目し、液圧を利用して針を進ませることで機構的に針を空隙まで穿刺して止めることができる注射器の原理を考案した。本注射器を用いることで、手技を確実にするとともに簡素化して手技習得期間を短縮することが期待される。

本報告では、その原理と基本特性、設計法を明らかにし、穿刺練習用シミュレータおよびプタ骨付きロース肉への穿刺実験による確認結果を示す。

2. 方法

2.1 提案注射器の穿刺動作原理

Fig. 1 に本論文で提案する注射器の構造を説明する断面図を示す。シリンダ内を前後に移動する移動子 (Slider) があり、注射針は移動子に固定され一体となってシリンダに沿って移動する。以降このシリンダを移動子側シリンダ (Cylinder for Slider) と呼ぶこととする。移動子側シリンダは、プランジャ側シリンダ (Cylinder for Plunger) と気密性を保って結合されており、移動子、移動子側シリンダ、プランジャ側シリンダとプランジャによって囲まれる液室が構成されている。

ここで液室は、移動子と針の内部を通じて針先端の穴で開放されている。また液室には薬液や生理食塩水などの非圧縮性の流体を充填する。

Fig. 2 に、本機構のパラメータや作用する力、動作速度などを表わした図を示す。ここで S_m は移動子側

Fig. 1 Cross Section Drawing of Proposed Device.

Fig. 2 Mechanical Variables.

シリンダの断面積を、 S_p はプランジャ側シリンダの断面積を表わす。

プランジャが押されることによって液室内に満たされた液体の液圧 p が高まると、移動子と注射針は式 (1) の力 F_m で穿刺方向に押される。

$$F_m = p \times S_m \quad (1)$$

ここで液室は針先端まで通じた穴によって針先端に開放されているため、液圧 p は基本的に針先端外部の圧力 p_o 以上には大きくならない。したがって、移動子の移動により針を穿刺するための力すなわち穿刺反力を F_r として、 $F_r < S_m \times p_o$ のときは針が前進し、 $F_r > S_m \times p_o$ のときは液体が針先端から放出される。

目標とする硬膜外腔では内圧が低く途中の筋組織などでは内圧が高いことから、硬膜外腔の内圧を p_g 、硬膜外腔以外の筋組織などの最小の内圧を p_m として、式 (2) が成り立つように S_m を設計することで、プランジャを押したときに、針先が途中の筋肉や靱帯にある間は針が前進し、針先が硬膜外腔に達すると針が進まなくなる機能が機構的に実現できる。なお、最初に針先を皮膚に穿刺する動作は、人間が針を抑えるか、移動子をストロークエンドにあてて行なう。

$$S_m \times p_g < F_r < S_m \times p_m \quad (2)$$

より厳密には、黄色靱帯を突き抜けるまでに必要な最大の穿刺反力 $F_{r \max}$ と黄色靱帯を突き抜けた直後にさらに針を進めるために必要な $F_{r \text{restart}}$ を用いて S_m が式 (3) の範囲にあれば良い。ここで $F_{r \max}$ と $F_{r \text{restart}}$ には、移動子とシリンダ間のガスケットの摺動摩擦が含まれている。

$$\frac{F_{r \max}}{p_m} < S_m < \frac{F_{r \text{restart}}}{p_g} \quad (3)$$

また、プランジャ移動部分のシリンダ断面積を S_p 、プランジャとシリンダ間の摺動摩擦を F_{rpl} とすると、プランジャ操作力 F_p は式 (4) であらわすことができる。針が進み始める境界値では $F_m = F_r$ が成り立っている

ことおよび式(1)と式(4)より p を消去すると、 F_p と F_r との関係式(5)が求められる。

$$F_p = p \times S_p + F_{rpl} \quad (4)$$

$$F_p = F_r \times \frac{S_p}{S_m} + F_{rpl} \quad (5)$$

式(5)において、摺動摩擦 F_{rpl} が穿刺反力 F_r に比べて相対的に小さいとすると、プランジャ操作力は穿刺反力に比例する。したがって、プランジャを人間が押すと、通常の針を持って行なう穿刺時の穿刺反力と相似な波形の反力を感じるようになる。式(5)より、 $S_m > S_p$ のときは、通常の針を持って行なう穿刺よりも小さな力で針を進めることが可能である。一方、 $S_m < S_p$ のときは、通常の針を持って行なう穿刺よりも大きな力が必要であるが、黄色靱帯を突き破ったときの反力の変化も大きく感じ取ることが可能である。

また移動子が移動するときのプランジャの速度 V_p と移動子の速度 V_m の関係は式(6)で表わすことができる。

$$V_m / V_p = S_p / S_m \quad (6)$$

式(5)、(6)より人間がプランジャを押したときに受ける感覚、すなわち穿刺に要する力や受ける反力、プランジャを押す速度と移動子の移動速度の関係を S_m と S_p の設計によって調節することが可能である。

2.2 提案注射器の設計

Table 1 に、断面設計のために取得した筋肉組織の内圧と穿刺反力の予備データと、そこから求められる設計値を示す。まず、ブタの背中中の筋肉部分に筋肉注射を行なったときの圧力 p_m を測定した。つまり、この圧力以上の圧力が作用すると液室内の液体が筋肉

内に流出する。次に、以降で使用する 18G の硬膜外麻酔針をブタの背中中の筋肉に穿刺したときの穿刺反力 F_r を測定した。これらの値から式(1)および $F_m = F_r$ を用いて断面積を算出すると、筋肉内に液体が流出せずに針が穿刺される移動子側シリンダの断面積 S_m の最低値を求めることができる。さらにこの断面積を持つ円の直径が円筒形シリンダの最小の内径として求められる。

得られた最小断面積を参考に、本報告では市販のシリンジをシリンダとして利用した。ここで移動子側シリンジは、通常のプランジャを取り去り、Fig. 1 に示すようにプランジャが入っていた側を前方として、移動子を挿入した。

移動子側、プランジャ側シリンジとして、LOR (Loss of Resistance) シリンジと汎用の樹脂製シリンジを使用した。LOR シリンジは抵抗消失法で押し返しを敏感に感じるためにプランジャとガスケットの摺動抵抗を通常のシリンジに比べて小さくしたシリンジであり、摺動抵抗が小さいことが望ましい本デバイスには適している。しかし LOR シリンジは内径のバリエーションが限られているため、以降では LOR シリンジを中心に、樹脂製シリンジも使用して実験を行なった。

使用したシリンジを実測した内径と内径から計算した断面積と断面積比を Table 2 に示す。ここで断面積比は LOR シリンジを基準とした断面積の比である。

Fig. 3 に設計・製作した移動子の外観および断面図を示す。移動子は、移動子本体部品 (Fig.3 (a) の白い部分) と 2 つのガスケット、ルアーコネクタから構成され、対応する移動子側シリンジごとに計 4 種類を製作した。

移動子にはシリンダとの気密性を保ちながら滑らかに移動することが求められるため、市販シリンジのプランジャのガスケットを流用し、ガスケットの中央

Table 1 Pressure and Reaction Force of Porcine Tissue.

	Value
Pressure in Muscle p_m	43kPa
Reaction Force F_r	3N
Minimum Cross Sectional Area of Cylinder for Slider S_m	69.8mm ²
Minimum Diameter of Cylinder for Slider d_m	8.3mm

Table 2 Syringe Parameters.

Inside Diameter	Cross Sectional Area	Cross Sectional Area Ratio	Volume of Syringe
13.3mm	138.9mm ²	0.73	5mL
15.5mm	188.7mm ²	1.00	10mL(LOR)
20.3mm	323.7mm ²	1.71	25mL
23.4mm	430.0mm ²	2.28	30mL

Fig. 3 Slider Parts.

に貫通穴を開けて用いた。針にかかるモーメントを支えるために、移動子本体の両端にガスケットを設置した。

また移動子本体部品の左側のめねじ部に、隔壁固定用のおねじ付ルーアコネクタをねじ込み、ガスケットと密着させている。このルーアコネクタに従来用いられている針を接続することが可能である。以下の実験では 18G の硬膜外麻酔用 Tuohy 針（ユニシス）を用いた。

2.3 シミュレータに対する穿刺実験

まず、動作原理の実現と設計式の妥当性を確認するため、シミュレータを穿刺対象とし、移動子側シリンジとプランジャ側シリンジを取り換えて断面積 S_m 、 S_p の組み合わせを変えながら実験を行なった。使用したシミュレータは硬膜外穿刺パッド（Epidural Puncture Block M43B, 京都科学）である。

Fig. 4 に穿刺シミュレータへの穿刺実験に用いたシステムの構成図を示す。移動子側シリンジとプランジャ側シリンジを三方活栓で接続し、三方活栓の残りの一端に圧力センサを接続して液室内の圧力 p を測定

Fig. 4 Experimental Setup for Insertion to Simulator.

した。また、サーボモータとボールねじによる移動ステージを用いて、プランジャを停止状態から、一定速度 V_p の速度指令で測定時間終了まで押し続けた。実際のステージ速度はモータの制御により開始から 20ms 以内に指令の速度と一致していた。プランジャ速度 V_p は 10mm/s と 5mm/s で行なった。またプランジャとステージの間にロードセルを設置してプランジャ操作力 F_p を測定した。

移動子はシリンジ外筒の内部で移動しているため、その位置を直接測定することはできず、シリンジ外筒越しに移動子を画像に取り、移動子画像のテンプレートマッチング解析を用いて移動子の位置 x_m を算出した。さらに、 x_m の時間差分によって V_m を算出した。

なお、作動流体としては生理食塩水が用いられることが多いと考えられるが、生理食塩水と純水の粘度の違いが 2% 程度である⁹⁾など物理的な特性はあまり変わらないため、以降の実験では利便性の良い水道水を用いた。

2.4 ブタ骨付きロース肉に対する穿刺実験

次に、食用のブタ骨付きロース肉の固まりを用いて穿刺実験を行なった。より人間に近い筋肉、靱帯組織への穿刺を行なうことができることに加えて、ブタ骨付きロース肉は正中線に沿って縦方向に半分に分断されているため、硬膜外腔に貫通して出てくる針先の様子を目視確認することができる。

Fig. 5 にブタ骨付きロース肉への穿刺実験に用いたシステムの構成図を示す。プランジャ側シリンジおよび移動ステージ、圧力 p およびプランジャ操作力 F_p 、移動子位置 x_m 、速度 V_m の測定システムは Fig. 4 と同様である。ここでプランジャ速度 V_p は 5mm/s とした。

Fig. 5 Experimental Setup for Insertion to Porcine Tissue.

また移動子側シリンジと三方活栓の間にエクステンションチューブ 1.5m を挟んでステージからの距離を延長し、移動子側シリンジを人間が対象に押しつけて実験を行なった。

3. 結果

3.1 シミュレータに対する穿刺結果

Fig. 6 に穿刺シミュレータに対する穿刺実験を行なったときのシリンダ内圧力 p 、プランジャ操作力 F_p と移動子変位 x_m の時間変化の一例を示す。ここで、移動子側およびプランジャ側のシリンジは $\phi 15.5$ の LOR シリンジであり、プランジャ速度 V_p は 10mm/s である。

Fig. 6 上図において、データ開始と同時にプランジャが動き始めて圧力が高まりと移動子が動き始め、同時に圧力 p 、プランジャ操作力 F_p の最初のピーク (1st Peak) が観測された。そして針先端が硬膜外腔部分に達したときを 2 つめのピーク (2nd Peak) として圧力、プランジャ操作力が低下し、移動子の動きが停止することが確認できた。またプランジャ操作力 F_p は、式 (1) のとおりほぼ圧力に比例していることが確認できた。

次に、移動子側シリンジとプランジャ側シリンジを取り換えて断面積の組み合わせを変えた時の圧力 p の最大値、プランジャ操作力 F_p の最大値および穿刺中の移動子の平均速度 V_m を Fig. 7 に示す。それぞれ

Fig. 6 Time History of Pressure, Plunger Force and Displacement on Insertion to Simulator.

(a) Moving Part Cylinder

(b) Plunger Cylinder

Fig. 7 Characteristics by Cross Sectional Area of Each Cylinder.

Fig. 8 Time History of Pressure, Plunger Force and Displacement on Insertion to Porcine Tissue.

のシリンジを $\phi 15.5$ のLORシリンジとしたときを基本として, Fig. 7(a)は移動子側シリンジを変えたとき, Fig. 7(b)はプランジャ側シリンジを変えたときの結果である. なおプランジャ速度 V_p は, 用いた測定器のレンジの制限により Fig. 7(a)では10mm/s, Fig. 7(b)では5mm/sとした. それぞれの条件で繰り返し回数は2回とした.

Fig. 7(a)において, Fig. 7(a)上図に穿刺時の圧力 p の最大値を黒丸で示す. ここで破線は式(1)を変形した $p = F_r / S_m$ の式に最小自乗近似をしたものである. このとき F_r の推定値は8.97Nとなった. Fig. 7(a)中図にプランジャ操作力 F_p を×印で示す. ここで点線は式(5)の形に最小自乗近似をしたものである. このとき $F_r \times S_p$ の推定値は $1.54 \times 10^3 \text{ N mm}^2$, F_{rpl} の推定値は3.90Nとなった. Fig. 7(a)下図に移動子が一定速度となった区間での移動子速度 V_m を示す. ここで一点鎖線は式(6)より求めた移動子速度の理論値である.

Fig. 7(b)において, Fig. 7(b)上図に穿刺時の圧力 p の最大値を黒丸で示す. また式(1)に S_p が含まれないことから, 定数として最小近似を行ない破線で示した. このとき F_r / S_m の推定値は $4.96 \times 10^1 \text{ N mm}^2$ となった. Fig. 7(b)中図にプランジャ操作力 F_p を×印で示す. ここで点線は式(5)の形に最小自乗近似をしたものである. このとき, F_r / S_m の推定値は $5.24 \times 10^2 \text{ N/mm}^2$ となり F_{rpl} の推定値は3.97Nとなった. Fig. 7(b)下図に移動子が一定速度となった区間での移動子速度 V_m

(a) Overall View

(b) Magnified View of the Needle Tip

Fig. 9 Partial Perforation on the Tip of Needle.

を示す. ここで一点鎖線は式(6)より求めた移動子速度の理論値である.

3.2 ブタ骨付きロース肉に対する穿刺結果

Fig. 8にブタ骨付きロース肉に対する穿刺を行なったときの圧力 p , プランジャ操作力 F_p , 移動子変位 x_m を示す.

Fig. 8において8秒から9秒付近で液圧が減少し, 移動子が停止している. 硬膜外穿刺シミュレータに対して穿刺を行なったときに見られた穿刺後に移動子が少し戻る現象は発生せず, 針先が硬膜外腔に突き出した状態で移動子が停止することが確認できた.

移動子が停止した状態で針先を目視確認したところ, 針穴の断面すべてが硬膜外腔に出ている場合と, 針穴の断面の一部が硬膜外腔に突き出した状態で液体が抜けて針の進行が停止している場合とがあった.

Fig. 9に針が一部しか貫通しなかったときの写真とそ

の模式図を示す。左から右に向かって針を穿刺した結果、黒太矢印の先で針先が硬膜外腔に出て、針穴から流体が放出されている。針の先端に黄色靱帯がテントのように引っ張られており、実際の針穴の大きさの半分強が硬膜外腔に露出し、残りの部分（模式図でハッチングした部分）は、黄色靱帯の中に隠れている。

なお、この写真は針先の状態を分かりやすく示すために Fig. 8 に示した実験とは別に穿刺を行なって撮影した写真であり、Fig. 8 の実験時よりも穿刺距離が短く、針を斜めに刺した状態である。

4. 考察

まず、シミュレータに穿刺を行ない、液圧を用いて穿刺が行なえること、および針先が硬膜外腔に到達して自動的に止まること、が確認できた。

Fig. 6 における最初のピークは移動子が移動し始める直前に見られることから、ガスケットとシリンダの間および針とシミュレータの間の静摩擦に起因すると考えられる。

Fig. 6 下図の移動子変位 x_m において、移動子が停止後に少し戻る現象が発生しているが、これは穿刺パッドの筋肉を模したジェルの弾性が大きく、穿刺中にばねのように、たわんだ状態になっており、針が硬膜外腔に貫通して圧力が減少し、針の穿刺力が減少したことによってジェルが戻って針が押し戻されていると考えられる。

穿刺対象のシミュレータが均一であるため Fig. 7 において 2 回の繰り返しの再現性は高い。実験値のパラツキは、移動子が異なることによりガスケットとシリンダ間の摩擦に違いがあるためであると考えられる。

液室圧力 p は式(1)より、移動子側シリンジの断面積 S_m に反比例し、プランジャ側シリンジの断面積 S_p にはよらないことが予想され、実験結果もその傾向を示した。最小自乗近似で得られた係数から穿刺反力 F_r を推定すると、 8.97N 、 $4.96 \times 10^1 \times 10^3 \times (188.7 \times 10^{-6}) = 9.35\text{N}$ となった。

プランジャ操作力 F_p は式(5)より、移動子側シリンジの断面積 S_m に反比例し、プランジャ側シリンジの断面積 S_p に比例することが予想され、実験結果もその傾向を示した。最小自乗近似で得られた係数から穿刺反力 F_r を推定すると、 $1.54 \times 10^3 / 188.7 = 8.16\text{N}$ 、 $5.24 \times 10^{-2} \times 188.7 = 9.89\text{N}$ となり、液圧の近似曲線から推定した値とほぼ同じ値となった。

移動子速度 V_m は式(6)より、移動子側シリンジの断面積 S_m に反比例し、プランジャ側シリンジの断面積 S_p にはよらないことが予想され、実験結果と良い一致を示した。

以上の Fig. 7(a), (b)の結果より、式(1)から(6)の設計指針が妥当であることが確認できた。

次に、ブタ組織に対しても穿刺を行なうことができ、針穴の一部または全部が黄色靱帯を貫通して硬膜外腔に達した状態で針と移動子が停止することが確認できた。

針穴の一部だけしか硬膜外腔に達しないことがあるのは、針穴の一部だけが黄色靱帯を貫通した時点で液体が硬膜外腔に放出されてしまい、液室の圧力が下がってしまうためであると考えられる。針穴の一部だけが硬膜外腔に達しても、空隙に薬液を注入することを目的としている場合には問題ない。しかしカテーテル挿入を目的としている場合には、カテーテルが通るように針の進行停止後に針の断面の長さ 1mm 程度さらに針を押しこむなどの手順が必要となると考えられる。

Fig. 8 では 2 秒付近までに圧力の最初のピークがあり移動子が変位しない状態があるが、プランジャ側シリンダと移動子側シリンダの間のエクステンションチューブに混入してしまっていた空気が圧縮されている影響と考えられる。

また、ブタ骨付きロース肉に対する実験を行なう中で、プランジャの速度を速くしすぎると硬膜外腔などの空隙があっても針が停止せず、一旦止まっても再び動き出してしまうことがあった。プランジャ速度が小さいときは問題が起きなかったことから、この現象は注射針の流路抵抗に起因すると考えられ、さらに検討が必要である。現時点では、ゆっくりとプランジャを動かし、抵抗消失法のようにプランジャ反力が小さくなった、あるいはプランジャが進んでいるにも関わらず移動子が動かなくなった時点で、プランジャを進ませることをやめることで対応できると考えられる。

また、穿刺箇所によっては針先が骨に突き当たって針の進行が停止し、さらにプランジャを押すことで圧力が高まりガスケットやコネクタ部から水が漏れてしまう失敗も発生した。骨にあたらない穿刺位置の決め方などの検討が別途必要である。

以上の実験結果より、提案したデバイスを用い、プランジャを押し込むことで、穿刺が行なわれ、針先が

空隙に達した時点で穿刺が機構的に停止するという効果、および設計式の妥当性を、穿刺練習用シミュレータおよびブタ骨付きロース肉への穿刺実験によって確認することができた。

従来の穿刺デバイスが反力や内圧の変化をセンシングして術者に伝えて補助することを目的としているのに対して、本デバイスは、従来の手技で空隙到達の判断基準として用いられている内圧の変化を流体の働きで穿刺力の変化に変換することで、針先端が空隙に機構的に停止する新たな機能を実現している。また穿刺反力がプランジャを通じて術者にも伝わり、断面積の設計により穿刺反力を拡大して術者に伝えることも可能であることから、術者の感覚を頼りに行なう従来の穿刺を補助することも可能であると考えられる。

一方、本デバイスに関して以下のような問題が明らかになった。まず、プランジャを速く押しすぎると針が進みすぎてしまうため、プランジャをゆっくりと押し（本実験では 5mm/s 程度）、反力の低下や移動子の停止を確認したらプランジャを止めることが必要である。また針先が途中で骨などの固い組織にぶつかると圧力が上昇して液漏れなどが発生してしまう。実際の硬膜外麻酔用の穿刺では、針先を骨にあてながら骨に沿うように針を進ませる手技も行なわれているが、本デバイスを用いるには骨にぶつからないように穿刺箇所を選んだり、超音波装置などで内部の様子を見ながら骨を避けて穿刺する等の技術との組み合わせが必要である。また原理上、目的とする組織の手前に別の空隙がある場合には、そこで圧力が逃げてしまうため、その部位には使用できない。

5. 結論

液圧を利用して針を進ませることで機構的に針を空隙まで穿刺して止めることができる注射器の原理を提案し、その設計法を明らかにした。本注射器の基本特性を穿刺練習用シミュレータおよびブタ骨付きロース肉への穿刺実験によって確認し、有効性と問題点とを明らかにした。今後、全身麻酔下のブタを対象とした *in vivo* 評価、人体の穿刺抵抗や筋肉および硬膜外腔の内圧の値を用いた設計と動作の確認、本注射器の硬膜外麻酔用穿刺以外への適用可能性、などを検討する予定である。

謝辞: 本研究の遂行にあたり、独立行政法人科学技術振興機構の 2008 年度地域ニーズ即応型試験の援助を受けました。ここに感謝の意を表します。

文献

- 1) Boon JM, Abrahams PH, Meiring JH, Welch T, Lumber Puncture. *Anatomical Review of a Clinical Skill. Clinical Anatomy* 2004;17:544-553.
- 2) 高崎眞弓. イラスト麻酔科. 文光堂; 東京, 1994:98-107.
- 3) Denis T, King-Wei H, Allaudin AK, Victoria AL, Robert NR. Instrumentation of the Loss-of-Resistance Technique for Epidural Needle Insertion. *IEEE Trans on Biomedical Engineering* 2009;56(3):820-827.
- 4) Timo J. Lechner, Maarten G. van Wijk, Ad J. Maas, Frank R. van Dorsten, Ronald A. Drost, Chris J. Langenberg, Leo J. Teunissen, Paul H. Cornelissen, Jan van Niekerk, Clinical Results with the Acoustic Puncture Assist Device, a New Acoustic Device to Identify the Epidural Space. *International Anesthesia Research Society* 2003;96:1183-1187.
- 5) 特開 2004-313672, 麻酔針及びその穿刺クリック感検出装置.
- 6) 特許 4164730, 選択分離膜.