

# ブタ黄色靭帯を用いた硬膜外麻酔針の穿刺抵抗の分析

苗村 潔\*・齋藤 英也\*\*

## Insertion Force Analysis of the Epidural Anesthesia Needle against the Porcine Ligamentum Flavum

Kiyoshi NAEMURA,\* Hideya SAITO\*\*

**Abstract** The purpose of this study was to evaluate the needles used for epidural anesthesia. Medical doctors feel resistant force when inserting needles into the epidural space, and resistance diminishes after puncturing the ligamentum flavum, but the relationship between the resistant force and the puncture of the ligamentum flavum is not known. We conducted a comparative study using porcine ligamentum flavum. Porcine spine from a slaughterhouse was divided into thoracic ( $n=11$ ) and lumbar ( $n=17$ ) spine, and test pieces were fixed by RTV rubber. A needle and a load cell were set on a motorized stage, and the speed of insertion was set at 2 mm/s. A CCD camera recorded the images during the puncture of the ligamentum flavum. Two needles were employed; one was a sharp (tip angle of 25 degrees), the other was a dull (tip angle of 38 degrees). The results showed that the ligamentum flavum deformed before the needle puncture. The peak value of force ( $F_p$ ), drop of force ( $F_d$ ), and deformation of the ligamentum flavum were compared by Student-Newman-Keuls test.  $F_p$  and  $F_d$  of the lumbar spine were higher than the thoracic spine ( $p<0.01$ ).  $F_p$  and  $F_d$  of the sharp needle were lower than those of the dull needle ( $p<0.01$ ). The difference in the deformation was not significant between the two types of spine and the two types of needle. Our conclusions are that 1) the ligamentum flavum deforms up to 3 mm before puncturing; 2) the lumbar spine shows a higher resistant force; and 3) the insertion resistance of the dull needle was 30% higher than that of the sharp needle.

**Keywords:** epidural anesthesia needle, insertion resistance, porcine spine, deformation of the ligamentum flavum.

### 1. はじめに

硬膜外麻酔は顔面の脳神経支配領域を除く頭部から足先までのほとんどを対象にでき、一般外科手術、産婦人科、小児外科、整形外科、皮膚科、泌尿器外科、胸部・心臓外科、血管外科など広い領域で、2時間以内の各手術の局所麻酔に使用される。現在、全手術症例のうち40%以上を占めている[1]。硬膜外麻酔を全身麻酔と併用した場合、硬膜外麻酔薬を濃く投与すると血中エピネフリンというストレスホルモンが低くなるとの報告もあり[2]、使用頻度は増加する傾向にある。

医師は患者の背中から針を穿刺する際に感じる反力をもとに、硬膜外腔という狭い空間への針先の位置決めを実施

している。皮膚、脂肪、筋肉、黄色靭帯は穿刺した際の反力が異なる。この手技は経験と熟練を要するため、硬膜外腔で針先を止められずに誤って硬膜穿刺してしまう医療事故が発生している[3]。事故を防ぐためには、穿刺反力を分析することが有用である。とくに、黄色靭帯を貫通すると硬膜外腔に達するため、黄色靭帯の穿刺反力が重要である。

医師の要求は鋭いか鈍いかで表現され、定量的なデータが不十分なのが現状である。著者らは、穿刺反力のパターン、穿刺抵抗（鋭いか鈍いか）は先端形状によって変化することを、これまでに報告してきた[4-6]。針の比較をするために性質が変わらないシリコンゴムを対象に穿刺反力を分析してきたが、生体組織とは異なることが課題とされてきた。

そこで、本研究は黄色靭帯を穿刺したときの反力と黄色靭帯の変形量について考察することを目的とする。黄色靭帯にはヒトのものを用いるのが困難なので、ブタ脊椎を用いた。

2008年1月21日受付、2008年5月19日改訂、2008年5月24日再改訂

Received January 21, 2008; revised May 19, 2008, May 24, 2008.

\* 東京工科大学バイオニクス学部

School of Bionics, Tokyo University of Technology

\*\* (株)ユニシス

Unisis Corporation

## 2. 方 法

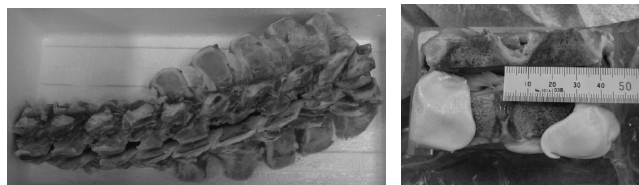
### 2.1 試験試料

と畜場より肉と脂肪の大部分が切離されたブタの背骨(図1(i))を入手した。ブタの骨は正中線で2つに分割され、脊髄は取り除かれていた。胸椎から腰椎の椎骨を5頭分入手した。骨は加工されてから2日経過し、冷凍されていた。椎骨はひとつあたり30mmの幅であった。

実験室へ搬送後、椎骨2つごとに分けた。筋肉が残存していた場合は、メスで丁寧に筋肉だけを切り取った。黄色靭帯の厚さは、データの再現性を高め、条件を揃えるため、全て2mmとした。これは、と畜場から購入した試料のままでは筋肉の残存量に差があり、データの再現性が得られないことが予備実験で明らかとなったためである。各骨をアクリルの箱に乗せ、箱と骨の間の空間を型取り用RTVゴム(Quick-sil, Castaldo)で埋めた(図1(ii))。体温と同じ温度にするために、38℃に設定した恒温器に入れた。

### 2.2 使用した針

硬膜外麻酔針は、ゲージ(G)という呼び径で外径と内径の範囲が国際規格[7]に規定されている点、先端を角度 $\beta$ で曲げた後に角度 $\alpha$ で削る(図2参照)というTuohy針[8]形状である点に沿って、各メーカーが様々な外径、内径、 $\alpha$ 、 $\beta$ を決めている。臨床使用されている18G硬膜外麻



(i) whole view of the porcine spine (ii) test piece fixed by RTV rubber

図1 と畜場より入手したブタ脊椎  
Fig. 1 Porcine spine from a slaughterhouse.

酔針(外径1.2-1.3mm,内径0.79-1.041mm)の中で、本研究で使用した針をX線CT(Presto-90,ユニハイトシステム)により撮影した画像(図3)から、先端角度、外径、刃面長さなどを計測した結果を表1に示す。針Aの内針(stylet)はポリプロピレン製のため、X線が透過し、図3の画像に描写されていない。一方、針Bの内針はステンレス製で写し出されている。

針Aは本実験のために試作した。先端角度は臨床使用されている針で最も小さいものと同様とし、穿刺抵抗が小さく針先が鋭い針となっている。硬膜外腔の幅が3mm程度であることから、刃面長さは許容される最大の長さ3mmとなるように製作した。一方、針Bは臨床使用されている針であるが、針Aとは逆に先端角度が最も大きく、鈍い針とされている。なお、針AとBではメーカーが異なる。

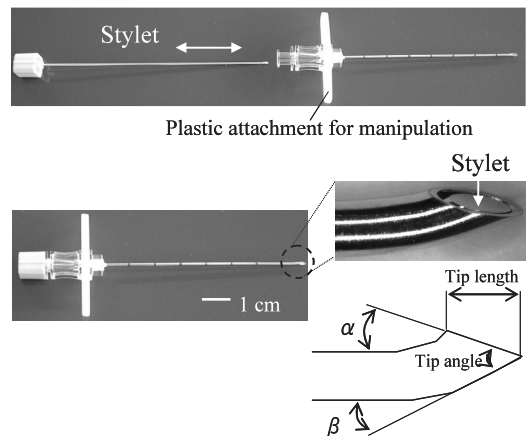


図2 トーイ針の典型的な形状。針先端は $\alpha$ 度の角度で精密研削盤により研がれる。ステンレス管を $\beta$ 度に曲げる。  
Fig. 2 Typical shape of the Tuohy-type epidural anesthesia needle. The needle tip sharpens at angle  $\alpha$  by a grinder. The  $\beta$  is bend angle of a stainless pipe.

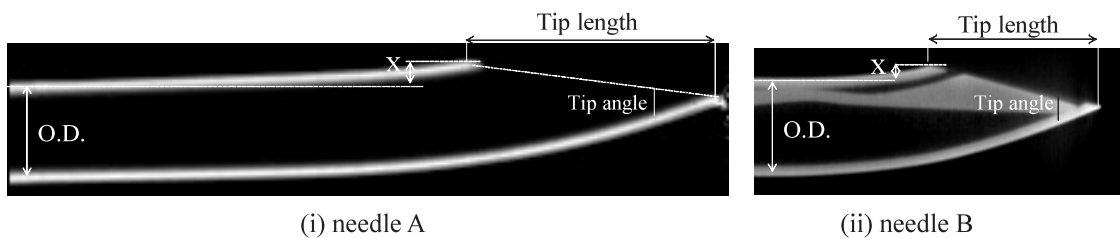


図3 X線CTにより得られた針先端の断面形状。計測した値の位置が示されている。  
Fig. 3 Cross section of the needle tip obtained by an X-ray CT. Explanation of the measured value is shown.

表1 比較した針の形状(先端角度 $\alpha$ , 外径, 刃面長さ)  
Table. 1 The tested needle shape (tip angle  $\alpha$ , outer diameter, tip length).

	Tip angle (degrees)	O.D. (mm)	Tip length (mm)	X (mm)
A	25	1.2	3.0	0.07
B	38	1.3	2.2	0.17

### 2・3 針による穿刺実験

**2・3・1 反力計測の実験機器** 穿刺方向の軸力（定格負荷 100 N）を反力センサ（LMC-21023, 日章電機）で計測した。反力センサには把握径 0.8~10 mm のドリルチャック（LF10, ユキワ精工）を取り付け、硬膜外麻酔針をドリルチャックで固定できるようにした。反力センサとドリルチャックを 1 軸ステージ（SGSP26-50, シグマ光機）に取り付け、移動速度を条件設定した。ステージは 2  $\mu$ m を最小単位に移動量を設定可能であった。ステージコントローラから transistor-transistor-logic (TTL) 信号を発信してデータレコーダ（8807, 日置電機）と同期をとった（図 4）。小型 CCD カメラをブタ骨の上部に設置し、映像をデジタルビデオ（ハンディカム, ソニー）に入力した。データレコー

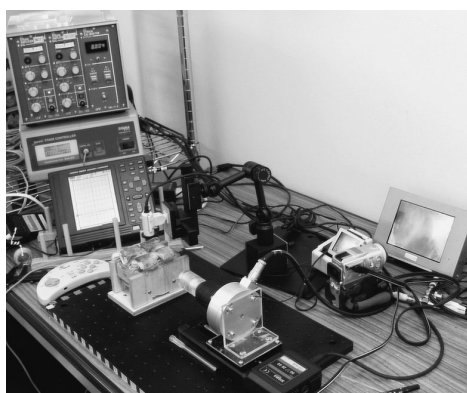


図 4 ブタ骨の黄色靱帯に針を穿刺したときの反力を計測する実験装置

Fig. 4 Photo of the experimental setups to measure the reaction force, while a needle inserts into the ligamentum flavum of a porcine spine.

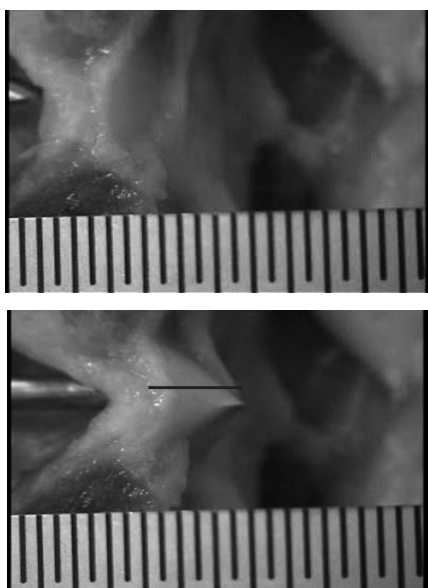


図 5 黄色靱帯変形の計測

Fig. 5 Measurement of the deformation of the ligamentum flavum.

ダとデジタルビデオの時刻をあわせ、針先が黄色靱帯を貫通する際の画像を每秒 25 コマの速度で録画した。

試料表面の温度を赤外線式温度センサで測定し、28°C 以上の条件下で針を穿刺した。穿刺速度は平均的な 2 mm/s 一定とした。

**2・3・2 画像からの計測値** 黄色靱帯の変形を撮影した動画を画像に分割し、1 枚ごとに黄色靱帯の伸び量を計測した。その際、0.5 mm 刻みのスケールを同時に撮影しているため、目盛の画像上の長さ、針先によって引き伸ばされている先端位置と黄色靱帯の端までの水平方向の長さを計測した。計測には画像処理ソフトウェア（Image-Pro PLUS, Media Cybernetics 社）を用いた。計測画面の例を図 5 に示す。上は穿刺前の画像で、下は針先の貫通直前の画像で最も伸びたときである。下図中に入れた線を黄色靱帯の伸び量として、各条件について求めた。伸びは針先と穿刺前に黄色靱帯のあった位置までの長さで定義した。

**2・3・3 各条件の実験数と統計解析** 針 A は胸椎について  $n=11$ 、腰椎について  $n=17$  の実験をおこなった。針 B は胸椎について  $n=11$ 、腰椎について  $n=17$  を対象にデータ計測をおこなった。

本実験では針が 2 種類と穿刺部位（胸椎、腰椎）が 2 種類なので、総当り検定ができる SNK 検定（Student-Newman-Keuls test）で有意差検定をおこなった。

## 3. 結 果

穿刺反力の波形は、単調増加の後、急降下し一定値を示した。ビデオ画像から、単調増加のときは黄色靱帯が伸ばされ、針先が抜ける直前に反力が最大値を示した。針先が抜けた後もシャフトに黄色靱帯が付着した状態であった。黄色靱帯を胸椎と腰椎の 2 群に分け、各々について反力の平均波形、反力の最大値、最大値から一定値までの落ち込み量、黄色靱帯の変形量を求めた。最大値から一定値までの落ち込み量について、刃面が完全に貫通するまでに要する時間を考慮して、ピーク値から 1.5 秒（3 mm）後の値をとった。

図 6 に反力の平均波形を示す。穿刺抵抗として、波形が単調増加する 0~2 s の間の反力の増加分を針先の進んだ長さ 4 mm で除した値を求めた。その結果、針 A は胸椎について 0.48 N/mm、腰椎では 0.6 N/mm、針 B は胸椎で 0.63 N/mm、腰椎で 0.83 N/mm を得た。穿刺部位が同じであれば針 B は針 A より 30% 値が大きく、鈍い針とされる B と鋭い針とされる A の差が定量的に得られた。

最大値の比較を図 7 に、落ち込み量の比較を図 8 に示す。最大値は針 A では胸椎において  $2.4 \pm 0.4$  N、腰椎に対して  $3.5 \pm 0.5$  N、針 B では胸椎において  $3.6 \pm 1.0$  N、腰椎に対して  $5.3 \pm 0.6$  N であった。つまり、針 A、針 B ともに腰椎を穿刺した場合の最大値は胸椎を穿刺した場合の 1.5 倍を示し、腰椎の方が穿刺抵抗は大きい。落ち込み量は針 A では

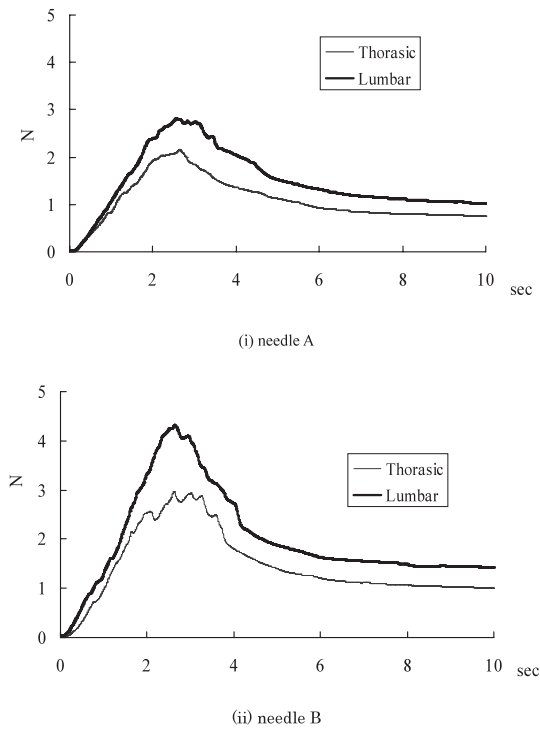


図6 胸椎と腰椎における平均波形の比較

Fig. 6 Comparison of averaged waveforms between thoracic and lumbar spine.

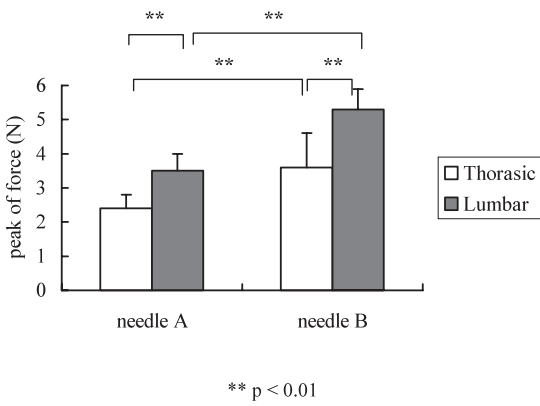


図7 胸椎と腰椎における穿刺反力の最大値の比較

Fig. 7 Comparison of the peak value of force between thoracic and lumbar spine.

胸椎について  $-1.0 \pm 0.3$  N, 腰椎について  $-1.7 \pm 0.4$  N, 針 B では胸椎において  $-2.3 \pm 0.4$  N, 腰椎に対して  $-3.1 \pm 0.5$  N であった。有意差検定の結果, 両群間には統計学的な有意差 ( $p < 0.01$ ) を認めた。

黄色靭帯の変形量(図9)は, 針 A では胸椎  $2.7 \pm 0.6$  mm, 腰椎  $2.9 \pm 0.5$  mm であり, 針 B について胸椎に対して  $3.0 \pm 1.0$  mm, 腰椎に対して  $3.4 \pm 0.9$  mm であった。胸椎と腰椎の間および針 A と針 B の間に統計学的な有意差はなかったが, 鋭い針 A の時の伸びが小さい傾向であることがわかった。

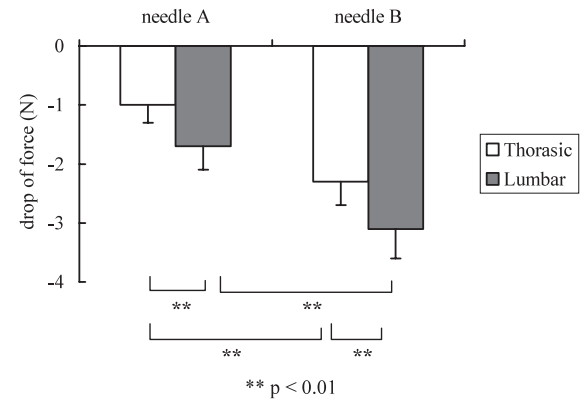


図8 胸椎と腰椎について穿刺反力の落ち込み量の比較

Fig. 8 Comparison of the drop of force between thoracic and lumbar spine.

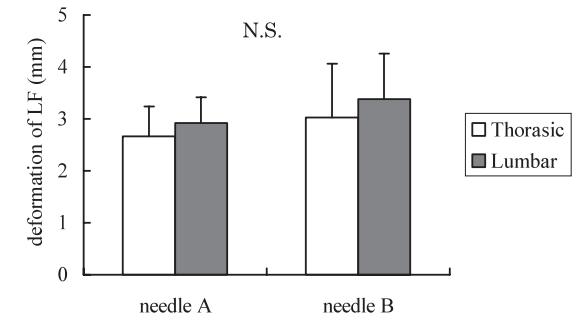


図9 胸椎と腰椎について黄色靭帯の変形量の比較

Fig. 9 Comparison of the deformation of ligamentum flavum between thoracic and lumbar spine.

### 4. 考 察

#### 4.1 黄色靭帯の変形について

本研究により, 硬膜外針を黄色靭帯に穿刺した場合, 平均で 3 mm 伸びる結果が得られた。麻酔科医の経験談としては, 黄色靭帯を抜ける際に伸びる感覚がするという意見もあるが, 正確に検証するには内視鏡または X 線造影剤で観察する必要がある。内視鏡は epiduroscopy という名称で使用されている。Igarashi ら [9, 10] は妊婦の硬膜外腔の広さや呼吸をした際の様子を epiduroscopy で調べている。Holmstrom ら [11] はカテーテルの走行パターンを観察している。この方法は硬膜外麻酔針の内針を抜いてカテーテルを挿入するかわりに内視鏡を入れるというものであり, 黄色靭帯が変形するかを観察するには硬膜外麻酔針を 2 本穿刺しなければならない。つまり, 観察用とカテーテル挿入用が必要となり, 日常的には臨床上で実施されていない。一方, X 線造影剤を注入する方法は epidurography [12-14] と呼ばれ, 硬膜外腔に針先が到達しているかの確認に使用されている。Bartynski ら [13] は臨床的に多用される抵抗消失法では不正確になる場合を事例報告している。Johnson ら [14] は硬膜外腔に造影剤を投与しても合併症のリスクはないとしている。造影剤を用いる方法は有益



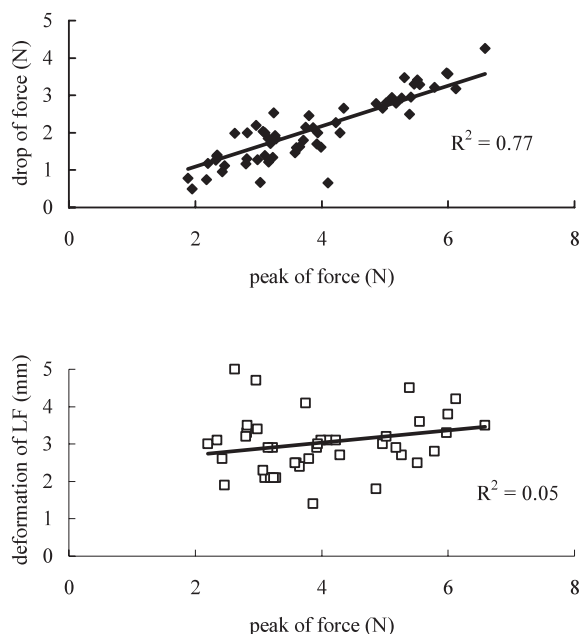


図10 反力の最大値と力の落ち込み量，黄色靱帯の変形量の関係

Fig. 10 Relation between the peak force, the force drop and the deformation of the ligamentum flavum.

であるが，報告されている画像を参照すると，単純撮影では局所的な黄色靱帯の変形をとらえることは困難であった。以上のように，検証方法は存在しても文献上で本実験結果を裏付けることはできなかった。

#### 4.2 胸椎と腰椎の差について

反力の計測結果は，最大値が胸椎の方が低く，かつ標準偏差も大きいことを示した。この原因のひとつには，椎間高が挙げられる。胸椎では8 mm，腰椎では5 mmが平均値であった。伸び量については胸椎と腰椎の間に有意差はなかったので，針からの力を受ける面積が大きくなることが反力の最大値が低くなる理由と考えられる。

#### 4.3 計測した指標の関係

反力の最大値，最大値から一定値までの落ち込み量，黄色靱帯の伸び量の因果関係を考察する。図10に3つの指標の関係を，反力の最大値を横軸にとって示す。反力の最大値と落ち込み量には正の相関関係が見られる。黄色靱帯の伸び量と反力の最大値の間には明確な相関関係は得られなかった。黄色靱帯の伸びを立体的に計測して，より正確な変形と反力との関係を検証する必要がある。反力の落ち込み量が大きいと硬膜外腔に到達したかの判断がしやすいと予想されるが，穿刺抵抗が大きいことを嫌う医師もいるので，更なる検証が必要と考えられる。

#### 4.4 本実験方法の限界と今後の展望

実際の穿刺を考えると，年齢による黄色靱帯の差が重要となる。今回の検討は食用のブタで比較的若く，加齢による硬化はほとんどない条件での実験となった。老化したブタを対象にした試験は現実的ではなく，本研究方法の限界

である。加齢による硬化の度合いについて，針の内針をはずして生理食塩水を満たし，医師が穿刺する際の水压変化をモニタする報告[15]をもとに，臨床データを蓄積していくことが必要と考える。

穿刺抵抗は穿刺対象により変動するので，針形状を最適化するには，本報の条件およびデータ数では不足している。今後，穿刺対象の力学特性と針の形状を結びつける理論，モデルを構築し，実際に起こりうる穿刺反力や黄色靱帯の変形を予測可能とする必要がある。

## 5. 結 論

ブタ背骨の黄色靱帯を対象に臨床使用されている硬膜外麻酔針の穿刺抵抗を計測した結果，以下の3点が明らかとなった。①黄色靱帯は破れて針先が抜ける前に伸展し，その伸展量は3 mmであること，②胸椎より腰椎の方が穿刺反力の最大値が50%大きく，穿刺抵抗が大きいこと，③臨床使用されている最も鈍い針は最も鋭い針より，針を穿刺して進めたときの反力上昇が30%大きい穿刺抵抗を示すことである。

今後の課題は，穿刺反力を3軸分測定するとともに黄色靱帯の変形を3次元計測することと，4.4で述べた課題を検討することである。

謝辞 本研究で報告した実験は大学院生の林翼君と学部生の木下ゆり子君がおこなった。本研究の一部は科学研究費補助金（若手研究（B）20791097）によった。

## 文 献

1. 小坂義弘: 新版 硬膜外麻酔の臨床, 真興交易医書出版部, 東京, 1997, pp. 35-41.
2. Shono A, Sakura S, Saito Y, Doi K, Nakatani T: Comparison of 1% and 2% lidocaine epidural anaesthesia combined with sevoflurane general anaesthesia utilizing a constant bispectral index, *Br J Anaesth.* **91**: 825-829, 2003.
3. Mulroy MF, Norris MC, Liu SS: Safety steps for epidural injection of local anesthetics: review of the literature and recommendations. *Anesth Analg.* **85**: 1346-1356, 1997.
4. 苗村 潔, 齋藤英也: 穿刺反力に基づく硬膜外麻酔針の精密位置決め制御に関する研究. *マイクロメカトロニクス* (日本時計学会誌), **49**(193): 38-44, 2005.
5. Naemura K: Comparative phantom study on epidural anesthesia needle, *Proc of the 28th Annual International Conference of the IEEE EMBS, New York, 2006*, pp. 4995-4998.
6. Naemura K, Uchino Y, Saito H: Effect of the needle tip height on the puncture force in a simplified epidural anesthesia simulator, *Proc of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Lyon, 2007*, pp. 3504-3507.
7. Stainless steel needle tubing for the manufacture of medical devices, *ISO9626*, 1991.
8. Frolich MA, Caton D: Pioneers in epidural needle design. *Anesth Analg.* **93**(1): 215-220, 2001.
9. Igarashi T, Hirabayashi Y, Shimizu R, Saitoh K, Fukuda H, Suzuki H: The fiberoptic findings of the epidural space in pregnant women. *Anesthesiology.* **92**(6): 1631-1636,

- 2000.
10. Igarashi T, Hirabayashi Y, Shimizu R, Saitoh K, Fukuda H: The epidural structure changes during deep breathing. *Can J Anaesth.* **46**(9): 850–855, 1999.
  11. Bjorm Holmstrom, Narinder Rawal, Kjell Axelsson, Per-Anders Nydahl; Risk of catheter migration during combined spinal epidural block: Percutaneous epiduroscopy study. *Anesth Analg.* **80**: 747–753, 1995.
  12. Kenneth P. Botwin, James Natalicchio, Ashraf Hanna, Fluoroscopic guided lumbar interlaminar epidural injections: A prospective evaluation of epidurography contrast patterns and anatomical review of the epidural space. *Pain Physician.* **7**: 77–80, 2004.
  13. Walter S. Bartynski, Stephen Z. Grahovac, William E. Rothfus: Incorrect needle position during lumbar epidural steroid administration: Inaccuracy of loss of air pressure resistance and requirement of fluoroscopy and epidurography during needle insertion. *Am J Neuroradiol.* **26**: 502–505, 2005.
  14. Blake A. Johnson, Kurt P. Schellhas, and Steven R. Pollei: Epidurography and therapeutic epidural injections: Technical considerations and experience with 5334 cases. *Am J Neuroradiol.* **20**: 697–705, 1999.
  15. Timo J. Lechner, Ronald A. Drost, Chris J. Langenberg: Clinical results with the acoustic puncture assist device, a new acoustic device to identify the epidural space. *Anesth Analg.* **96**: 1183–1187, 2003.
- 

苗村 潔 (ナエムラ キヨシ)

1998年東京大学大学院精密機械工学専攻博士課程修了。博士(工学)。1997年日本学術振興会特別研究員。1998年から2000年まで、東京大学助手。2001年から2002年まで、東京女子医科大学助手。2003年より現職(東京工科大学講師)。専門は精密手術テクノロジー、生体計測。



所属学会は日本機械学会, 日本生体医工学会, IEEE, 日本コンピュータ外科学会, ライフサポート学会。

齋藤 英也 (サイトウ ヒデア)

1994年東京理科大学工学部経営工学科卒業。1994年, 丸文株式会社入社。2000年, 株式会社ユニシス入社。同年11月取締役就任。2002年東京女子医科大学バイオメディカルカリキュラム修了。2004年取締役(技術統括)。ユニシス埼玉工場技術管理責任者・安全管理責任者。製品の開発および生産プロセスの改革, 産学協同研究の推進を担当。

