ストレンゲージピンセットによる 脳血管非観血的血圧測定法

杉田虔一郎・水谷 哲郎・林 雄一郎・鈴木 善郎
六鹿 直視・広田 敏行・景山 直樹

Blood Pressure Measurement of the Cerebral Artery with Strain Gauge Forceps

KENICHIRO SUGITA, TETSURO MIZUTANI, YUICHIRO HAYASHI,
YOSHIRO SUZUKI, NAOMI MUTSUGA,
TOSHIYUKI HIROTA and NAOKI KAGEYAMA

Department of Neurosurgery, Nagoya University

Summary

During intracranial vascular surgery neurosurgeons experience that the tone of the vessel changes in relation to the systemic blood pressure through forceps held in their fingers. On the basis of such experiences we have designed forceps with a pair of strain gauges to measure local blood pressure of the intracranial arteries. Blood pressure of arteries larger than 0.8 mm in diameter can be measured by holding them directly with this forceps. This technique was utilized in cases of STA-MCA anastomosis, AVM and aneurysm operations. The degree of success of the vascular anastomosis could be demonstrated quantitatively by the difference in the pressure before and after the anastomosis procedure. In the operation of AVM, the rate of obliteration of the feeding arteries could be discerned by measurement of the pressure of the draining vessels at each step of the procedure. In the aneurysm operation, application of the strain gauge forceps helped detect the stenosis of the parent artery after clipping of ligation of a wide neck aneurysm.

Key words: blood pressure, vascular pressure, STA-MCA anastomosis, AVM, aneurysm

超音波によるドップラー法¹⁾、アイソトープ法²⁾や電磁血流計³⁾などによる非観血的血流測定法はすでに多くの報告があるが、現在まで我々の知りうる範囲では、脳血管の非穿刺的圧測定法はまだ発表されていない。

脳神経外科医は術中脳血管をピンセットでつまむとその血管の搏動、緊張性が全身血圧の変動と一致して変化することを経験している。この指先の感覚でとらえられているものをストレンゲージを使用することにより定量的に測定しようとしたものが本研究である。

I 方 法

通常の20 cm 長の脳外科用ピンセットを分解し、その

先端より10 cm 離れた根本に近い部分で、その関節部より先端側に2個のストレンゲージ (Fig. 1-4) を装着する。この関節部をこえた根本の端にマイクロモーター (Fig. 1-1) で駆動される“くさび” (Fig. 1-3) をはめる。このくさびが前進後進することによりピンセットの先端は微速かつ定速で開閉運動を行う。ピンセットの先端にて露出した血管を把持する時、これに加わった力はピンセットをたわませ電圧変化として導出することができる。これを増幅して紙記録計に記録する。ピンセットの先端に分銅をつるすことによりストレンゲージからの電圧をグラムの単位で表現することが可能である。

名古屋大学脳神経外科

〔連絡先: 〒466 名古屋市昭和区鶴舞町65, 名古屋大学脳神経外科, 杉田虔一郎〕

1977年5月23日 受稿

Fig. 1 Schematic drawing of the strain gauge forceps. 1: Micromotor. 2: Deceleration gear. 3: Wedge of reciprocal movement. 4: Strain gauge

II 動物実験

20頭の成犬で、イソゾール静脈麻酔下にて頸部、腋窩、大腿部の直径の異なる数本の血管を露出して実験を行った。実験中は総頸動脈にカニューレーションを行い、これを電気血圧計に接続して全身血圧を知る1つの指標とした。この際、人為的に昇圧剤および降圧剤を用い全身血圧を変化させ、それに応じて種々な径の動脈の内圧がどのように変わるかを測定した。実験中血管攣縮予防のためパパバリ・キシロカインを塗布した。

1. 切除血管での水圧試験

イヌの大腿動脈、腋窩動脈、総頸動脈を切り出し両端に糸をかけて一定の張力を保ち、一方の断端を閉じ、他方から水圧を加えて計測した (Fig. 2 A)。この記録図形は勾配の異なる二つの直線部分からなっており、その勾配が変わる点を変曲点とすると、その高さは水柱圧 (cm H₂O) に比例する。変曲点までの経過をみると、厳密には直線成分以外の要素も含まれている。それが明確にわ

かるのは水圧零の時の記録波形であって、変曲点までの電圧は血管を引っ張っている張力と血管自身の弾力によって生まれている。その変曲点以後はピンセット先端に何もはさまずにピンセットだけを閉じた時に記録される直線に一致している。この変曲点が何を表わすかをみるため、血管の他端を開放して水を流出させたまま記録すると、この変曲点に達した時、水の流出がとまり血管が閉じられたことがわかる。これらの変曲点までの電圧とその時の水柱圧との関係を3本の切除血管で調べると、図のごとく3本の直線となる (Fig. 2 B)。それぞれの直線の勾配が異なる理由は、外径・血管性状・実験台上での血管を把持する時の張力などがおのおの異なっているためと考える。

2. 記録波形

記録紙上の波形はFig. 3に示すごとく、ピンセット先端が血管壁に接触すると同時に波形は立ち上がり、同時に搏動が波形に重畳して記録される。ピンセット先端が血管壁を閉じるところまでくるとこの搏動が消失し、同時に単純な直線となりその勾配は急峻になる。この搏動が消失するまでの高さが、血管内圧にさからってピンセットが閉じられる力である。その点をこえると血管の内壁同志が直接に接しあって血管壁のさらにはピンセット自身の弾性を示し急峻な直線となる。この搏動消失点が前記の切除血管における水柱圧実験の変曲点と一致している。この搏動の消失する変曲点までのピンセットのしめつける力すなわち、電圧またはグラムを“最高ピンセット圧” “MFF (maximum force of forceps)” とする。

Fig. 2 A: Four superimposed curves recorded by the strain gauge forceps while closing isolated arteries under hydrostatic pressures of 0, 40, 90 and 150 cm H₂O respectively. Each inflection point shows voltage of the force (ordinate) for collapse of the artery against hydrostatic pressure and vascular tonus. B: Relation between hydrostatic pressure and voltage of inflection point in three isolated arteries

Fig. 3 A: Record of systolic blood pressure of a common carotid artery by the canulation method using an electromagnetic transducer. B: Record of vascular pressure at the site using as strain gauge to the voltage at the disappearing point of pulse wave (inflection point), which is named "maximum force of forceps, MFF". Ordinate: Arbitrary scale

3. 全身血圧の変化と最高ピンセット圧との関係

8頭のイヌで総頸動脈にカニューレーションを行い、全身血圧をモニターしながらアルフォナード、ニトロプルシッド、塩酸フェニレフリン（ネオシネジン）などの薬物を使って全身血圧を変化させ、その時の測定血管の最高ピンセット圧 MFF を計測した。最高ピンセット圧と全身血圧との相関を調べると、同一血管ではそれぞれ完全な直線性を示した。すなわち全身血圧が上がればそれに比例して最高ピンセット圧が上がり、全身血圧が下がれば最高ピンセット圧が下がる。しかし図にみられるように血圧がゼロになってもこれらの直線はずりもゼロとはならず、最高ピンセット圧はある値を保持していることがわかる。これについては先に述べた水柱圧試験でも確認されているように血管自身の弾性と張力によるものと考えられる。

4. 血管外径と最高ピンセット圧との関係

6頭のイヌで全身血圧の指標として総頸動脈にカニューレーションを行い血圧をモニターし、これを一定に保った。頸動脈系、腋窩動脈系、大腿動脈系を露出し、種々な外径の大・中・小動脈でその外径と最高ピンセット圧との関係を検べた。これらの血管外頸はカメラによる接写撮影を行い、そのフィルムを拡大投影して計測を行った。血管外膜周囲組織による誤差やフィルム計測上の読みとり誤差は ± 0.1 mm程度と考えられる。血圧変動による血管外径の変化は、全身血圧が50mmHg以上ではほぼ一定で、50mm Hg 以下になると漸次細くなった。

Fig. 4 Relation between systemic blood pressure monitored by the canulation method in the common carotid artery and vascular pressure of various sized arteries in diameter (MFF) in two dogs (solid and broken lines). Figures next to each line indicate outer diameter of arteries. Hyperhypotension was obtained by iv. drip of 0.01% sodium nitroprusside and neosinephrine

Fig. 5に示すごとく、3 mm 径以下の血管では血管径と最高ピンセット圧とにかなりの相関関係がみられるが、4 mm 以上の血管になるとくずれてくる。特に頸部および腋窩部の動脈系に比して大腿動脈系はそのずれが大きい。しかし1つの動脈系を大・中・小動脈とその分枝をたどって計測する場合にはある幅をもった直線性の関係が得られるが、これも実験イヌが異なる時には必ずしもその直線性は同じ幅のなかにおさまるとは限らない。

5. 動物実験結果

同一血管では全身血圧と最高ピンセット圧とは完全に直線性の関係を示した。この計測値をみると、同一血管の経時的血圧変化を観察する場合には $\pm 5\%$ の誤差でその変化量を知ることは可能である。測定血管の血圧の絶対値は $\pm 15\%$ 以内の誤差で計測しうる。

Fig. 5 Relation between MFF and the diameter of the arteries under constant systemic blood pressure measured by the cannulation method in the common carotid artery (180 mmHg). Examined arteries: Common, internal and external carotid arteries, brachial and femoral arteries and their branches. Each line represents the results of four dogs. Results of arteries larger than 4 mm in diameter are scattered

III 臨 床

症例 1 : 56才, 男性. 1976年1月20日突然の右半身運動麻痺, 漸次症状軽快中なるも2月初旬再び悪化. 2月30日血管撮影にて左 M_1 部に血管閉塞あり. 中大脳動脈末梢部には不十分ながら造影剤の流入はある. 2月13日浅側頭動脈 (STA) - 中大脳動脈 (MCA) 吻合術施行. Fig. 5 は吻合術中の記録である. STAでは吻合前後でピンセット法による血圧には変化がみられなかったが, 中大脳動脈の分枝の径1.3 mm の血管では吻合前と吻合後との血圧を比べると, その計測値はほぼ2.5倍になっている. この間全身血圧には変化はなかった. 術後の血管写でも十分な側副血行路が形成されていた.

症例 2 : 60才, 女性. 1カ月前に右半身麻痺が突発し, 血管写にて左中大脳動脈 M_1 部での完全閉塞があり, STA-MCA吻合術を行った. STA は吻合術前後で

十分な血圧を測定しうることができた. 一方, 中大脳動脈の側頭葉部の0.7mm径の血管では顕微鏡下にて十分な搏動が観察されたにもかかわらず, ピンセット上には圧として計測できなかった. 吻合術後も吻合術前と同様に圧の変化はおきなかった. 術後の脳血管写でも側副血行路ができていなかった. 本症例は皮質表面の他の血管においてもピンセット計測ではほとんど血管内圧を測定しえず, もともと吻合術の適応にはならなかった症例と考えられる.

症例 3 : 38才, 男性. 右頭頂葉の6×7 cm 径の動静脈畸型の手術例である. 硬膜を切開すると矢状洞へ3本の太い流出血管が入るのがみられる. その1本を剝離露出しピンセット法にて計測したものが Fig. 8 の左波形である. これは正常の同じ径の静脈圧に比べ約30倍の圧があり, 大きな搏動が重疊していることがわかる. 次に動静脈畸型への主な流入動脈を1本ずつ閉じながら上記流出血管の圧を計測すると, 血管写上十分に識別できる流入動脈全部が閉じられるまでは流出血管の圧の低下はごくわずかで, 最終的にすべての流入血管が閉じられた時点で始めて急激な圧低下が記録された. それが Fig. 8 の右の波形である. この時点で動静脈畸型は出血することなく容易に全摘出が可能となった.

IV 考 察

脳血管の血流計測法としては電磁流量計や超音波のドップラー法, アイソトープ法, プレチスモグラフ⁶⁾などが広く利用されている. 一方血圧測定については非観血的血圧測定法として, 指先の容積, 脈(脳)波を利用する方法があるが, 我々が調べた範囲内では非穿刺的に脳血管の血圧を計測した報告はない.

電磁流量計も最近では, そのセンサーはかなり小さなものになり一部の脳血管には応用可能になっている⁵⁾が, これも脳皮質動脈や脳底部血管への応用は困難である. 同様に超音波ドップラー法やアイソトープ法なども流量の絶対値の計測には必ずしも正確なものではなく, 相対値の計測にすぎないことが多い. 我々のピンセット法による血圧測定も各動脈での血管内圧を絶対値で直読することは困難である.

本法では一般に0.8 mm 径以上の血管が実用範囲である. 0.3mm径の細動脈も搏動の記録は可能であるが, これらの細動脈では周囲組織の搏動が混入し S/N 比が悪くなる. また装置自体を細動脈用に感度を高めて作るとは容易であるが, 周囲組織の搏動混入のため実験目的以外の臨床応用は一般的に困難である.

さて全身血圧は一般に上腕動脈部でのマンシェット加

Fig. 6 Record obtained by strain gauge forceps during STA-MCA anastomosis surgery in case 1. Left column: record of superficial temporal artery which was same before and after anastomosis. Middle and right column: Record of cortical artery of the middle cerebral artery (1.3 mm in diameter). cf. MFF of MCA after anastomosis was almost same that of STA

Fig. 7 Record during STA-MCA anastomosis surgery in case 2. MFF of cortical artery of the middle cerebral artery after anastomosis was the same as before. cf. Recording of MCA before anastomosis showed non-significant pulse waves and very low vascular pressure

Fig. 8 Record of main draining vein during surgery of arteriovenous malformation in Case 3. Neither MFF nor pulse wave were seen after closure of all feeding arteries in right figure

圧法により間接的に血圧測定しその値で表現されている。従来の成書では平均値として大動脈部で120mmHg, 末梢のやや太い動脈で120~130 mmHgとなり, 細動脈, 毛細血管にいくにしたがい血圧は低くなるとされ, また大腿動脈については全身でもっとも高い血圧を示し 140 mmHg であると述べられている²⁾(生理学大系)。このように血管の各部位により血圧はそれぞれ異なった値を示

すことは当然であるが, 実際にイヌの実験で総頸動脈のカニキュレーションによる血圧が一定に安定している時, 大動脈を除く他の太い動脈から細い動脈にいたるまでのピンセット圧を調べてみるとその個体差が非常に大きいので, 全身血圧と計測中の血管外径と最高ピンセット圧との相関式を決定することができない。実際に臨床例で全身血圧と計測中の血管外径がわかっていても, その血管の最高ピンセット圧からだけではその血管内圧の絶対値を正確に決定することは困難である。一般的には, 外径 2 mm までの血管では±15%以内の誤差で血圧の絶対値を推定することは可能である。

本測定法のもっとも有効な使用法は, 同一個体の同一血管で経時的血圧変化を連続観察する場合である。この場合は全身血圧の変化に対し最高ピンセット圧は±5%以下の誤差で正確な比例関係を示す。ある負荷または手

術操作などの前後の変化をみる点では満足すべき結果が得られる。この点では穿刺法と異なり血管を傷害せず、かつ末梢への血流も保存されることなど臨床上の応用範囲も広がる。

STA-MCA 吻合術の術前・術中・術後検査法として、血管撮影のほかアイソトープ法、超音波血流計、電磁血流計などの応用がなされ、それぞれ有効な方法となっている。我々の血管内圧測定法も術中の検査法としては有用なものと考えられる。水上ら⁹⁾は術後結果からみて、術中皮質血管が 40mmHg 以上の血圧を有するものに吻合の適応があり、20mm Hg 以下のものには適応がなかったと発表している。我々の方法では皮質動脈の血圧の絶対値を読みとることは困難であるが、血管外径の計測と全身血圧とから推定値をうることは可能である。我々の方法の最大の特長は血管や周囲組織の損傷がないことである。今後症例を重ねることによる統計的な考察ができるものと考えられる。

動静脈畸型の手術時、本法を利用して流入動脈を閉塞する前後で流出静脈の圧の変化を観察することができ、流出静脈の圧が急激な低下またはゼロとなればすべての流入動脈が閉塞されたことを示し、その時点で動静

脈畸型の全摘出を行っても出血はほとんどない。

その他、動脈瘤クリッピングの際の親血管の狭窄の有無など血管外科の術中の効果判定その他の臨床的応用も可能と考える。

本研究は厚生省特定疾患研究費の御援助を受けた。装置の製作は東海理化電機製作所(愛知県新川町)による。

文 献

- 1) INGVAR, D. H. & LASSEN, N. A.: Regional blood flow of the cerebral cortex determined by krypton 85. *Acta Physiol Scand* 54: 325-338, 1962
- 2) 松田幸次郎: 生理学大系Ⅲ, 602-603, 1969
- 3) 作田善雄, 水上公宏, 金 弘, 西嵐美知春, 荒木五郎, 高橋克世: 虚血性脳血管障害に対する頭蓋内外吻合術手術成績ならびに適応. *Neurologica medico-chirurgica* 15 Suppl, 1975 pp 134
- 4) SATOMURA, S. & KANEKO Z.: Proc. of III Intern. Conf. on ME, London, 1960 pp 254
- 5) SPETZLER, R. & CHATER, N.: Microvascular bypass surgery. *J Neurosurg* 45: 508-513, 1976
- 6) 高木健太郎, 永坂鉄夫: 身体各部皮膚血流の特性, 特に周期性動揺について. *総合医学* 18: 755-759