

Tentorial Upward Herniation の力学的研究

京都大学医学部脳神経外科学教室 (主任: 半田 肇教授)

津 田 永 明

〔原稿受付: 昭和55年 8 月27日〕

Dynamical Research of the Tentorial Upward Herniation

EIMEI TSUDA

Department of Neurosurgery, Faculty of Medicine, Kyoto University
(Director : Prof. Dr. HAJIME HANDA)

The upward herniation is caused by the pressure gradient between supra-and infratentorial compartments. Then, the herniated brain receives the shearing stress at the edge of the tentorium and the brain stem is suffered from the forced pressure.

The purpose of the present study is to find out the relationship relative to the increased intracranial pressure, the pressure gradient, the tentorial shearing stress, and the forced pressure in the front side of the pons. Twenty-four monkeys were used and these intracranial pressure were raised by inflation of a balloon in the cerebellum. The infratentorial pressure was found to be always higher than the supratentorial pressure, and the pressure gradient became greater in accordance with the increased intracranial pressure. Irrespective of the sensor inserted into the brain stem or not, the shearing stress became stronger under the increased intracranial pressure, and the forced pressure in the front side of the pons reached several ten-times stronger than the pressure gradient.

Although the degree of the tentorial edge's ascent observed by X-ray was variable in each monkey, the ascent of the tentorial edge ceased when the tentorial shearing stress reached at 100 mmHg approximately. At this point and later on, the nature of both the brain and the tentorial edge was changed from elastics to plastics, and the tentorial edge was strained which caused the awful damages to the particular portions of the brain. The relationship between the tentorial shearing stress and

Key words : Intracranial pressure, Viscoelastance, Tentorial upward herniation, Tentorial shearing stress, Forced pressure.

索引語: 頭蓋内圧, 粘弾性, 経天幕上方ヘルニア, テントリアルシアリングストレス, フォーストプレッシャー.
Present address : Department of Neurosurgery, Faculty of Medicine, Kyoto University, Sakyo-ku, Kyoto, 606, Japan.

the forced pressure in the front side of the pons is regarded as a kind of vector which indicates the moments of the mass-effect.

The continuous studies of the upward herniation show that the power of the shearing stress in a particular forced pressure was greater than the supra-and infratentorial pressures, and both the forced pressure in the front side of the pons and the tentorial shearing stress were found before the pressure gradient was shown.

はじめに

頭蓋内圧の病態生理は、主として脳循環障害と脳の偏位による影響とに大別される。この研究は古くは、今世紀初めの Cushing¹⁾ の実験的研究以来、数多くの報告がある。しかしながら、頭蓋内圧亢進といっても、水頭症のような diffuse に脳全体が expand するような病態と、脳の局所の expanding mass による病態とは、全く異った像を呈する。ことに expanding mass の場合、頭蓋内のどの部分に存在するかによって著しく異った病態を呈する。これは expanding mass が大きくなろうとする growing vector によって、これまでに剖検などによって示されているような、種々の herniation²⁾ の形態をとるためである。Expanding mass による頭蓋内圧亢進は、頭蓋内の各部分で決して一様に圧力が伝わるのではなく、頭蓋内各部で圧力が異なる^{5,6,12,43,51)}。このことは、脳脊髄が硬い頭蓋骨や脊椎管に囲まれている、というユニークな臓器であることにその一因がある。また、他の原因としては、髄液という液体の中に、一種の粘弾性体である脳実質がおさまっている、という解剖学的な2点に集約される。しかも生きている脳は、単なる粘弾性体ではなく、compressive compartments をもっている粘弾性体で、圧亢進がすすむとともに、その粘弾性特性 viscoelastance も増大すると報告されている^{3,50)}。これまで頭蓋内圧亢進という病態生理について、脳脊髄管腔を1つの圧力系とみなして研究された報告は数多くあるが、頭蓋内圧亢進の病態を考える時、頭蓋内を1つの圧力系として考えるには説明のつかない病態がおこりうる。

すでに、後藤、米田らは、transtentorial herniation の病態とその力学について、いわゆる stress, strain の観点から報告した¹⁸⁾。これは expanding mass が、supratentorial にある時に生じる herniation の力学についての研究である。さて、本研究は、以上の研究に

継続して、expanding mass が infratentorial にある場合の病態を主に、upward herniation と脳幹に及ぼされる forced pressure について、力学的な面から研究した。

実験方法

実験動物は、4.0~8.5kg の日本ザル24頭を用いた。麻酔は sodium pentobarbital (Nembutal[®]) 20mg/kg、を静脈内に投与した後、気管切開を行ない気管チューブを挿入した。血圧測定と実験中の血液ガス分析のために、1側の股動脈に18#テフロンカテーテルを挿入し、また、術中薬剤投与のために、1側の股静脈に18#テフロンカテーテルを挿入した。実験中、頭部レントゲン撮影¹⁾を経時的に行なうために、東大脳研式動物固定器 Fig. 1 (A, B) のように改造した固定器に動物を固定した。頭蓋内圧測定法はすべて SFT-transducer による Epidural Intracranial Pressure (EDP) を用いた。テント上頭蓋内圧測定は、左頭頂部に $\phi 11\text{mm}$ の burr hole に開け outer ring を同部に固定し、この ring 内に SFT-transducer^{50,52,53,54)}を装着した。テント下頭蓋内圧測定も同様の方法で左後頭蓋窩硬膜上に SFT-transducer を装着した。次に EDP と脳室液圧 (Ventricular Fluid Pressure, VFP) との相関関係をみるために、左後頭骨に小孔を開け、これより左側脳室内に18#テフロンチューブを挿入した。本研究の目的である upward herniation の際に生じる shearing stress と pons 前面に加わる forced pressure を測定するために、目的にかなう sensor を作成した。Sensor は、KFC C-11 strain gage¹¹⁾ を、長さ10mm、厚さ50 μ のステンレスホイルに圧着したものである (Fig. 2 Rt)。このステンレスホイルの大きさおよび型は、先端に応力が働いた時に、sensor の出力電圧が直線性になるように設計した。このような特殊な sensor で、tentorial shearing stress および pons 前面にはたらく forced pressure

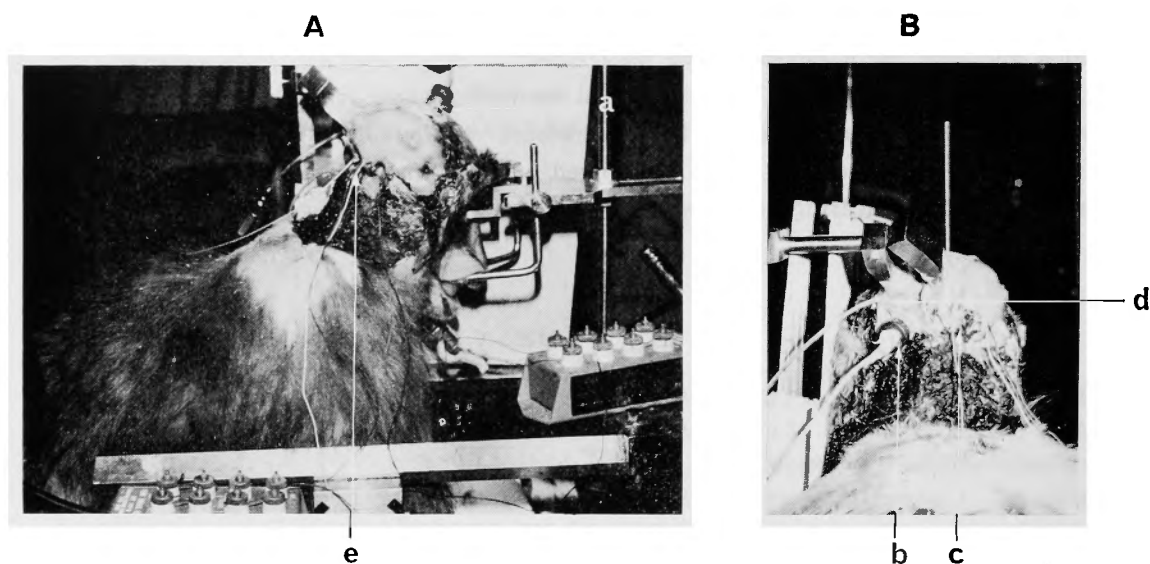


Fig. 1. Supra- and Infratentorial EDP measurements through a burr hole in the left parietal and suboccipital region. (A, B)

arrow a. : A epidural transducer on the left parietal region.

arrow b. : A epidural transducer on the left cerebellum.

arrow c. : A catheter of the balloon in the right cerebellum.

arrow d. : A catheter in the left lateral ventricle.

arrow e. : Leading wires of the sensor.

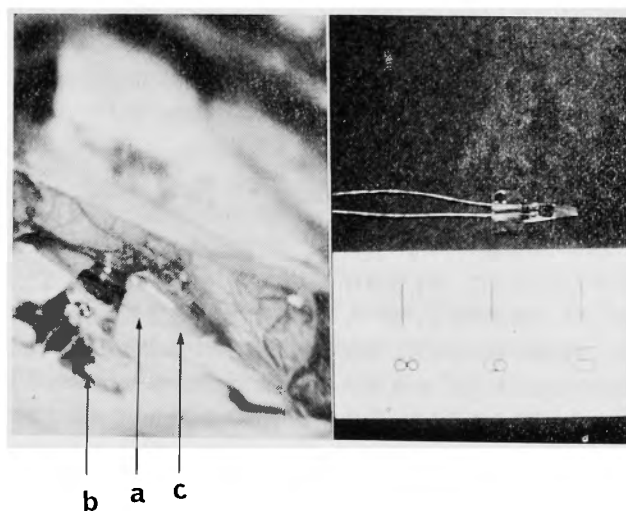


Fig. 2. left : Right temporo-occipital lobe is retracted and the edge of tentorium exposed.

arrow a. : The edge of the tentorium.

arrow b. : A sensor.

arrow c. : A lead piece.

right : A small sensor for measurement of the tentorial shearing stress.

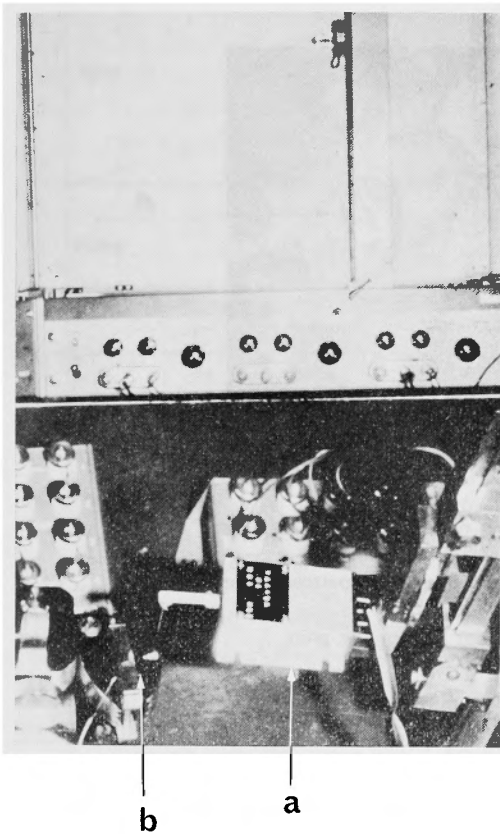


Fig. 3. above : The linearity of the sensor on the X-Y recorder was checked prior to use.

lower : arrow a. : A load transducer.
arrow b. : A sensor.

を測定した。この sensor の直線性および荷重計算をあらかじめ実験前に荷重変換器ⁱⁱⁱ⁾で校正した (Fig. 3)。校正は sensor および荷重変換器をそれぞれ120オームのホイーストブリッジに接続し、それぞれの歪アンプを経て、X-Y recorder^{iv)}で校正した。そして、右側頭後頭開頭後、subtemporal approach で、このように校正された sensor を、tentorial edge に α -cyanoacrylate (Aron Alpha[®]) で固定した。この時、同時に小鉛片をテント端に Aron Alpha[®] で固定した (Fig. 2 Lt)。さらに、pons 前面の forced pressure を測定するために、translabrynthine-transpetrosal approach でサルの pons 前面、すなわち clivus に到達し、ここにこの sensor を固定した (Fig. 4)。

(注) ここでいう tentorial shearing stress の測定とは transtentorial upward herniation の際に、テント端をずり上げる脳の単位面積あたりの荷重を測定することをいう。また、pons 前面への forced pressure とは、脳の単位面積に加わる力を測定したものである。

頭蓋内圧上昇方法は、右後頭蓋窩小脳内バルーン加圧法を用いた。バルーン加圧注入は、連続的に 7.32 ml/hr、の割合で infusion pump^{v)}を使用した。注入液には radiopaque contrast medium (60% Urograin[®]) を使用した。手術操作終了時 water tight に閉頭した。方法は、右側頭後頭開頭部については、硬膜をテフロンパッチで縫合し、Aron Alpha[®] で縫合部の封入、さらに methyl-methacrylate で閉頭した。また、translabrynthine 法で錐体部に開けた小孔にも、開放部をテフロンでパッチし、Aron Alpha[®] で封入し、methyl-methacrylate で閉頭した。血圧測定は、血圧 transducer^{vi)}で測定した。呼吸は気管内チューブ内にとりつけた呼吸サーミスター^{vii)}で測定した。Tentorial shearing stress および pons 前面にはたらく forced pressure の測定は、strain amp^{viii)}よりの出力電圧を pen-recorder^{ix)}で記録した。また、血圧、呼吸、テント上およびテント下硬膜上頭蓋内圧は、同時に 8 チャンネルポリグラフ^{x)}で記録した (Fig. 5)。実験はすべて自発呼吸下でおこない、サルの体温維持はヒーティングランプで、36°C~37°C に保った。また、テント下頭蓋内圧亢進中に、小脳内バルーンの大きさと、テント端にとりつけた小鉛片の移動を経時的に X 線撮影をして観察した。実験終了直後に、sensor にかかった tentorial shearing stress および pons 前面にはたらいた forced pressure の校正をおこなうために、大後頭孔と第 1 頸椎との間で断頭し、後頭骨を除去し、小脳実質および脳幹部を除去して、荷重変換器で各々の sensor にかかる荷重を測定した。 (Fig. 6 left) Sensor の出力電圧を X-Y recorder の X 軸にとり、荷重変換器を sensor に加えることによって sensor の荷重校正を行った (Fig. 6 right)。このようにして得られた校正図をもとにして実験中に sensor で記録された荷重を測定した。さらに、この sensor をとり出して、この sensor の active area の面積を万能物体測定器^{xi)}で計測し、単位面積当りの荷重を計算した。なお、shearing stress および pons 前面にはたらく forced pressure とテント上・下頭蓋内圧との対

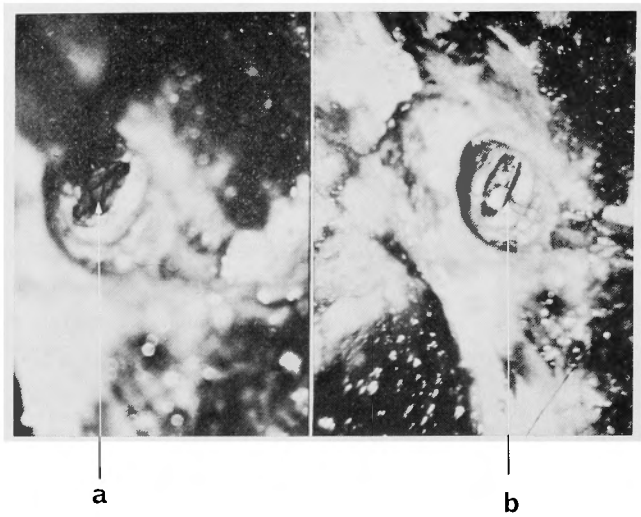


Fig. 4. The pons was exposed by translabyrinthine-transpetrosal approach.
arrow a. : The pons was exposed
arrow b. : A sensor was fixed in front side of the pons.

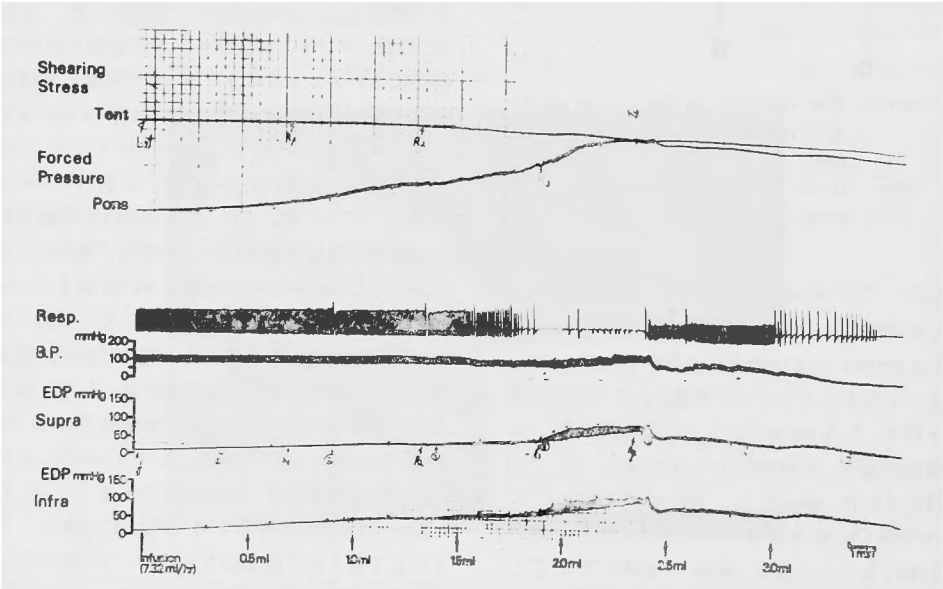


Fig. 5. Simultaneous recording of the tentorial shearing stress, forced pressure of the pons, respiration, blood pressure, supra- and infratentorial EDP.

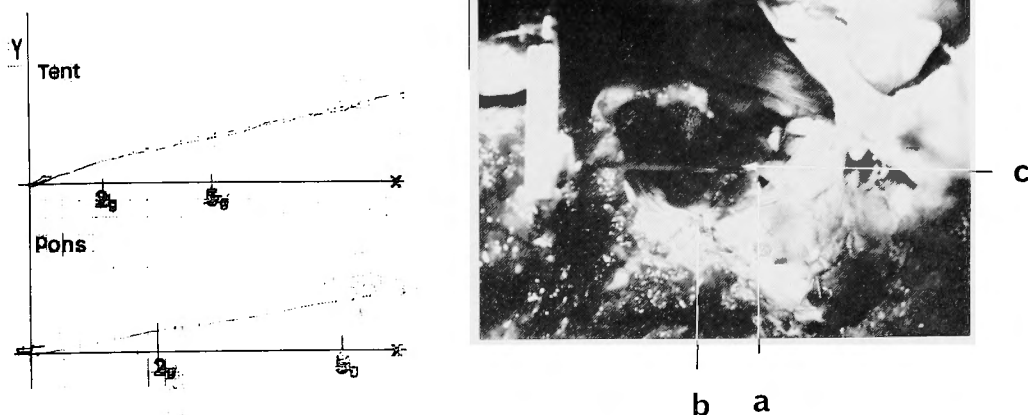


Fig. 6. left : Calibration of the tentorial shearing stress and forced pressure of the pons on the X-Y recorder at the end of experiment.

right : arrow a. : A sensor of the tentorium.

arrow b. : A sensor in front side of the pons.

arrow c. : The soft rubber top of load transducer.

比を容易にするために、実験結果の値は、すべて mm Hg に統一した。

換算方法は、以下の通りである。

〔例〕 Shearing stress 3g, active area 1.5mm² の時、1.0mm² にかかる単位面積当りの加重は、次下の式で求められる。

$$X = \frac{3}{1.5} \times \frac{1}{0.0136} = 146 \text{ mmHg/mm}^2$$

$$1 \text{ dyne} = \frac{760}{1033 \times 981} \text{ mmHg cm}^2 = \frac{10^3}{9.81 \times 10^5} \text{ g}$$

$$1 \text{ mmHg} = \frac{1033 \times 981}{760} \times \frac{10^3}{9.81 \times 10^5} \text{ g/cm}^2 \\ = 0.0136 \text{ g/mm}^2$$

結 果

1. テント下バルーン加圧法によるテント上、下硬膜上頭蓋内圧の関係 (Fig. 7)

小脳内バルーン加圧法によるテント上、下の圧変動について検討してみると、サルによって程度の差はあるが、頭蓋内圧亢進の初期においては、テント上、下圧差は認めなかった。しかし、圧上昇とともに、テント下頭蓋内圧が高くなり、同時に、その圧差も大きくなっていった。

2. テント上、下圧勾配と upward herniation の際の tentorial shearing stress との関係 (Fig. 8)

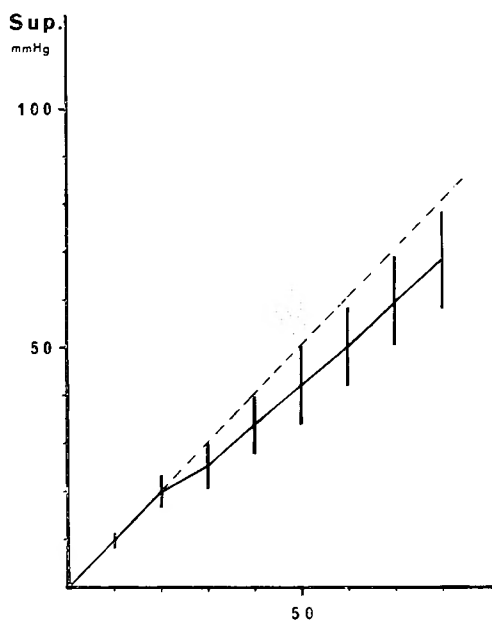


Fig. 7. Correlation between supra- and infratentorial EDP.

テント上、下の圧勾配が upward herniation をもたらす1つの誘因であるので、テント上、下圧差と tentorial shearing stress について検討した。Fig. 8 に示されるように圧差の数倍～数十倍以上の

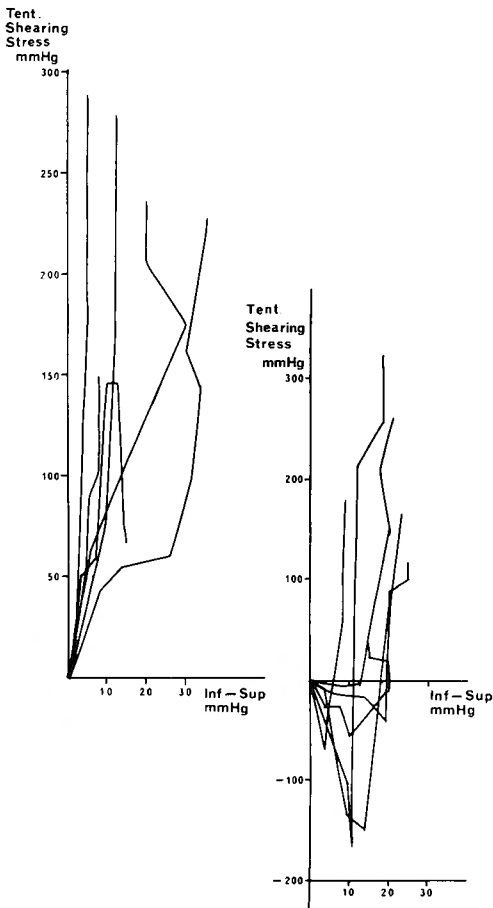


Fig. 8. Correlation between the tentorial shearing stress and the pressure gradients.
 right: The group which was inserted with a sensor in the brain stem.
 left: The group which were not inserted a sensor in the brain stem.

力が, shearing stress としてテント端に働いていた。この値は, サルによってかなり程度の差があった。しかしながら, Fig. 9 (1'2'3') に示されるように sensor の尖端が, pons につきさきさっている状態で測定を行った場合, テント上, 下圧差と shearing stress との関係は, Fig. 8 (Rt) に示すように, バルーン加圧の初期の段階では, むしろ shearing stress としての測定値は逆転する。このことは Fig. 9 (1'-2') に示されるように, バルーン加圧の初期の段階では, テント端および小脳が, はば同時に上方に圧排され, sensor そのものは逆の bending をおこしている。しかし,

ひずみ計としては, 逆転値を示し, また, 各サルによってもかなりの差があった。さらに, 圧上昇が加わると, Fig. 9 (3') で示されるように expanding mass が脳幹部を圧迫し, 脳幹が上, 下に伸展され, sensor 尖端は, 上方へもち上げられた。Fig. 8 (Lt) では, 圧差の値そのものが, サルによってかなり個体差があるので, かならずしも圧差の何倍という表現は出来なかった。しかし, 個々の例でみると, 確かに圧差が増大するとともに shearing stress が大きくなっていることが判明した。以上, 圧差と upward herniation との関係は, センサーの尖端が脳幹にささっている場合と, そうでない場合とで異ったパターンを示した。しかし, いずれの場合も, 圧差上昇とともに, 確実に shearing stress は大きくなった。

3. テント上, 下圧勾配と pons 前面にはたらく forced pressure との関係 (Fig. 10)

テント下小脳内圧上昇は, upward herniation とともに mass 増大の方向は, 上方のみならず, 前方, すなわち, 脳幹を直接圧迫する力を伴うものである。Fig. 10 で示す pons 前面にはたらく forced pressure は, 個体差が多少ともみられたが, テント上, 下圧差が 10mmHg になった時, forced pressure は 10例中 6例で 100mmHg—500mmHg を越えていた。

4. テント端上昇とテント下 EDP と tentorial shearing stress との関係

頭蓋内圧上昇中に頻回に X線撮影を行い, テント下 EDP とテント端にとりつけた小鉛片の上昇度とについて検討した。X線撮影間隔は, 陽性造影剤が 0.5ml 注入される毎に撮影した。テント端の上昇度は, それぞれの各時点で, 撮影したフィルムにおいて, テント端の小鉛片と vertex 部にとりつけた小鉛片との距離を精密ノギスで測定した (Fig. 11)。Fig. 12 に示す如く, テント上昇の大きさは, かなり個体差があり, テント下 EDP が, はば 50mmHg—60mmHg をこえれば, テント端の上昇は停止した。そして, テント端上昇の最大は, 2mm であった。この結果より, テント下頭蓋内圧亢進時, テント端は一定の時点まで上昇をつづけるが, それ以上圧上昇をきたしても, 上昇出来ないことが判明した。Fig. 13 (above, lower) は, テント端の移動と, upward herniation の力との関係をみたものである。Fig. 13 (above) は, センサーが脳幹につき刺っている場合の shearing stress と, テントの移動をみたものであり, 小脳内の mass の増大によって, 脳が上方へ移動しているにもかかわらず,

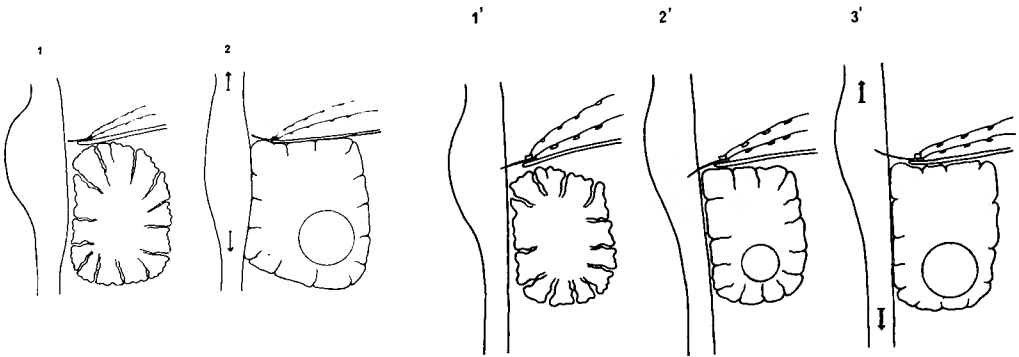


Fig. 9. Drawings of the pons, the cerebellar hemisphere, and the sensor during inflation of the balloon.

1, 2 : not inserted a sensor into the brain stem.

1', 2', 3' : inserted a sensor into the brain stem.

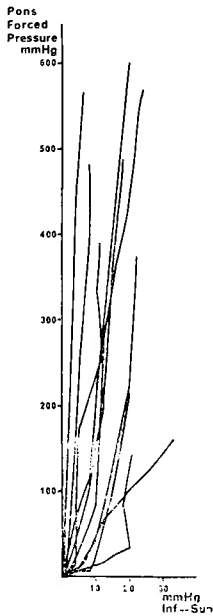


Fig. 10. Correlation between the forced pressure of the pons and the pressure gradients.

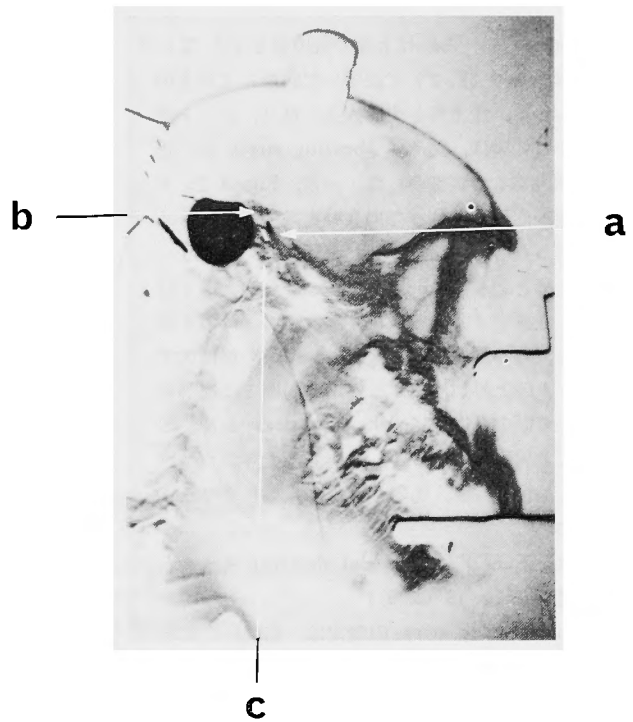


Fig. 11. Subtraction film made between the first control and the final stage control with maximum ascent of the tentorium.

arrow a. : A lead piece

arrow b. : A sensor of the tentorium.

arrow c. : A sensor of the pons.

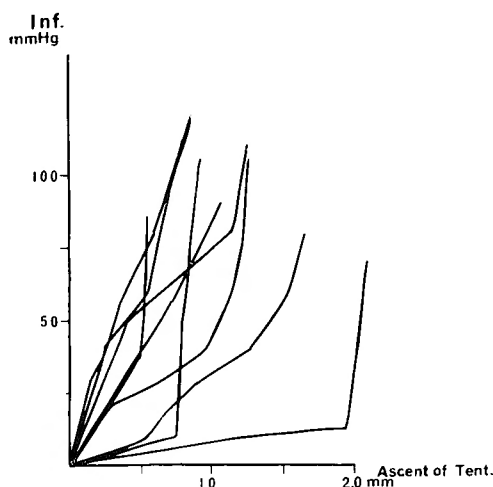


Fig. 12. Correlation between the intratentorial EDP and the ascent of the tentorial edge.

shearing stress は、みかけ上逆の負の値を示している。これは Fig. 9 (1', 2') で説明した病態によるものである。しかし、圧上昇が更に大きくなり、テント端上昇が停止した後は、急激に shearing stress が、正の方向に増大するのが判明した。一方、Fig. 9 で、センサー先端が、脳幹に刺っていない実験例では、サルによって異ったパターンを示した (Fig. 13 lower)。テントの上昇とともに shearing stress が、大きくなるものは、6頭中4頭にみられたが、それぞれの4頭においても、どの程度まで shearing stress が増大すれば、テントの上昇が停止するのかは明確ではなかった。また、6頭中2頭では、shearing stress が初めのうち急激に上昇してはいるが、テントの上昇がつづいているにもかかわらず、ある一定点から小さくなるものがあった。

5. テント下 EDP と tentorial shearing stress との関係 (Fig. 14 (2, 3))

Tentorial shearing stress の測定は、前述したごとく、センサー先端を脳幹部に刺入した群と、刺入しなかった群とに分けて実験を行った。Fig. 14(2) は、センサー先端が脳幹部に刺入しなかった群で、圧上昇とともに Fig. 9 (1, 2) の状態になると考えた。テント下 EDP が、ほぼ 60—70mmHg (mean 値) 前後となり、その後、テント下 EDP が上昇しても、tentorial shearing stress は大きくならず、一定値のままであった。一方、Fig. 14(3) は、センサーの先端が、脳幹部

に刺入された群で、圧上昇とともに、Fig. 9 (1' 2' 3') の状態になると考えた。頭蓋内圧上昇の初期は、小脳がテントとセンサーをもち上げるが、センサー先端が脳幹内に刺入されているために、センサー先端は移動せず、テント端に固定されたセンサーの基体部だけが上昇し、みかけ上負の値を示した。そして、テント下 EDP が 20—25mmHg の時、tentorial shearing stress は -40mmHg (mean 値) 前後で、最も小さい値を示した。その後、さらに圧上昇が加わると、センサー先端は、正の方向へと移動し、テント下 EDP が 40mmHg 前後で shearing stress は 0 の値を示した。これは、テント端および小脳がもち上げられる力と、脳幹部が上下方へ伸展しようとする力が、ほぼ同値であることを示している。さらに、圧上昇をきたすと、脳幹部がもち上り、shearing stress は急激に上昇し、テント下 EDP が 60—70mmHg の時、180mmHg (mean 値) となった。しかし、頭蓋内圧がそれ以上上昇しても shearing stress の上昇は、わずかであった。

6. Shearing stress と forced pressure の関係 (Fig. 14 (1, 2, 3))

小脳内バルーン拡大と共に生じる upward herniation すなわち、shearing stress と脳幹部にはたらく forced pressure との力学的な関係について調べた [Fig. 14 (1, 2, 3)]。センサーが脳幹部に刺入されていない群との比較は Fig. 14 (1, 2) に示した。この比較からみると、forced pressure と shearing stress との力の大きさは、テント下 EDP がほぼ 60—70mmHg までは、ほとんど同じ大ききで上昇した。すなわち、テント下 EDP が 60—70mmHg までは、力のベクトルは同値であると考えられた。しかしながら、更にテント下 EDP が上昇すると、shearing stress は 180—200mmHg で最大となり、それ以上、上昇しなくなるのに対し、脳幹部にはたらく forced pressure は、より以上に圧上昇していく事が判明した。一方、Fig. 14 (1, 3) でみられるごとく、センサー先端が脳幹部に刺入された群との比較では、shearing stress は、いったん負の値を示すが、shearing stress が上昇傾向を示すと、その上昇の程度と、脳幹部にはたらく forced pressure の上昇の程度とは、ほぼ同様の傾向を示した。しかし、shearing stress が 180—190mmHg で上昇しなくなったのに対し、脳幹部にはたらく forced pressure は、450mmHg (mean 値) にも達しているのがわかった。

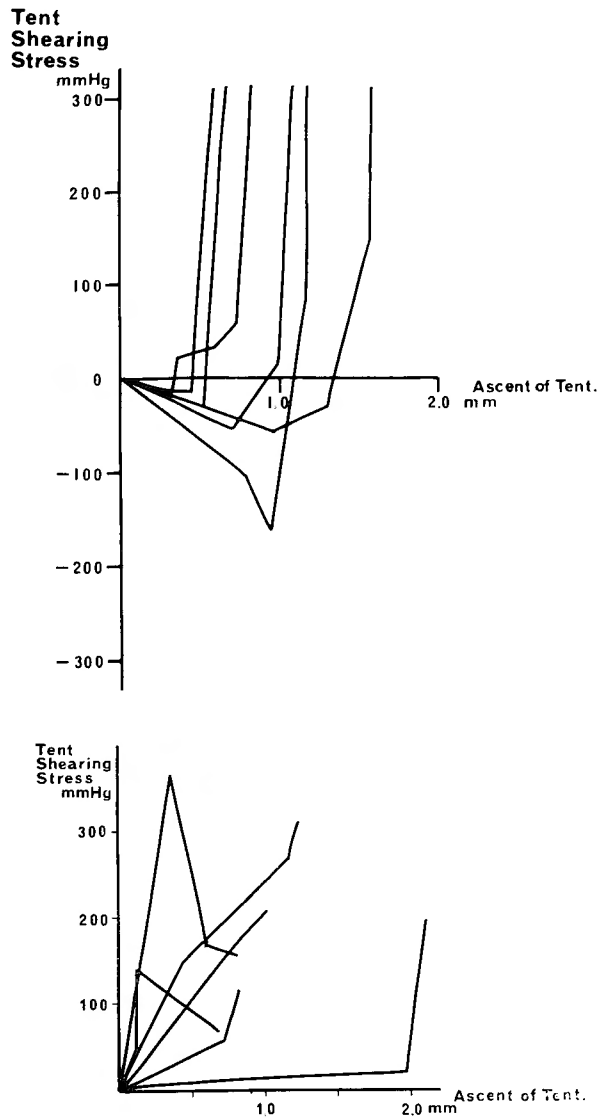


Fig. 13. Correlation between the tentorial shearing stress and the ascent of the tentorial edge.
 above : inserted a sensor into the brain stem.
 lower : not inserted a sensor into the brain stem.

考 察

1. 本研究の意義

これまで、頭蓋内圧亢進の病態生理は、脳脊髄腔全体を、1つの圧力系とみなして、この観点のみで解明しようとしてきた。しかし、頭蓋内の構成要素を考えてみると、脳実質、血管など様々で、すべてを同一の

液体とみなすことはできない。

近年、頭蓋内圧がかなり詳しく、正確に測定されるようになり^{17,21,22,30,31,34,35,36,41,44}、頭蓋内各所の圧力は、脳組織圧^{7,42,45}とか、局所頭蓋内圧として報告され、その測定上の意義と臨床上の意義が、様々に議論されている。たとえば、mass effect による頭蓋内圧亢進では、圧上昇とともに、脳実質内の各部位におい

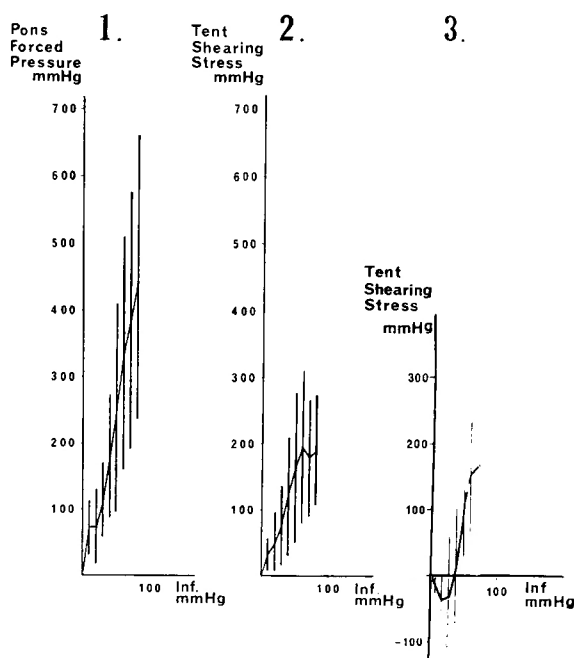


Fig. 14. 1. Correlation between the forced pressure of the pons and the infratentorial EDP.
 2. Correlation between the tentorial shearing stress and the infratentorial EDP.
 (not inserted a sensor into the brain stem.)
 3. Correlation between the tentorial shearing stress and the infratentorial EDP.
 (inserted a sensor into the brain stem.)

で、圧力差が生じてくるといわれている^{26,27)}。つまり、頭蓋内圧の上昇とともに、生きている脳の粘弾性特性は変化し⁵⁰⁾、脳実質の物理的素性は、elastic から plastic へと変化していく^{15,16,21,28,32)}。そして、この粘弾性特性の変化そのものが、脳の病態生理にも大きな影響を及ぼすと考えられる。

また、頭蓋内圧亢進とともに、頭蓋内各部で種々の herniation が生じ、それが生体に重大な影響をおよぼす^{14,47)}。この herniation は、力学的な面からみると、一種の集中応力と考えられる。

上述した如く、mass effect による頭蓋内圧亢進は、脳に直接加わる力(force)と水力学的な圧力(pressure)および、歪(shearing stress)などの種々の面から考えていく必要がある。

本研究では、herniation の中で transtentorial upward herniation の際のテント上、下頭蓋内圧と herniation をおこした脳の単位面積当りの加重 shearing stress および pons 前面に加わる単位面積当りの力

forced pressure を直接測定することによって、その意義について研究した。

2. Shearing stress と forced pressure の重要性

脳脊髄液の交通が全く障害されずに圧力が上昇していく場合は、頭蓋内のどのような部分にも、圧力差というものは存在しない。したがって、圧力の上昇そのものによって、脳の偏位、歪みといったものも起らない。ところが、mass effect による頭蓋内圧亢進の場合は、頭蓋内の各部位に圧力差を生じ、頭蓋内各 compartments の偏位、圧迫、歪みなどを伴ってくる。さらに临床上、頭蓋内圧亢進が認められなくても、mass effect が存在した場合、時に症状の出現を認めることがある。これは、mass effect によって、脳の局所に偏位、圧迫、歪みなどを生じ、症状が現われてきたものと思われる。これらの障害は、頭蓋内圧というより、局所の歪み shearing stress というものが、脳の局所に循環不全など生じ、神経系に局所的な機能不全をおこしてきたものと考えられる。ある一定

の stress が、脳のような粘弾性体に加わると変形してくる。そしてその stress が除去されると元にもどる。しかし stress が一定以上の力になってしまうと、その stress が除去されても、もはや「元」の型や状態に戻らない。また、長時間 stress が加わった場合にも、「元」の状態に戻らないと考えられる。1939年 Cairns⁸⁾ は、脳は elastic な物体を含んでおり脳の偏位や歪みを「元」に戻そうとする力がはたらき、これが頭蓋内の圧力差をひきおこす主な原因であると報告した。このように、脳実質が粘弾性体であることにより、頭蓋内に圧力差が生じ、圧力差が大きくなればなるほど、脳の構造に歪みを生じてくる。そしてこれが、頭蓋内各所に認められる herniation の最も大きな原因と考えられている。

先に、教室の後藤らは、transtentorial herniation についての病態生理について、動力学的見地より報告している¹⁸⁾。本研究は、後藤らのテント上硬膜上バルーン加圧法による研究をもとにして、テント下硬膜下バルーン加圧法の際に生じてくる各種の herniation と、その病態生理ならびに力学的考察について研究した。臨床上これまで upward herniation に対しての見解は、ほとんど神経放射線学的観点から論及されているが^{1,4,13,23,29,37,49)}、動力学的な面からその病態生理について報告されたものはほとんどない。

以下は上述の結論にそって、順に考察を加えたものである。

3. 小脳内テント下バルーン加圧法の問題点

本研究は、先の後藤らの研究とは異なって、バルーンを硬膜下に挿入した。これは実験の当初、同一の条件下で実験をすすめるために、後頭蓋窩硬膜上にバルーンを挿入して実験をくり返した。しかしながら、以下のような問題点が出現して、正確にテント下加圧法とはならないような現象が測定上みられた。その第一は、バルーンがサルの後頭蓋窩テント上に挿入されても、加圧当初は確かに理想通りのテント下硬膜上加圧法となるが、バルーン増大がすすむにつれてバルーンそのものの増大方向が、硬膜外腔の抵抗の小さい方へと膨らんでいく傾向があり、最もしばしばみられるのは、後頭蓋窩内板と lateral sinus とを剝離して、バルーンが1部テント上にもおよぶことがあった。この場合はテント下のみならず、テント上にも加圧されていることが十分考えられた。さらに、最も好ましくない条件としては、lateral sinus のみならず confluence をも圧迫し、テント上頭蓋内圧を急速に増大せしめる

ことであった。また逆に、バルーンがやや下方へと拡大していった場合は、テント下頭蓋内圧がそれほど上昇しないうちに、延髄を直接圧迫して呼吸停止をきたしたのもあった。したがって本研究は、このような artifact をさけるために、あえて硬膜下小脳内バルーン加圧法を採用した。

4. テント上、下圧勾配の問題点

テント下バルーン加圧の初期の段階では、ほとんどテント上下圧差は存在しなかった。この原因は、まず第1には、バルーン拡張が初期のころは、テント上、下の髄液系に通過障害がおこらず、髄液の移動もまだ容易であると考えられる。第2の原因は、テント下バルーン加圧によってテントそのものが上方に移動し、テント下の容積がテント上に容易に移動することで、上下圧差のバランスを保っているものと考えられる。このことは、膜性テントをもつ動物の1つの有利な点であると推察される。第3の原因は、バルーン拡張の初期は、バルーン近傍の血管床が圧迫され、その分だけ容積をバルーン近傍の脳実質内に吸収されると推察される。バルーンが更に大きくなると、第4脳室、中脳水道、Magendi 孔、Luschka 孔、天幕切痕などで髄液の通過が直接的に阻害され、さらにテントの上昇も限界までくると、テント上、下圧は大きくなっていく。しかし、この圧勾配は測定上ゆっくりと上昇し、けっして一定点から急に上昇しない。このことは、前述した3つの原因が同時に成立するのではなくて、それぞれが間欠的に、断続的に起こってくるものと考えられる。また、頭蓋内圧亢進そのものは、脈拍性、呼吸性動揺などに伴っておこる。脈動性を伴っているのはその1因と考えられる。テント上下圧差が大きくなるにしたがって、テント下脳実質(小脳)は、tentorial incisura をこえてテント上の圧力の低い方へと陥入していく。この現象がつまり upward herniation である。この時、テント下の圧力は tentorial incisura のみならず tonsil, pons 前面に集中応力として働く。

5. テント上下圧勾配と upward herniation の際の tentorial shearing stress の問題点

Shearing stress は、前述したごとく圧勾配によって生じてくるが、その動態はセンサーが脳幹に刺入されたものと、そうでないものとは、大きな差異があり、また、各々のサルにおいてもその測定値には差異がある。このことは、結果のところすでに述べた。しかしながら、いづれにしても、upward herniation の際におこってくる shearing stress は、このテント

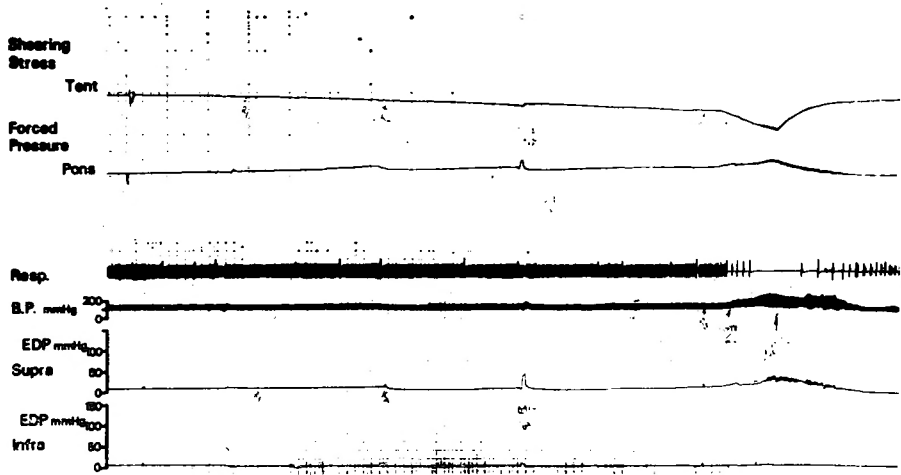


Fig. 15. Simultaneous recordings during the CSF leakage.

上, 下圧勾配が大きくなればなるほど大きくなる。センサーが脳幹に刺入されている場合は, 圧上昇とともに小脳がもち上り, 同時に小脳テントもち上ってくる。Fig. 9 (2') では測定上負の値を示すが, さらに圧上昇が加わると, Fig. 9 (3') のように, 脳幹, 延髄, 橋, そのものが圧迫されて上下に扁平化する。この時に, センサーの測定値は, 正の値を示している。一方, センサーが脳幹に刺入されていない例では, 圧勾配が大きくなればなるほど shearing stress は大きくなる。測定値上, 各サルにおいて shearing stress の異なるのは, 次のような点にあると考えられる。

第1には, サルの tentorial edge の大きさに個体差があると考えられる³⁸⁾, つまり, tentorial incisura の大きさは, サルによってかなり個体差がある。人間でも同様に個体差がある。Tentorial incisura の小さいものでは, 集中応力としての shearing stress は大きく表われる。逆に大きいものでは集中応力がその分だけ分散され, shearing stress は小さくなる。

第2には, 本研究では shearing stress を測定するセンサーを1ヶ所のみしか使用していないが, そのセンサーの固定点が, tentorial edge のほぼ中点と思われる部位に固定されているが, 必ずしも正確に中点に固定されているとは限らない。つまり測定点によって多少の測定値に差異があるのではないかとと思われる。

第3には upward herniation の際, センサーの固定部位に, 最も大きな力が働いたかどうかは疑問である。

これら3つの原因が測定値において, 差をもたらしっていると考えられる。

次にこの shearing stress というものは, ある意味において, 頭蓋内圧亢進時におけるそれぞれの時点での粘弾性特性を反映しているものと考えられる。この粘弾性特性は pressure-volume response と密接に関係しており, shearing stress もこの点に関係をもつと推察される。従って, 比較的急速な圧上昇結果における shearing stress と比較的緩慢な圧上昇における shearing stress との値は, 異った値が出ると考えられる^{33,46)}。本研究は 7.32ml/hr と比較的急速に infusion したものである。これは現実には, 臨床上みられるような, 脳出血におけるような, 急速な expanding mass には対応できるものと思われるが, 脳腫瘍のように比較的上昇が緩徐なものでは, この値が必ずしもあてはまるとは限らない。しかし, このような herniation の力学の実験モデルでは, 頭蓋内圧が実際低い時でも, 加圧初期からセンサーには shearing stress として測定されている。これは後頭蓋窩からテント端をこえて, 小脳および脳幹が天幕上に herniate しようとする力であるから, 実験的には upward herniation

は、かなり早い時期におこっていると判断される。たとえ臨床は無症状であっても、実際には、わずかな天幕下頭蓋内腫瘍によって、upward herniation がおこっていると推定される。したがって、脳神経外科領域という upward herniation については、臨床所見や諸種の検査所見で、その病態を確認するが、本研究において認められることは、圧上昇は非常に軽微で、しかも圧勾配がほとんどない時点でも、実際には upward herniation が存在するものと思われる。

Fig. 15 は本研究での結果群には入れていないものであるが、実験手術上のミスによって、圧上昇がテント上下ともにおこっていない。これはテント上下硬膜の欠損を十分に修復した後も、修復が充分でなく、バルーン加圧によって髄液の体外との交通があるため、圧上昇がおこらなかった例である。バルーン拡大にもかかわらず、この例からも考えられるように、圧そのものは上昇しなくても、shearing stress や forced pressure によって、脳幹部に循環障害や機能障害をおこして死亡した。

6. テント上下圧勾配と pons 前面にはたらく forced pressure との関係

Fig. 7 に示されるごとく、テント下バルーン加圧によって、考察4で述べたごとく、バルーン加圧とともに、テント上下圧差が増大してくる。この時 upward herniation および tonsillar herniation が生じる。(本研究は、実験操作上困難があるため、tonsillar herniation の際に生じる shearing stress の測定は行っていない。)同時に pons 前面にかかる forced pressure も大きな力として働いてくる。テント上下圧差がほぼ 10mmHg に達すると、症例によっては最大 500mmHg という非常に大きな力が pons 前面にかかっていることを示す。この力は、shearing stress (upward herniation) と比較してもケタ違いな大きさであり、10mmHg というテント上下圧差は、むしろ upward herniation 時にかかる力よりも、pons 前面に加わる力の方が、より重大な影響をおよぼすと考えられる。本研究では、神経線維の伝達性および神経細胞の電気活動と圧力との関係についてはふれていないが、少なくとも脳幹部の局所の末梢循環は、non-flow 状態におかれていると考えられる。以上のことから、頭蓋内占拠物質そのものにより、脳幹部におよぼされる力は、後頭蓋窩の頭蓋内圧より3—5倍位は大きいものと考えられる。そして、圧力というよりも、頭蓋内占拠物質による力学的な forced pressure というものが、直接脳循

環不全を生じ、ひいては脳機能をも廃絶させる実際の要因となると考えられた。

7. テント端上昇とテント下 EDP と tentorial shearing stress との関係

すでに述べた如く、諸家の研究においても明らかのように、頭蓋内圧亢進とともに脳の粘弾性特性は増大する^{3,16)}。このことはもっと平易な言い方をすると、軟かいものが硬くなると理解してよい。つまり compressive compartments が小さくなり、脳の compliance が増大していることを意味しているのである。後頭蓋窩占拠物質の増大とともに、upward herniation が生じ、テントおよびテント端は上方へと移動する。このことは先にも述べたが、テント上下圧差を調整するのに重要な役割をもっている。次にテントそのものに目をむけてみると、ヒトやサルのような膜性テントをもつ種では、正常脳圧時、比較的 elastic なものと考えられるが、頭蓋内圧亢進によりテントおよびテント端がもち上げられることによって、テントが伸展され、その限界までくると、テントそのものの物理的特性が、elastic なものから plastic なものへと変化する。この脳およびテントの物理的特性の変化は、テント端での大きな集中応力として作用する。本研究においてテントの動きは Fig. 11 に示される如く、レントゲンフィルム上に撮られた鉛片の移動を計測したものであるため、厳密に正確なものとは言えないが、鉛片の移動は最大でも 2mm 以内である。このテント端の上方への移動は、個体差が大きい。すなわち、テント切痕の大きさに個体差があり、テント切痕の全長が小さいものでは、テントの移動も少しく、大きいものでは移動も大きい。したがって、テントの上方への移動そのものの値が、大きな意義があるとは考えられず、むしろ、テントの移動が出来なくなって、upward herniation の shearing stress のみが増大する時点および、テント端の静止がおこる時のテント下頭蓋内圧の大きさととの関係に意義があると考えられる。Fig. 13 でみてみると、shearing stress が 100mmHg に達すると、ほとんどの症例でテントの移動は止まっている。

Fig. 13 (lower) の2例で shearing stress が逆転しているが、この2例においては、センサーの先端が、圧上昇中に後大脳動脈に触れたか、その他の原因によるものか、判然としない。一方 Fig. 12 のテント下 EDP とテントの移動との関係をみると、テント下頭蓋内圧が 50—60mmHg をこえるとほとんどテントの移

動はおこらない。この点からみると、テントの移動の停止とテント下頭蓋内圧が 50—60mmHg という値は、急性頭蓋内圧亢進症における upward herniation の臨界点と考えてよい。しかしながら、本研究はバルーン加圧速度を 7.32ml/hr. と一定して研究しているための値であって、もっと緩徐な後頭蓋窩占拠物質の増大の場合には、異ったデータが得られると考えられた。「脳の viscoelastance は time factor によっても相当影響される。」という青柳ら³⁾の報告から考えられるように、脳の粘弾性特性をも含めた力学的研究では、注入スピードは、無視出来ない問題のひとつである^{33,46)}。しかし他方、後藤らの研究によると、バルーン注入量が 1～数 ml/hr. の間では、shearing stress にはほとんど大差はなく、この time factor が問題となるのは、より慢性的な場合であって、今回のような実験モデルでは、解決しえないものと推察される。

8. Tentorial shearing stress と pons 前面にはたらく forced pressure との関係

この関係は、mass effect が力としておよぼす作用方向、すなわち、一種のベクトルと考えてよい。本研究では、テント下頭蓋内圧は 60mmHg までベクトル値はほぼ同値であるが、それを越えた時点から shearing stress は増大せず、脳幹部に加わる forced pressure が増大する。このことは結局、upward herniation はテント上昇とともに生じ、後頭蓋窩頭蓋内圧が 60mmHg になるまで小脳が上昇するが、その後、バルーンが infusion されても小脳が上方へと herniate する力は静止することになる。一方、センサーが Fig. 9 (1') で示すように、shearing stress を測定するセンサー先端が、pons に刺入された群の実験結果から、Fig. 14 (3) で考察してみると、測定上一時 shearing stress は負の値となる。つまり Fig. 9 (2') で示されるように、小脳テントが上昇し、脳幹部は静止した状態のままであるため、みかけ上 shearing stress は負となる。ところがさらにバルーン注入量が増大されると、Fig. 9 (3') にみられるごとく、脳幹が前方へ圧迫され、扁平化し、pons は上方へと伸展される。この時点が、本来 upward herniation として意義づけられる時点である。そして、本研究から考えると、脳幹の変位というものが、それに伴って生じる循環障害同様、大きな意義があると考えられる。

以上、upward herniation を中心にして、頭蓋内圧亢進とその力学的な考察を行ってきたが、これまでの頭蓋内圧の病態生理学的研究は、頭蓋内全体を 1 つの

圧力系としてみなし、脳循環を含めて考察している論文が多い^{24,25)}。しかし、mass effect による圧亢進は、脳実質の歪みや viscoelastance の増大、それらの局所的な影響をも含めて考えてみると、やはり脳幹部の局所の微小循環が、頭蓋内圧亢進のかかなり早い時期から障害をうけているのではないかと考えられる。また、近年ウエックカテーテル法による局所頭蓋内圧測定法によって^{5,9,10,20,39,40,48)}、種々の定義が問題視されているが、むしろ実際に局所での頭蓋内圧に差があるとすれば、脳固有の viscoelastance の相違が反映しているものと考えられる。これは脳実質が単なる viscoelastance ではなく、compressive compartments を含んだ viscoelastance であるということである。したがって、今後は頭蓋内圧亢進という問題を研究する場合に、ただ単に pressure だけをどれほど正確に測定し、研究していったとしても、脳実質の elastance や compliance の差によって、脳循環動態も異ってくる可能性がある。今後、この方面の研究は、例えば、若年脳、成人脳、老人脳といった種々の factor¹⁹⁾を含めて、発展させる必要があると考える。

ま と め

本実験は、膜性テントをもつサルを用いて小脳内バルーン加圧法により、頭蓋内圧亢進を生ぜしめた。そして、テント上、下 EDP, pons 前面にかかる forced pressure, tentorial shearing stress テントの移動、呼吸、血圧を測定した。

1. センサーの加圧とともに、テント下頭蓋内圧が高くなり、圧上昇と共に、テント上下圧差が大きくなった。

2. センサーの脳幹部への刺入の有無にかかわらず、圧上昇と共に最終的には shearing stress は大きくなった。

3. Pons 前面にかかる forced pressure は、テント上下圧差の数十倍に達した。

4. バルーン加圧により、テント端は上昇し、テント下 EDP が 60mmHg を越えると、移動しなくなった。又 shearing stress が 100mmHg に達すると、テント端は上昇しなくなった。

5. Tentorial shearing stress と pons 前面にかかる forced pressure の関係は mass effect の力の作用方向を表わす一種のベクトルと考えられる。

6. 実験中、髄液の漏出がみとめられたものでは、テント上下 EDP の上昇はみられなかったが、shearing

stress や forced pressure の圧亢進により, 脳幹部の herniation や distortion をおこし死亡した.

本論文の要旨は第38回日本脳神経外科学会総会 (1979年) にて発表した. 稿を終るに臨み, 御指導, 御校閲の労を賜った恩師半田肇教授に深甚なる謝意を表すとともに, 本研究にあたり御指導を賜った脳神経外科米田俊一博士, 松田昌之博士, 後藤弘博士に深謝致します.

- i) X-ray apparatus: Medical X-ray High Tension Unit Type AD 70 P-2 Shimazu Co. Ltd. Kyoto.
- ii) Strain Gage : KFC-C11 Strain gage Kyowa Electric. Co. Ltd. Tokyo.
- iii) Road transducer : 20T-10B Kyowa Electric. Co. Ltd. Tokyo.
- iv) X-Y Recorder : Type 3078 Yokogawa Co. Ltd. Tokyo.
- v) Infusion pump : Truth® Type A No. 009 Nakagawa Seikodo. Hongo, Tokyo.
- vi) Blood pressure transducer: Toyo Baldwin strain gage (LPU-0.5) Toyo Baldwin Co. Ltd. Tokyo.
- vii) Respiratory thermister : MTR-IT Nihon Kohden Kogyo Co. Ltd. Tokyo.
- viii) Strain amp : Type 3126 Yokogawa Electric Industrial Co. Ltd. Tokyo.
- ix) Pen recorder : Type 3079 Yokogawa Electric Industrial Co. Ltd. Tokyo.
- x) Polygraph : RM-85 Nihon Kohden Kogyo Co. Ltd. Tokyo.
- xi) Universal tool microscopic measuring : Type TUM 200 Tokyo Kogaku Co. Ltd. Tokyo.

References

- 1) 阿部俊昭, 中村紀夫, 関野宏明, 鈴木 敬, 石山隆三: テント下腫瘍における transtentorial upward herniation の臨床とレ線所見, 神経外科 295-301, 1978.
- 2) Angerlin RM: Brain herniations 1. Pathology. Radiology of the skull and brain angiography. In Newton TH, Potts DG: 3659-2670, 1974.
- 3) 青柳訓夫, 益澤秀明, 佐野圭司, 紀平正知, 小林繁夫: 脳のコンプライアンス, 脳神経: 47-56, 1980.
- 4) Azambuja N, Sjögren SE: Tentorial herniations III, Angiography. Acta Radiol. 46: 232-241, 1956 b.
- 5) Brock M, Beck J, Markakis E, Dietz H: Intracranial pressure gradients associated with experimental cerebral embolism. Stroke 3: 123-130, 1972.
- 6) Brock M, Furuse M, Weber R, Hasuo M, Dietz H: Brain tissue pressure gradients. In Lundberg N, Ponten U, Brock M (eds): Intracranial pressure II, Springer Verlag, Berlin-Heidelberg New York, 215-217, 1975.
- 7) Brodersen P, Hgaard K, Lassen NA: Measurement of "interstitial fluid pressure in the brain in dogs. In Brock M, Dietz H (eds): Intracranial pressure. Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-New York, 185-187, 1972.
- 8) Cairns H: Raised intracranial pressure. Hydrocephalic and vascular factors. Br J Surg 27: 275-294, 1939.
- 9) Clark RM, Capra NF, Halsay JH: Methodology for measuring intracranial parenchymal pressure. In Lundberg N, Ponten U, Brock M (eds): Intracranial pressure II, Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-New York, 209-210, 1975.
- 10) Clark RM, Capra NF, Halsay JH: Method for measuring brain tissue pressure. Response to alteration in pCO₂, systemic blood pressure and middle cerebral artery occlusion. J Neurosurg 43: 1-8, 1975.
- 11) Cushing H: Some experimental and clinical observations concerning states of increased intracranial tension. Amer J Med Sci, 124: 375-400, 1902.
- 12) Dorsch NWC, Symon L: Intracranial pressure changes in acute ischemic regions of the primate hemisphere. In Brock M, Dietz H (eds): Intracranial pressure, Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-New York, 109-114, 1972.
- 13) Ecker A: Upward transtentorial herniation of the brain stem and cerebellum due to tumor of the posterior fossa. J Neurosurg 5: 51-61, 1948.
- 14) Finney LA, Walker AE: "Transtentorial herniation", CC Thomas publisher, Springfield 162pp, 1962.
- 15) Flexner LB, Clark JH, Weed LH: The elasticity of the dural sac and its contents, Am J Physiol 101: 292-303, 1932.
- 16) Frederick HS, Elashvili I: The pressure volume function of brain elasticity. J Neurosurg 47: 670-679, 1977.
- 17) Gilland O, Nelson JR: Lumbar cerebrospinal fluid electromanometrics with a minitransducer. Neurology 20: 103-114, 1970.
- 18) 後藤弘: 頭蓋内圧亢進と tentorial shear strain. Arch Jap Chir 48: 484-497, 1979.
- 19) Hakim S, Venegas JG, Buryon JD: The physics of the cranial cavity, hydrocephalus and normal pressure hydrocephalus. Surg Neurol 5: 187-210, 1976.
- 20) 林成之, 竹内東太郎, 菅原武仁, 後藤利和, 坪川孝志, 森安信雄: 脳組織圧, 脳神経外科 4: 739-745, 1976.
- 21) 池田淳, 前田成, 永井肇: 頭蓋内圧測定法 (1) 頭

- 蓋内圧測定法の歴史, 脳神経 28 : 325-332, 1976.
- 22) Ikeyama A, Maeda S, Nagai H, Furuse M, Igarashi I, Inagaki D, Kitano T : Epidural measurement of intracranial pressure transducer. *Neurologia Medico-Chirurgica* 17 : 1-7, 1977.
 - 23) Jefferson A, Seldon P : Transtentorial herniation of the brain as revealed by the displacement of arteries. *Acta Radiol.* 46 : 486-498, 1956.
 - 24) Jorgensen PB, Riishede J : Comparative clinical studies of epidural and ventricular pressure. In Brock M, Dietz H (eds) : *Intracranial pressure*. Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg-New York, 41-45, 1972.
 - 25) Johnston IH, Roman JO : Raised intracranial pressure and cerebral blood flow. *J Neurosurg Psychi* 3 7 : 585-592, 1974.
 - 26) Langfitt TW, Weinstein JD, Simeone FA, Kassell NF, Gagliardi LJ : Transmission of increased intracranial pressure I. with the craniospinal axis. *J Neurosurg* 21 : 989-997, 1964.
 - 27) Langfitt TW, Weinstein JD, Kassell NF, Gagliardi LJ : Transmission of increased intracranial pressure II. within the supratentorial space. *J Neurosurg* 21 : 998-1005, 1964.
 - 28) Lofgren J : Mechanical basis of the CSF pressure-volume curve. In Lundberg N, Ponten U, Brock M (eds) : *Intracranial pressure II*. Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg-New York, 79-81, 1975.
 - 29) Margolis MT, Newton TH : An angiographic sign of cerebellar tonsillar herniation. *Neuroradiology* 7 : 221-227, 1974.
 - 30) Matsuo K, Tomioka T, Taguchi N, Oda F, Kobata S : Semiconductor film strain transducer (in Japanese). *National Technical Report* 16 : 303-312, 1970.
 - 31) McKay L : Development of an intracranial pressure transducer. *J Audio Engineering Soc* 19 : 121-126, 1971.
 - 32) Miller J, Garibi J : Intracranial volume-pressure relationship during continuous monitoring of ventricular fluid pressure. In Brock M, Dietz H(eds) : *Intracranial pressure*. Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg-New York 270-274, 1974.
 - 33) Nakatani S, Ommaya AK : A critical rate compression. In Brock M, Dietz H (eds) : *Intracranial pressure*. Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg-New York, 144-148, 1972.
 - 34) Nornes H, Serck-Hanssen F : Miniature transducer for intracranial pressure monitoring in man. *Acta Neurol Scand* 46 : 203-214, 1970.
 - 35) Nornes H, Magnaes B : Supratentorial epidural pressure recorded during posterior fossa surgery. *J Neurosurg* 35 : 541-549, 1971.
 - 36) Numoto M, Slater JP, Donaghy RMP : An automatic method of measuring and recording intracranial pressure. *Medical Research Engineering* 1 : 38-39, 1969.
 - 37) Perret LV, Margolis MT : Brain herniations II, Angiography. In Newton TH, Potts DG : *Radiology of the skull and brain angiography*. 2671-2669, 1974.
 - 38) Plant HF : Size of the tentorial incisura related to cerebral herniation. *Acta Radiol (diagnosis)* 1 : 916-928, 1961.
 - 39) Poll W, Brock M, Markakis E, Winkelmüller W, Dietz H : Brain tissue pressure. In Brock M, Dietz (eds) : *Intracranial pressure*. Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg-New York, 188-194, 1972.
 - 40) Reulen HJ, Kreysch HG : Measurement of brain tissue pressure in cold injury cerebral edema. *Acta Neurochir (Wien)* 29 : 29-40, 1973.
 - 41) Schettini A, McKay L, Majors R, Mahig J, Nevis AH : Experimental approach for monitoring surface brain pressure. *J Neurosurg* 34 : 38-47, 1971.
 - 42) Scholander PF, Hargens AR, Miller SL : Negative pressure in the interstitial fluid of animals. *Science* 161 : 321-328, 1968.
 - 43) Shulman K, Marmarou A; Weitz S : Gradients of brain interstitial fluid pressure in experimental brain infusion and compression. In Lundberg N, Ponten U, Brock M (eds) : *Intracranial pressure II*. Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg-New York, 221-223, 1975.
 - 44) Smyth CN : The gurd-ring tocodynamometer : Absolute measurement of intraamniotic pressure by a new instrument. *J Obstet Gynaec Brit Comm* 64 : 59-66, 1975.
 - 45) Snashall PD, Lucas J, Gus A, Floyer MA : Measurement of interstitial fluid pressure by means of a cotton wick in man and animals : An analysis of the origin of the pressure. *Clin Sci*, 35-53, 1971.
 - 46) 竹内東太郎 : 頭蓋内圧亢進時の脳内局所圧と灌流圧に関する研究. *日大医誌*, 35 : 817-839, 1976.
 - 47) Thompson RK, Malina S : Dynamic axial brainstem distortion as a mechanism explaining the cardiorespiratory changes in increased intracranial pressure. *J Neurosurg* 16 : 664-675, 1959.
 - 48) Tulleken CAF, Meyer JS, Ott EO, Abraham J, Dodson RF : Brain tissue pressure gradients in

- experimental infarction recorded by multiple wick-type transducers. In Lundberg N, Ponten U, Brock M (eds) : Intracranial pressure II, Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg-New York, 224-228, 1975.
- 49) Wackenheim AN, Braun JP, Bain E : The herniation of the superior cerebellar vermis. *Neuroradiology* 7, 221-227, 1974.
- 50) Walsh EK, Schettini A : Determination of the dynamic compliance of the intracranial system in-vivo. *Federation Proceeding* 33, 375pp, 1974.
- 51) Weinstein JD, Langfitt TW, Bruno L, Zaren HA, Jackson JLF : Experimental study of patterns of brain distortion and ischemia produced by an intracranial mass. *J Neurosurg* 28 : 513-521, 1968.
- 52) Yoneda S, Matsuda M, Handa H, Handa J, Oda F, Matsuo K, Taguchi N : SFT-A new device for continuous measurements of intracranial pressure. *Surg Neurol* 1 : 13-15, 1973.
- 53) Yoneda S, Matsuda M, Handa J, Handa H : Continuous measurement of intracranial pressure with SFT-clinical experiences. *Surg Neurol* 4 : 289-295, 1975.
- 54) Yoneda S, Matsuda M, Shimizu Y, Handa J, Oda F, Matsuo K Taguchi N : A new miniature transducer for continuous monitoring of intracranial pressure-SFT. *Brain Nerve*, 25 : 1305-1308, 1973. (Japanese)