

## 頭蓋内圧亢進と Tentorial Shear Strain

京都大学医学部脳神経外科学教室 (主任：半田 肇教授)

後 藤 弘

〔原稿受付：昭和54年5月4日〕

### Increased Intracranial Pressure and Tentorial Shear Strain

HIROSHI GOTOH

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

The tentorial herniation is caused by a pressure gradient between supra- and infratentorial compartments and the herniated brain receive a force, which is called a shear strain at the edge of tentorium. The purpose of the present study is to find out the relationship between the increased intracranial pressure, the pressure gradient and the tentorial shear strain.

Twenty-three monkeys were used and intracranial pressure was raised by inflation of an epidural balloon placed in the right temporal region. The supratentorial pressure was found to be always higher than the infratentorial pressure and the pressure gradient became greater in the measure as intracranial pressure was increased. The shear strain at the tentorial edge began to be developed as soon as the balloon was expanded, and showed as low and steady increased even if the intracranial pressure was but slightly increased and the pressure gradient did not come into account. Although the degree of the tentorial edge descent observed by X-ray was variable with animals to animal, the tentorial edge ceased to descend at the moment the tentorial shear strain was 80-140 mmHg. At this point and later on, the characteristics of both herniated brain and tentorial edge will be changed from elastic to plastic in nature, and the damage of the brain caused by the strained tentorial edge is to be tremendously extensive. Our dynamical study of the transtentorial herniation shows clearly that magnitude of the shear strain was greater as a local forced pressure than supra- and infratentorial pressure.

---

Key words Intracranial pressure, Viscoelastance, Tentorial shear strain, Transtentorial herniation.  
索引語：頭蓋内圧，粘弾性，テントリアルシアストレイン，経天幕ヘルニア  
Present address : Department of Neurosurgery, Faculty of Medicine, Kyoto University, Sakyo-ku, Kyoto, 606, Japan.

## はじめに

脳脊髄は他の臓器と異なり、固い頭蓋骨および脊椎に固まれ、僅かに外界との間接的に交通をもったユニークな臓器であるので、頭蓋内には頭蓋内圧亢進症という特有の症態がおこる。この病態は脳循環障害と脳の偏位が主たるものであるが、その発生機序に対しては古くは今世紀の初め Cushing<sup>9)</sup> の実験的研究以来、数多くの報告がある。これらの中で、近年とくに注目されているのは expanding mass による場合、頭蓋内圧は頭蓋内の各部位で決して一様ではなく、頭蓋内各所で圧力差が生じるということである<sup>31)</sup>。このような各部位により圧力差が生じる要因の1つは生きている脳実質が compressive compartments をもった一種の粘弾性体であるからである。つまり、頭蓋内圧亢進という病態は脳脊髄腔全体を1つの圧力系としては考えられず、粘弾性体である脳の特性により、脳の偏位、すなわち、herniation をおこすことになる。しかし局所的に herniate した脳にどの程度の力が加わっているかについては全く明らかにされていない。この herniate した脳にかかる力というものは一種の剪断応力または集中応力と考えられるので、頭蓋内圧亢進の病態生理、ことに herniation の機構を考えるには、この点についての力学的な研究がきわめて重要と思われる。この観点に立って、本研究は頭蓋内圧亢進時におこる圧力差と transtentorial herniation の関係を力学的な面から研究した。

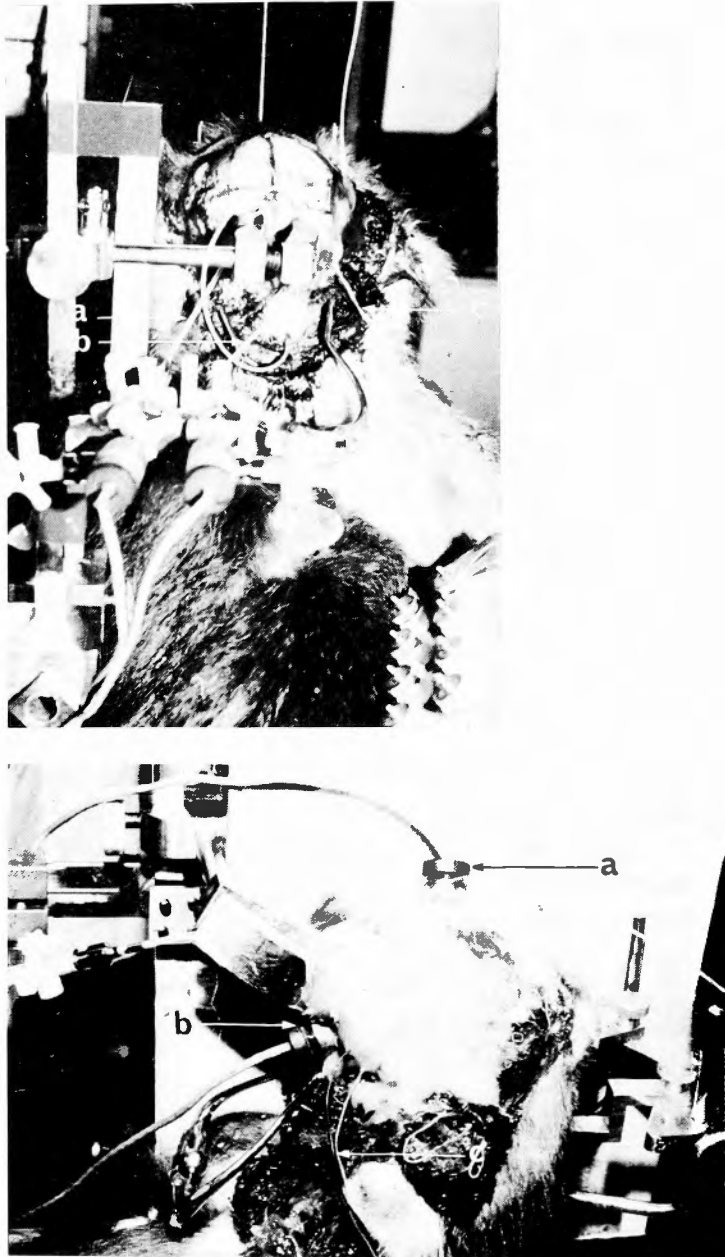
## 実験方法

実験動物は4.1-8.7Kgの日本サル23頭を用いた。麻酔は sodium pentobarbital (Nembutal®) 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、左右いづれかの股動脈に18# テフロンカテーテルを挿入し、術中薬剤投与のために左右いづれかの股静脈に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<sup>1)</sup> を経時的に行なうために、東大脳研式動物固定器を 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 による硬膜上頭蓋内圧測定法 Epidural Intracranial Pressure (EDP) を用いた。テント上頭蓋内圧測定は左頭頂部に  $\phi$  11mm の burr hole を開け、outer ring を頭部に固定し、この ring 内に SFT-transducer<sup>30)33)34)</sup> を装着した。テント下 EDP も

同様の方法でテント下硬膜上で測定した。次に、EDP と脳室液圧 (Ventricular Fluid Pressure, VFP) との関係のみておくために、左後頭骨に小孔を開け、これより側脳室内に18# テフロンチューブを挿入し、VFP を同時に測定した。tentorial shear strain を測定するために Fig. 2 に示すような sensor を作製した。sensor は KFC C-11 strain gage<sup>ii)</sup> を長さ10mm、厚さ50  $\mu$  のステンレスホイルに圧着したものである。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 shear strain 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 Fig. 3 lower のように荷重変換器<sup>iii)</sup> で校正した。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、それぞれ歪アンプを経て、X-Y recorder<sup>iv)</sup> で校正した (Fig. 3 above)。このように校正された sensor を右側頭後頭開頭施行、subtemporal approach で tentorial edge に  $\alpha$ -cyanoacrylate (Aron Alpha®) で固定した (Fig. 2 above)。この時、同時に小鉛片をテント端に Aron Alpha® で固定した。

頭蓋内圧上昇方法は右側頭部硬膜上バルーン加圧法を用いた。バルーン加圧注入は連続的に行ない、1.1-4.4 ml/hr の割合で infusion pump<sup>v)</sup> を使用した。注入液には radiopaque contrast medium (60% Urografin®) を使用した。手術操作終了時 water tight に閉頭した。方法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 methylmethacrylate で閉頭した。血圧測定は血圧 transducer<sup>vi)</sup> 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<sup>vii)</sup> で測定した。tentorial shear strain の測定は strain amp<sup>viii)</sup> よりの出力電圧を pen-recorder<sup>ix)</sup> で記録した。血圧、呼吸、テント上およびテント下頭蓋内圧は同時に8チャンネルポリグラフ<sup>x)</sup> で記録した。実験はすべて自発呼吸下で行ない、サルの体温維持はヒーテングランプで36-37°C に保った。また、実験中の動脈血酸素分圧、炭酸ガス分圧は経時的に ABL<sup>xi)</sup> で測定した。テント上頭蓋内圧亢進中に硬膜上バルーンの大きさとテント端にとりつけた小鉛片の降下を経時的にX線撮影をして観察した。実験終了直後に、

〔注〕 ここでいう Tentorial shear strain の測定とは tentorial herniation の際に、テント端をずり落ちる脳の単位面積当りの荷重を測定することをいう。



**Fig11** above VFP and CMP measurements using SFT-transducer.  
 arrow a. . A catheter of the transducer into the left lateral ventricle.  
 arrow b. : A catheter of the transducer into the cisterna magna.  
 arrow c. : Leading wires of the sensor.

lower Supra- and Infratentorial EDP measurements through a burr hole in the left parietal and suboccipital region.  
 arrow a. : A epidural transducer on the left parietal region.  
 arrow b. . A epidural transducer on the left cerebellar convexity.  
 arrow c. . Leading wires of the sensor.

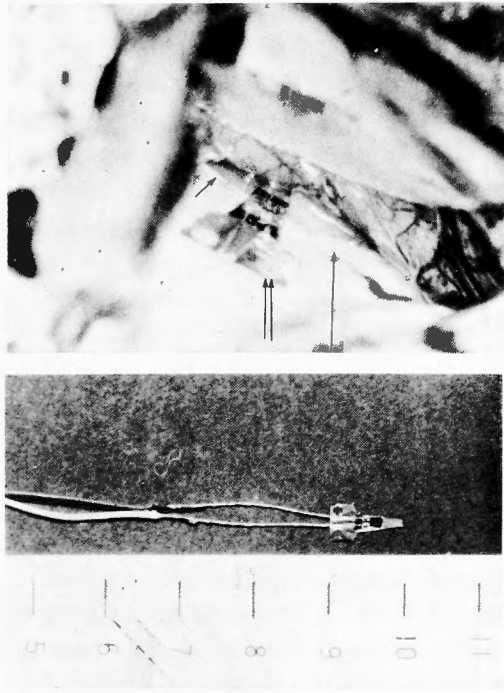


Fig. 2 above Right temporo-occipital lobe is retracted and edge of tentorium exposed.  
 Small arrow : The edge of the tentorium.  
 Double arrow: A sensor  
 Long arrow: A lead piece  
 lower Small sensor for measurement of the tentorial shear strain.

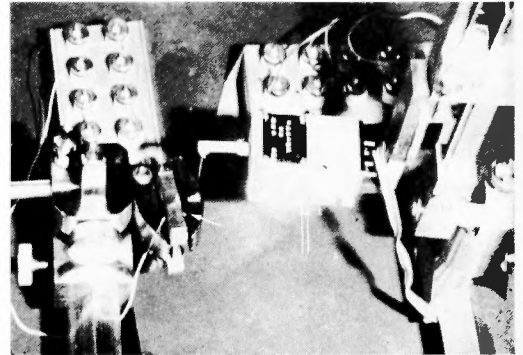
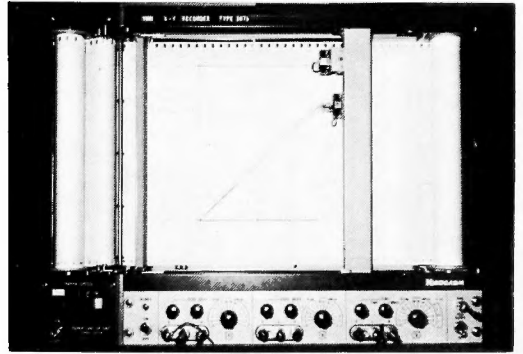


Fig. 3 above The linearity of a sensor on the X-Y recorder was checked before use.  
 lower Double arrow: A load transducer.  
 Single arrow : A sensor

sensor にかかった tentorial shear strain の校正を行なうためにテント上脳実質を除去し, Fig. 4 lower で示すような荷重変換器で sensor にかかる荷重を測定した. sensor の出力電圧を X-Y recorder の X 軸にとり, 荷重変換器の出力電圧を Y 軸にとって荷重変換器を sensor に加えることによって sensor の荷重校

正を行なった. このようにして得られた校正図 Fig. 4 above 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<sup>xii)</sup>で計測し, 単位面積当りの荷重を計算した. 計算方法は下記のような式を用いた. なお, shear strain と頭

- 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<sup>®</sup> 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-1T NihonKohden 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 Koden Kogyo Co. Ltd. Tokyo.
- xi) ABL : Radiometer Copenhagen, Denmark.
- xii) Universal tool microscopic measuring : Type TUM 200 Tokyo Kogaku Co. Ltd. Tokyo.

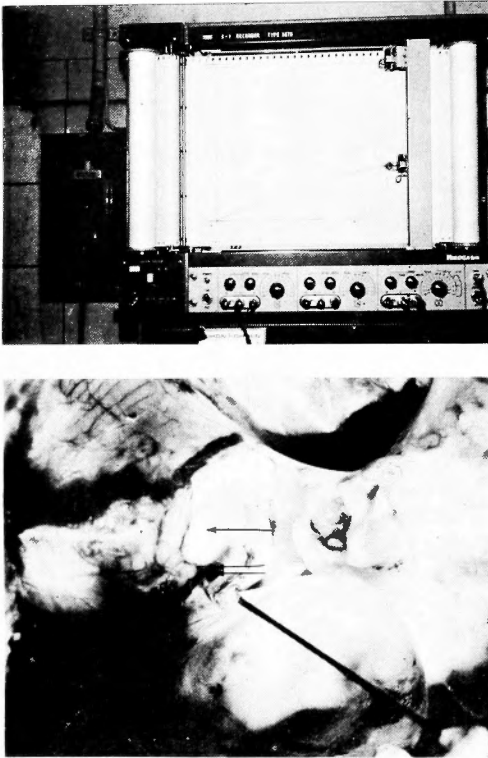


Fig. 4 above Calibration of the tentorial shear strain on the X-Y recorder at the end of experiment.  
 lower Single arrow : A sensor  
 Double arrow : A tip of load transducer with soft rubber.

蓋内圧との対比を容易にするためにすべての mmHg に統一した。

例 : shear strain 3g, active arear 1.5mm<sup>2</sup> の時 1 mm<sup>2</sup> にかかる単位面積当りの加重 X は次下の式で求められる。

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

$$1 \text{ mmHg} = 0.1 \frac{13.6 \times G}{1 \text{ cm}^2}$$

$$= 0.1 \frac{13.6 \text{ g 重}}{100 \text{ mm}^2} = 0.0136 \text{ g 重/mm}^2$$

結 果

1. 頭蓋内圧

A. 硬膜上頭蓋内圧 (epidural pressure, EDP) と脳室液圧 (ventricular fluid pressure, VFP) との相

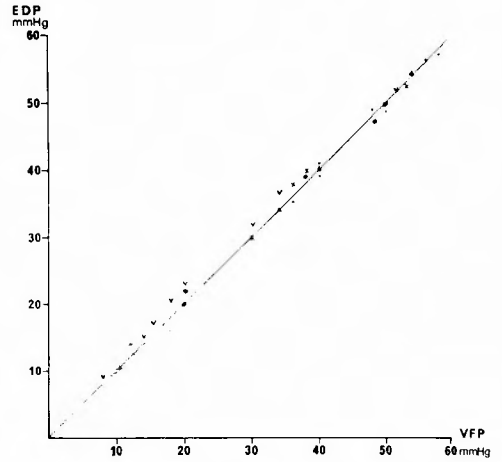


Fig. 5 Comparison of EDP and VFP on 5 monkeys

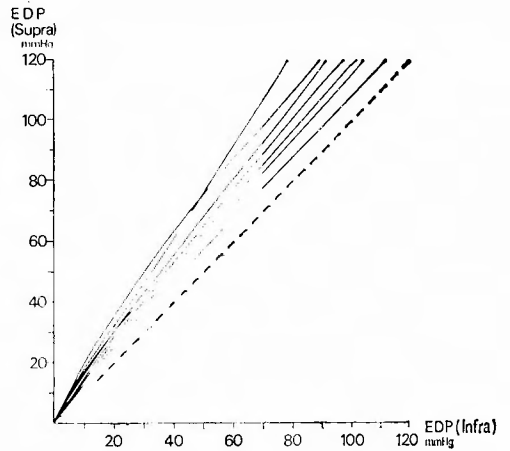


Fig. 6 Correspondence between supratentorial EDP and infratentorial EDP.

関関係

23頭のサルの内10頭では VFP および大後頭槽内液圧 (cisterna magna pressure, CMP) を測定した。この方法では高度の頭蓋内圧亢進をきたした場合、圧測定に際して次のような点で信頼性に問題があると思われる結果が得られた。すなわち、脳室内および大後頭槽内に挿入されたチューブが脳室壁および小脳実質などに触れたり、チューブ内に脳実質などが圧入されて、正確に頭蓋内圧を反映しなかった例がかなりの数にみられた。また、実験例によっては、ことに大後頭槽内に挿入されたチューブ周辺から髄液の漏出などをきたした。したがって実験の再現性および正確性の上

において問題点があると考えられたので、残りの13頭はすべて硬膜上頭蓋内圧測定法を用いた。これについては5頭のサルで VFP と EDP との相関性を髄腔内生理食塩水注入法によって検索した。その結果、両者の圧力反映はほとんど大差はなかった (Fig. 5)。この結果から、EDP は本実験においては VFP とほとんど同値とみなしうると判定した。

B. テント上およびテント下硬膜上頭蓋内圧の相関関係

テント上硬膜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、頭蓋内圧のどの値でもテント上頭蓋内圧の方が高く、かつその程度は圧上昇とともに大きくなった。つまり、テント上・下の圧差は圧上昇とともに大きくなった (Fig. 6)。

2. tentorial shear strain とテント上・下圧勾配

このテント上・下の圧勾配が tentorial herniation をもたらす1つの誘因であるので、テント上・下圧差と shear strain との関係について検討した。Fig. 7 のように圧差の5~10倍以上の力が shear strain としてテント端に働いた。テント上・下圧差が 10mmHg の時、shear strain を mmHg においてみると、ほぼ 80mmHg あり、圧差が 20mmHg の時の Shear strain は 100mmHg を越えた。

このことは圧差が僅かでも tentorial incisura から herniate している脳実質に非常に大きな力がかかっていると考えられた。この herniate した (hippocampal gyrus は脳幹部を直接圧迫すると当然考えられた。また、バルーン拡大の初期は頭蓋内圧上昇はほとんどみられず、したがってテント上・下圧差も小さいが

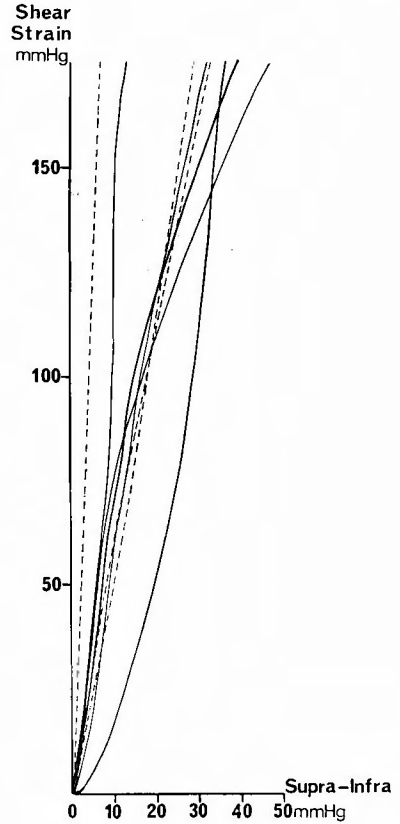


Fig. 7 Correspondence between the tentorial shear strain and pressure gradient. Dotted line : Inflate rate of 1.7-4.4 ml/hr. Solid line : Inflate rate of 1.1 ml/hr

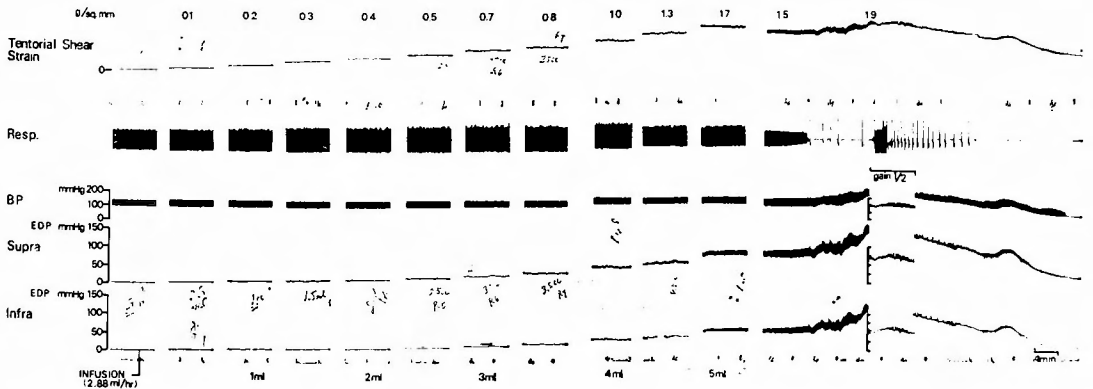
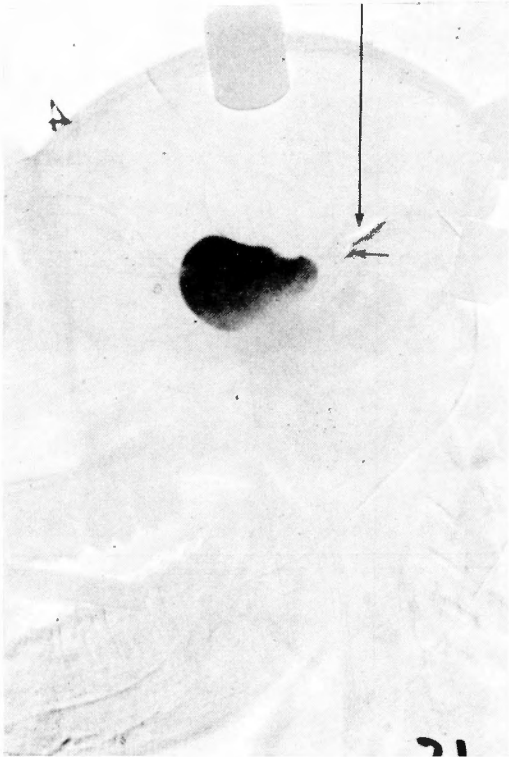


Fig. 8 Simultaneous recording in the tentorial shear strain, respiration, blood pressure, supra- and infratentorial EDP.



shear strain は着実に増大していることが判明した (Fig. 8).

次にバルーン加圧の速さと tentorial shear strain の大きさについて検討してみた. 本実験ではバルーン加圧時間は 1.1-4.4ml/hr であった. この中で比較的速い加圧法と遅い加圧法で shear strain がどのような態度をとるかを検討してみた. Fig. 7 のように破線は速い加圧法 (4.4 ml/hr) であり, 遅い加圧法 (1.1ml/hr) が実線である. この結果からみると, この程度のバルーン加圧の time factor は shear strain には大きな要素とはならないと判断した. つまり, この程度の頭蓋内圧亢進時間内では transtentorial herniation の大きさにも大差はないと考えられた.

### 3. テント端降下度とテント上硬膜上頭蓋内圧との関係

圧上昇中に, 頻回に, レントゲン撮影をし, EDP とテント端にとりつけた小鉛片の降下度との関係について検討した. レントゲンの撮影間隔は陽性造影剤が 0.5ml 注入される毎に, 撮影した. テント端の降下度はそれぞれの各時点でもっ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.9 above). その結果, テントの降下はテント上 EDP がほぼ 50mmHg 前後まで急速に降下した. その後, 頭蓋内圧が上昇し

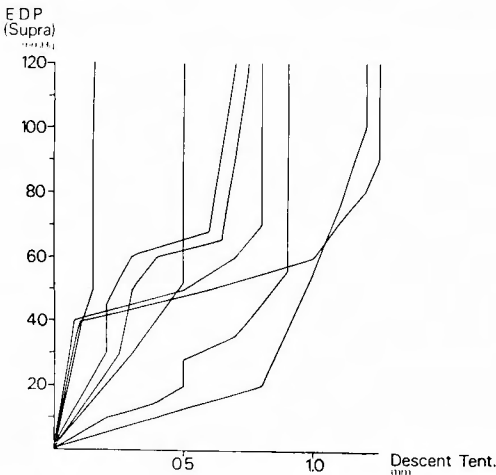


Fig. 9 above Subtraction film made between control and final stage with maximum descent of tentorium. Small arrow · A lead piece Long arrow · A sensor lower Correspondence between supra-tentorial pressure and descent of tentorial edge.

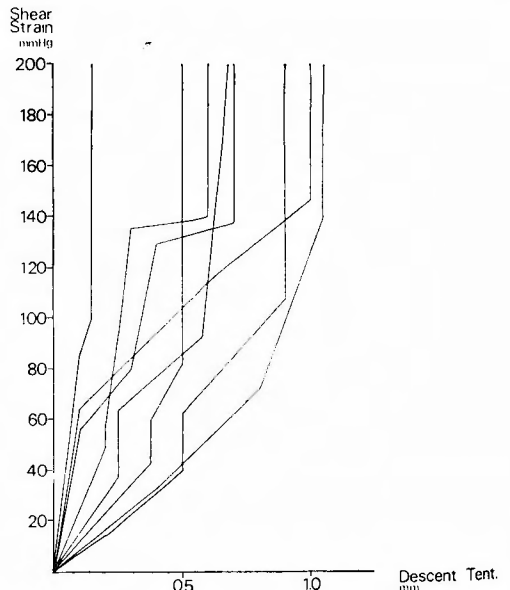


Fig. 10 Correspondence between shear strain and descent of tentorial edge.

Table 1 Correlation of the shear strain, supra- and infratentorial EDP

Supra	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100	110	120
Shear strain	11	23	37	57	87	122	142	155	169	179	193	202
	± 9	±26	±28	±28	±22	±24	±20	±24	±20	±40	±47	±52
Infra	10	16	22	31	39	45	56	65	74	83	91	97
	± 2	± 4	± 7	± 7	±12	± 9	±10	±10	±10	±11	±10	±12

でもテントの降下は僅かか、ほとんど降下しない例もみられた (Fig. 9 lower). しかし、テントの降下の程度は最大で 2mm 程度であるが、その程度はサルによって異った。テントの降下が止まる時点とテント上 EDP との関係を検討した。テント上 EDP がほぼ 50-70mmHg を過ぎるとテントの降下はほとんど認められなかった。このことは EDP の亢進によって一定点まではテントは降下するが、それ以上の頭蓋内圧亢進をきたしてもテント端はピンと張って降下できなくなることを意味していると考えられた。

#### 4. テントの降下度と shear strain

テント上 EDP の上昇とともにテント端が降下するのは上述のごとくであるが、テント上 EDP 上昇とともに shear strain も頭蓋内圧亢進が比較的初期から大きくなることも判明した。そこでテント端の降下度と shear strain との関係について検討してみた。テント端の降下は shear strain がほぼ 80-140mmHg まではテント端が降下したが、その後 shear strain が上昇してもテント端の降下はほとんど認められなかった (Fig. 10). 逆に考えると、テント端の降下が停止しても shear strain だけは増大することが判明した。テント上頭蓋内圧が亢進してテントが降下するとともに transtentorial herniation も着実に起っていることを意味している。したがって、このテント端の降下そのものは herniation を小さくするように作用していると考えられた。しかし、テント端の降下が停止してテント端が張りつめた状態になって、hippocampal gyrus のテント下への herniation, すなわち transtentorial herniation が急速に起こってくることを意味している。

#### 5. shear strain とテント上・下 EDP との関係

各々のサルにおいてテント上 EDP を基準にして、10mmHg 圧上昇する毎に shear strain, テント下 EDP の値を検討した (Table 1). この3者の力学的関係からみると、明らかに tentorial shear strain は

最も大きな値を示していた。また、shear strain の上昇はテント上 EDP が 30-60mmHg において急上昇し、その後も上昇の程度は小さくなるがテント上 EDP 上昇とともに着実に shear strain は上昇した。ほぼテント上 EDP が 120mmHg の時には shear strain は mean で約 200mmHg であり、この時のテント上・下の圧差は約 20mmHg である。shear strain は圧差の約10倍の値になっている。この shear strain はテント上・下のどの力よりも大きく、すなわち、テント上 EDP がテント下 EDP に伝達するためにテント上脳実質がテント端に集中応力として働いた力であると考へた (Fig. 11).

## 考 察

### 1. 本研究の意義

頭蓋内圧亢進の病態生理を考える場合、これまでは脳脊髄腔全体を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来た。しかし、頭蓋内の各 compartments の構成要素を考えてみても、脳実質および脳血管、脳脊髄液などをすべて液体とみなすことはできない。

近年、頭蓋内圧測定法<sup>9)11)18)20)21)22)24)26)</sup> がかなり詳しく、また正確に測定されるようになり、頭蓋内各所の圧を測定すると、それぞれの部位に圧力差があることなどが判明されてきた。ことに、局所頭蓋内圧とか interstitial pressure<sup>1)23)25)27)</sup> が報告され、その測定上の意義と臨床上の意義について様々の議論がなされるようになった。そして、頭蓋内圧亢進といっても、様々の原因によって圧の伝達 (pressure transmission) が異なり、ことに mass effect による場合は、脳実質内各所において圧力差があるといわれる<sup>14)15)</sup>。さらにまた一方、頭蓋内は髄液である液体と血管を含んだ一種の粘弾性体である脳実質によって成り立っており、頭蓋内圧亢進の病態生理を考える時に、単純に液体としての圧力のみから考えると説明不可能な面があ



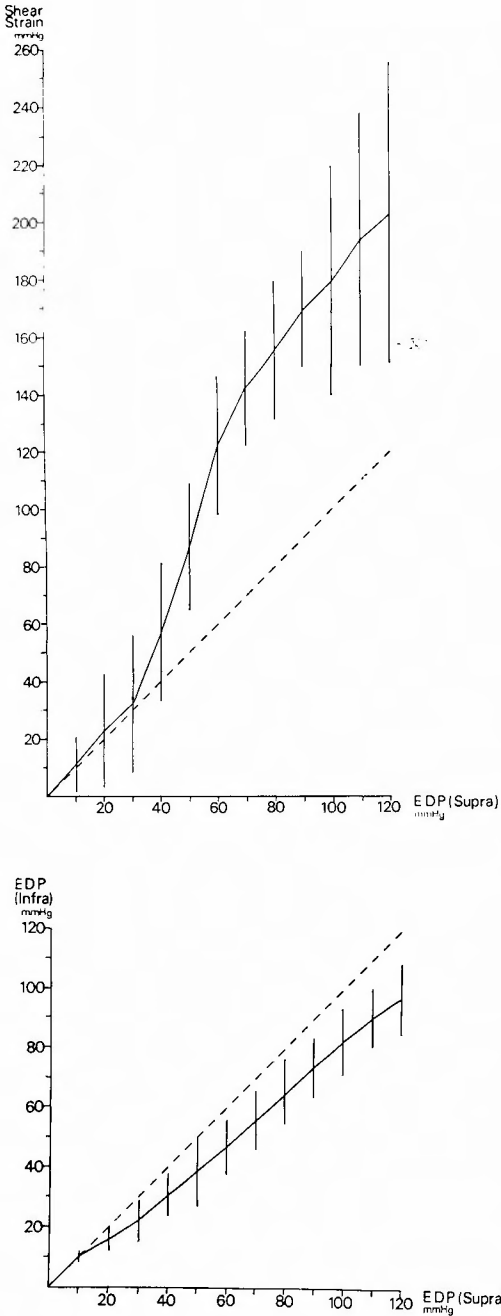


Fig. 11 above Correspondence between shear strain and supratentorial pressure. lower Correspondence between infratentorial pressure and supratentorial pressure.

る。すなわち、生きている脳の粘弾性係数は頭蓋内の圧力の上昇とともに脳自体の性質をも変化する<sup>30)</sup>。つまり、正常圧から圧亢進へ移動した場合には脳実質は elastic から plastic にその物理的素性に変化をもたらし<sup>7)8)10)16)19)</sup>物理的素性の変化そのものが脳の病態生理にも大きな影響があると考えられる。

さらに、mass effect による頭蓋内圧亢進症には圧上昇とともに種々の脳各所の herniation を頭蓋内各部でもたない、それが脳幹部に重大な影響をおよぼす<sup>6)</sup>。この herniation は力学的には一種の集中応力と考えられる。

上述した如く、頭蓋内腫瘍による頭蓋内圧亢進を考える場合、水力学的な pressure という観点と粘弾性体である脳に直接加わる一種の力 (force) と歪 (shear strain) の両面から考えるべきである。この観点に立って、本研究は herniation の中で最も一般的な trans-tentorial herniation についてテント上・下頭蓋内圧と herniation を起こした脳の単位面積当りの加重 (shear strain) について研究した。

## 2. shear strain の重要性

本来“pressure”という言葉は水または気体などのような液体の系に用いられる。そして、臨床では頭蓋内圧亢進という問題を取り扱う時には大気圧との差、つまり、圧力として考えるのが一般的である。また実際には、頭蓋内圧亢進が比較的軽度の場合とか、頭蓋内各 compartments の圧伝達が容易であるような場合、つまり、Pascal の原理が成立するような状態では圧力“pressure”のみで取扱っても頭蓋内圧亢進症の問題を考える時、さして大きな問題はない。具体的には、テント上・下圧差がほとんど起らないか、大差のないような場合はこれに当る。すなわち、脳脊髄液の通過経路が全く障害されておらず、頭蓋内圧亢進をきたすような場合である。Pascal の原理が成立するような実験モデルを作る場合は、クモ膜下腔内に液体を注入することによって作製することができる。このような実験モデルでは脳脊髄腔内のすべての部分において均等に加圧される。したがって、脳脊髄液通過路が全く障害されずに圧力が均等に伝わる場合は、圧力勾配というものが頭蓋内のどのような部分においても存在しない。よってまた、脳の偏位、振れといったものも圧力の増加そのものによっては起らない。

ところが、頭蓋内腫瘍による頭蓋内圧亢進の場合には、頭蓋内各 compartments の圧勾配と頭蓋内構成要素の偏位、圧迫、振れなどを伴ってくる。さらに、臨

床上、頭蓋内圧亢進がなくても mass effect が存在した場合、症状が時に出現することがある。これは脳が mass effect によって局所の歪みや偏位や圧迫などをおこし、症状を発現するものと推定される。これらの障害は圧そのものより局所の歪み (shear strain) というものが脳の局所の循環などを阻害 (神経系の部分的な機能不全) すると考えざるを得ない。脳のような粘弾性体は本来ある一定の stress が加わった時に変形し、その stress がとり除かれた時、元の状態に戻るものである。しかしながら、その stress が一定の力以上になった時には、その stress がとり除かれてももはや元の型や状態に戻らない。生きている脳実質において同様のことが考えられ、一定の力 "stress" が限界を越えたり、その stress の時間が長い場合にはもはや元の機能を回復しないと考えられる。Cairns<sup>2)</sup> は1939年に脳は振れや偏位というものを元に戻そうとする elastic な物体を含んでおり、これが脳の中での圧力の相違をひきおこす主たる原因であると報告している。このように、圧力の相違は頭蓋内に粘弾性体である脳実質が存在するために生じ、さらに、この圧力の相違が大きくなればなる程、粘弾性体である脳に歪をおこしてくる。これが頭蓋内各所においておこる herniation の主たる原因でもある<sup>6)</sup>。

### 3. 硬膜上頭蓋内圧と脳室液圧の問題点

実験当初はいわゆる頭蓋内圧というものには圧力というものを問題にするので、頭蓋内圧測定法も髄液圧測定法を採用した。しかし、前述した如く、髄液圧測定法はカテーテル内にカテーテルのブロックをきたしたり、また、カテーテル周辺から髄液の漏出などが認められ、結局、頭蓋内圧が圧力 transducer に十分伝達できなくなり、それらのデータはその信頼性および正確性に大きな疑問点が出てきた。したがって、その後の実験においては頭蓋内圧測定法はすべて硬膜上頭蓋内圧測定法を用いた。

最近、臨床面での頭蓋内圧測定法でも硬膜上頭蓋内圧測定法が最も好ましく、優れた方法であり、安全性においても正確性においてもよいことが報告されつつある<sup>18)20)21)22)24)32)33)34)</sup>。

本研究における動物実験においても EDP が従来の VFP よりすぐれており、測定値や信頼性も高いと判断した。しかしながら、硬膜上頭蓋内圧が脳室液圧より高いという報告<sup>3)4)12)20)28)</sup>やその両者には大きな差異はないという報告もある<sup>11)</sup>。本実験では EDP と VFP との間で測定上圧差の相違はほとんどみられな

かった。この EDP と VFP との圧差について報告者によって異なるのは、主に、EDP の測定法が報告者によって異なっているためと考えられる。つまり VFP の測定法ではほとんどの研究者がほぼ一定した方法をとっているのに反し、EDP では使用する transducer が異なったり transducer の装着法も異なる点に大きな問題点がある。

### 4. テント上・下圧勾配の問題点

圧亢進の非常に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。この原因は先ず第1にはバルーン膨張が初期の頃には、テント上・下の髄液系の通過を阻害せず、髄液の移動が容易であるためと考えられる。第2の原因には、初期の段階ではテント上加圧によってテントそのものが下方に移動する。このこともテント上容積がテント下に容易に移動することによって、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持つ動物で1つの有利な点であると推察される。第3の原因には、バルーン膨張の初期に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<sup>31)</sup>。圧が上昇してくると中脳水道や天幕切痕などにおいて髄液の通過が阻害される。さらにテントの降下も限界まで来るとテント上・下圧差も大きくなる。しかし、測定上ではこの圧勾配は非常にゆったりと上昇し、決して一定点から急に上昇したものではない。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、それぞれが間歇的に起ってくるものと考えられる。さらに、圧亢進は脈拍や呼吸性動揺によって波動性をともなっているのもその一因と考えられる。テント上・下圧差が大きくなってくると、テント上脳実質は tentorial incisura を越えて、テント下の圧力の低い方へとめり込んでくる。この現象がつまり tentorial herniation である。この時テント上の圧力はテント端に集中応力として働く。

### 5. tentorial shear strain と pressure gradient の問題点

shear strain は前述の如く圧勾配によって生じるが、各々のサルにおいては圧勾配と shear strain との値に差異がある (Fig.7)。tentorial shear strain はこの圧勾配が大きくなればなる程大きくなる。各サルにおいて shear strain の測定値が異なるのは次のような点にあると考えられる。第1には、tentorial edge のサルの個体差によるものである。tentorial incisura の大きさはサルによってかなり個体差が存在する。

tentorial incisura の小さいものでは集中応力としての shear strain は大きく現われ、tentorial incisura の大きいものでは、集中応力がその分だけ分散されると考えられる。第2には、この実験では shear strain を測定する sensor を1つだけしか使用していないが、その sensor 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考えられる。第3に、hippocampal gyrus の herniation は sensor の部位に最も大きく働いたかどうか疑問である。これらの3つの要因が測定値において差をもたらしたものと推測される。

次に、この shear strain というものは、ある意味では、頭蓋内圧亢進時におけるそれぞれの時点での粘弾性係数を反映しているものと考えられる。この粘弾性係数は pressure volume response と密接に関係しており、shear strain もこの点に関係をもつと推察される。したがって、比較的急速な圧上昇の条件下における shear strain と比較的緩慢な圧上昇における shear strain の値は異なった値が出たものと考えられる。本研究においてもFig. 7にある破線は1.1ml/hrの比較的緩徐なものであり、実線はこれの4倍の速さである4.4ml/hrの注入速度にしたものである。しかしながら、この程度の実験条件では、測定上 shear strain はほとんど優位の差はないと考えられた。transtentorial herniation は臨床面においては緊急性の対処を要求される病態である。しかし、このような herniation の力学といってよい実験モデルでは shear strain はすでに比較的低い頭蓋内圧亢進時でも測定されている。この shear strain は hippocampal gyrus が tent 端を越えて後頭蓋窩に herniate しようとする力であるから transtentorial herniation はかなり早い時期に起こっていると判断される。臨床に無症状であっても、実際には僅かな天幕上頭蓋内腫瘍によって herniation が起こっていると予想される。したがって、脳神経外科領域という transtentorial herniation は臨床所見や諸種の検査所で、その病態を確認するが、本研究における shear strain すなわち herniation を測定できる最初の時期は頭蓋内圧上昇も軽微であって、したがって、圧勾配もほとんど認めない時点でも、実際には herniation である shear strain を測定し得た。よって、このことから臨床という transtentorial herniation はほとんど症状や検査所見で判定できない時期でも

mass effect が存在する場合には、その大小にかかわらず herniation は存在すると推測される。

#### 6. テント上頭蓋内圧とテント端降下度の問題点

テント降下度もサルによって差異があった。第1の理由は前述した如く、tentorial edge の大きさがサルによって異なる。すなわち、テント端の全長に個体差があり、長いものでは降下度は大きくなる可能性がある。第2の理由はテント端の降下度はテント端にとりつけられた小鉛片の降下を計測することによって測定したが、この鉛片はテント端の正中点に必ずしも固定されているとは限らない。したがって、降下度の程度そのものはサルによって異なるので、問題点として取りあげても意味がないと判断した。そこで、テント上頭蓋内圧がどの程度圧上昇すればテントの降下が停止するのかについて検討した。この結果では、テント上頭蓋内圧亢進が比較的初期の頃には、テントの降下も急速である。しかし、一定点まで降下すると、それ以上降下しなかった。すなわち、頭蓋内圧の40-70mm Hg がその降下の臨界点であった。mass effect によるテント上頭蓋内圧亢進の初期においては、テントそれ自身が降下して、テント上・下圧差を小さくする要因となるように働いていると判断された。さらに、高度の頭蓋内圧亢進がおこるとテントの降下はほとんどみられないので、一層テント上・下圧差も大きくなると判断した。そして頭蓋内圧亢進の実験を行なう際に、膜性テントを持つ動物と骨性テントを持つ動物とでは、この点においてかなりその病態生理に異なる点があると考えられる。

#### 7. テントの降下度と shear strain との問題点

テントの降下の程度と shear strain との大きさについて比較検討してみた。本研究では、テント端降下の臨界点を shear strain の面からみると80-140mmHgであった。すなわち、それ以上の shear strain がかかっても、テント端の降下は全く認められなかった。つまり、テント端の降下が停止した後は shear strain のみが急速に増加した。テント端の降下が止まるまでは、テントは一種の弾性体としての物性を備えて降下していたと考えられるが、テントの降下が止った時から、テントは緊張状態になって、その物理的特性においても、より塑性なものに変化したと考えられる。つまり、テントは elastic なものからより plastic なものへと変化したと考えられる。このように固くなったテント端を越えて脳実質が tentorial incisura にはまり込もうとすると、この固いテント端で脳実質を損

傷すると考えられた。このようなテント端はいわば強く張られた弦のようなものになっているので、これが脳実質を損傷し、あるいはまた、脳血管を絞扼し、さらに、広範囲の脳浮腫を誘起させると考えられる。この事実はしばしば剖検例においてよくみられる所見である。また、臨床面においても、transtentorial herniation を起した脳血管写では後大脳動脈が造影されない事実がある。本研究においては、剖検および臨床例における transtentorial herniation の shear strain の力の大きさを実証出来たと考える。

8. テント上・下頭蓋内圧と shear strain の問題点  
shear strain はテント上、下圧よりももっと大きい力であることが判明した。本研究で使用している shear strain という言葉は hippocampal gyrus がテント端を滑り降りる時の単位面積当りの力をさしているが、実際に tentorial shear strain といえば、テント端すなわち究極すれば、一線上にかかっている集中応力であるので、真の意味の shear strain はもっと大きいものと推測される。しかし、サルにおいてテント端そのものにかかる、つまり一線上にかかる集中応力は直接的に測定できなかった。このテント上・下頭蓋内圧と shear strain との関係からみても、herniation 時におこってくる局所の脳にかかる力は予想以上に大きいものである。その部分のみの血行不全が機械的脳損傷も容易にひきおこすことになるかと判断した。

近年、局所頭蓋内圧に関して多くの報告がみられ、局所頭蓋内圧そのものが問題視されている。しかし、脳実質のような粘弾性体が頭蓋内圧亢進とともに、その粘弾性係数が変動する場合は局所の頭蓋内圧というよりも局所の forced pressure が問題になると考えられる。つまり、圧力というよりも、脳実質の物性変化そのものによって脳循環障害がおこり、さらに脳実質の偏位や振れや局所の圧迫が起こった場合、そのような解剖学的位置の変化そのものはさらにその物体の物理的組成を変化させたり損傷するので、単純な圧力よりはこのような歪みとか shear strain の方がもっと重大な臨床像を来すものと考えられる。transtentorial herniation の際に、後大脳動脈の閉塞される事実は単に頭蓋内圧亢進の面からのみで考えられないのはこのような大きな力が後大脳動脈の内圧に抗して、外部から閉塞する力が存在するものと考えられる。もし、び慢性に頭蓋内圧が亢進して血行を遮断する程の力になるならば、脳死においてみられるような non-flow となるであろう。しかし、頭蓋内腫瘍の増大などによ

って、頭蓋内圧亢進がおこるような場合は頭蓋内各 compartments の圧力差もさることながら、それによって引きおこされる種々の herniation はその腫瘍の周辺や herniate した脳実質はむろんのこと脳幹部の血行不全を選択的にひきおこし、これが重大な結果をもたらす最大原因と考えられる。

## 総 括

1. サルを用いて、硬膜上バルーン加圧法により頭蓋内圧亢進を生ぜしめ、tentorial herniation の病態生理を力学的見地より解明するために、テント上・下頭蓋内圧および shear strain を測定した。
2. 硬膜上頭蓋内圧と脳室液圧とは同値であり、頭蓋内圧測定には髄液圧より硬膜上圧測定の方がより信頼性および安全性が高い。
3. テント上硬膜上バルーン加圧法による頭蓋内圧上昇では、テント下よりテント上頭蓋内圧の方が高く、かつ、圧上昇とともにその圧差もより大きくなった。
4. transtentorial herniation の際、herniate しようとする脳組織の力はテント上、下頭蓋内圧差の数倍～数十倍であった。
5. バルーン加圧初期では頭蓋内圧上昇はほとんどみられず、したがって、テント上・下圧勾配もみられないが、shear strain は着実に増加した。すなわち transtentorial herniation は初期から起こっていると考えられた。
6. 頭蓋内圧亢進により、テントの降下は硬膜上頭蓋内圧が 50~70mmHg までは降下するが、それ以上の圧亢進をみてももはやテントの降下はみられなかった。
7. 頭蓋内圧亢進により、テントの降下は shear strain が 80-140mmHg までは認められるが、それ以上の圧亢進をみても、もはやテントの降下はみられなかった。
8. バルーン加圧法による頭蓋内圧亢進時、テント上およびテント下頭蓋内圧、shear strain の3者の内、最も初期より shear strain は大きな値を示し、テント上・下の圧差が 20mmHg の時 shear strain はその10倍の値になっていた。
9. shear strain はテント上頭蓋内圧がテント下に圧伝達することによるテント上脳実質がテント端に集中応力として働いた力である。
10. herniation の病態生理というものは脳局所にか

かる圧迫、偏位、捩れであり、これは脳の物性状の変化によるものである。すなわち、herniateした脳組織は固い mass としてその周辺の脳組織および脳血管に直接的に損傷を加えると判断した。

本論文の要旨は第36回日本脳神経外科学会総会(1978年)にて発表した。稿を終わるに臨み、御懇篤なる御指導、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るとともに、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、松田昌之博士に深謝致します。

### References

- 1) Brodersen P, Hojgaard K, et al : Measurement of "Interstitial Fluid" Pressure in the Brain in Dogs. In Brock M and Dietz H (eds) : Intracranial Pressure. Berlin Heidelberg New York, Springer-Verlag, 1972, pp 185-187.
- 2) Cairns H : Raised intracranial pressure : hydrocephalic and vascular factors. Br J Surg 27 : 275-294, 1939.
- 3) Coroneos NJ, McDowall D G, et al : A comparison of extradural pressure with cerebrospinal fluid pressure. Cerebral Blood Flow and Intracranial Pressure. Proc 5th Int Symp, Roma-Siena 1971, part 2 Europ Neurol 8 : 79-82, 1972.
- 4) Coroneos NJ, Turner J M, et al : Comparison of extradural with intracranial pressure in patients after head injury. In Brock M and Dietz H (eds) : Intracranial Pressure. Berlin Heidelberg New York, Springer-Verlag, 1972, pp 51-58.
- 5) Cushing H : Some experimental and clinical observations concerning states of increased intracranial tension. Amer J Med Sci, 124 : 375-400, 1902.
- 6) Finney LA and Walker AE "Transtentorial Herniation", CC Thomas Publisher, Springfield 1962, 162pp.
- 7) Flexner LB, Clark J H, et al : The elasticity of the dural sac and its contents. Am J Physiol 101 : 292-303, 1932.
- 8) Frederick HS and Elashvili I : The pressure-volume function of brain elasticity. J Neurosurg 47 : 670-679, 1977.
- 9) Gilland O, Nelson JR : Lumbar cerebrospinal fluid electromanometrics with a minitransducer. Neurology 20 : 103-114, 1970.
- 10) 池山 淳, 前田 成, 他 : 頭蓋内圧測定法(1)——頭蓋内圧測定の歴史——. 脳と神経 28 : 325-332, 1976.
- 11) Ikeyama A, Maeda S, et al : Epidural measurement of intracranial pressure by a newly-developed pressure transducer. Neurologia Medico-Chirurgica. 17 part 1, 1-7, 1977.
- 12) Jorgensen PB and Riishede J : Comparative clinical studies of epidural and ventricular pressure. In Brock M and Dietz H (eds) Intracranial Pressure. Berlin Heidelberg New York, Springer-Verlag, 1972, pp 41-45.
- 13) Johnston IH and Roman JO : Raised intracranial pressure and cerebral blood flow. J Neurol Neurosurg Pschi 37 : 585-592, 1974.
- 14) Langfitt TW, Weinstein JD, et al : Transmission of increased intracranial pressure 1. with the craniospinal axis. J Neurosurg 21 : 989-997, 1964.
- 15) Langfitt TW, Weinstein JD, et al : Transmission of increased intracranial pressure II. within the supratentorial space. J Neurosurg 21 : 998-1005, 1964.
- 16) Lofgren J : Mechanical basis of the CSF pressure-volume curve. In Lundberg N, Ponten U, et al (eds) : Intracranial Pressure II. Berlin Heidelberg New York, Springer-Verlag, 1975, pp 79-81.
- 17) Matsuo K, Tomioka T, et al : Semiconductor film strain transducer (in Japanese). National Technical Report 16 : 303-312, 1970.
- 18) McKay L : Development of an intracranial pressure transducer. J Audio Engineering Soc 19 : 121-126, 1971.
- 19) Miller JD and Garibi J : Intracranial volume-pressure relationship during continuous monitoring of ventricular fluid pressure. In Brock M and Dietz H (eds) : Intracranial Pressure. Berlin Heidelberg New York, Springer-Verlag, 1972, pp 270-274.
- 20) Nornes H and Serck-Hanssen F : Miniature transducer for intracranial pressure monitoring in man. Acta Neurol Scand 46 : 203-214, 1970.
- 21) Nornes H, Magnaes B : Supratentorial epidural pressure recorded during posterior fossa surgery. J Neurosurg 35 : 541-549, 1971.
- 22) Numoto M, Slater J, et al : An automatic method of measuring and recording intracranial pressure. Medical Research Engineering 1 : 38-39, 1969.
- 23) Poll W, Brock M, et al : Brain tissue pressure, In Brock M and Dietz H (eds) : Intracranial Pressure. Berlin Heidelberg New York, Springer-Verlag, 1972, pp 188-194.
- 24) Schettini A, McKay L, et al : Experimental approach for monitoring surface brain pressure. J Neurosurg 34 : 38-47, 1971.
- 25) Scholander PF, Hargens AR, et al : Negative

pressure in the interstitial fluid of animals. *Science*, **161** : 321-328, 1968.

- 26) Smyth C N : The gurd-ring tocodynamometer: Absolute measurement of intraamniotic pressure by a new instrument. *J Obstet Gynec Brit Comm* **64** : 59-66, 1957.
- 27) Snashal PD, Lucas J, et al : 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.
- 28) Sundbarg G and Nornes H : Simultaneous recording of the epidural and ventricular fluid pressure. In Brock M and Dietz H (eds) : *Intracranial Pressure*. Berlin Heidelberg New York, Springer-Verlag, 1972, pp 46-50.
- 29) Thompson RK and Malina S : Dynamics axial brain-stem distortion as a mechanism explaining the cardiorespiratory changes in increased intracranial pressure. *J Neurosurg* **16** : 664-675, 1959.
- 30) Walsh EK and Schettini A : Determination of the dynamic compliance of the intracranial system in-vivo. *Federation Proceeding* **33**(1-3), 1974, pp 375.
- 31) Weinstein JD, Langfitt TW, et al : Experimental study of patterns of brain distortion and ischemia produced by an intracranial mass. *J Neurosurg* **28** : 513-521, 1968.
- 32) Yoneda S, Matsuda M, et al : A new miniature transducer for continuous monitoring of intracranial pressure-SFT. *Brain Nerve*, **25** : 1305-1308, 1973 (Japanese).
- 33) Yoneda S, Matsuda M, et al : SFT-A new device for continuous measurements of intracranial pressure. *Surg Neurol* **1** : 13-15, 1973.
- 34) Yoneda S, Matsuda M, et al : Continuous monitoring of intracranial pressure with SFT-clinical experiences. *First Int. Conf. on Biomedical Transducers*. Paris 1975, part 1, pp 421-423.