

医用質量分析装置 (MEDSPECT, MS-8型) を 用いた脳および疎血肢の組織ガス分圧

川上 俊爾・山根 義久
野一色 泰晴・古元 嘉昭

岡山大学温泉研究所 リハビリテーション医学部門

寺本 滋・妹尾 嘉昌
金子 克也・杉本 誠起
高橋 俊二郎

岡山大学医学部第2外科学教室

(1974年1月19日受理)

はじめに

従来組織酸素分圧 (P_{O_2}) はポーラログラフにより測定され、組織炭酸ガス分圧 (P_{CO_2}) は pH 電極の応用である P_{CO_2} 電極により各々別個に測定されていたが、電極の安定性、較正、などに問題があり、また、測定器具の取り扱いには細心の注意を、測定には専門的技法を必

要とした。

最近、ROBERTSON (1950), WOLDRING (1966) らにより医用質量分析装置 (MEDSPECT, MS-8 型, Scientific Research Instruments Corp.) が開発された。

MEDSPECT は Fig.1 に示すように専用カテーテルを用いて、組織溶存ガスを数 mmHg 以下の陰圧で吸入して、 O_2 , CO_2 , Ar, N_2 の各ガスを分析して、これらの分圧 (mmHg) を前面パネルに表示する。また、前面パネルにある Mode-switch を切り変えることにより、組織ガス、血液ガス、呼吸ガスが測定出来る。即ち1台で生体の種々なガス分圧を *in vivo* で、しかも連続的測定が可能である。この点が従来の測定法にない医用質量分析装置の大きな特徴である。また、機械の安定性に秀れ、較正は容易であり、機械はコンパクトであるために機動性に富む。操作は容易で測定に特別な技法を必要としない。

心臓、脳などの手術の際、生体保護の手段として体温を下げることにより代謝をおさえる方法は早くから研究され (BIGELOW, 1950), 臨床応用 (LEWIS, 1953) されてきた。初期には利用する温度もさほど低いものではなかったが、この方法を有益に活用するには当然より低い温度が望まれる。いわゆる超低温法はそのような目的のために開発された方法であるが、多くの利点を有する反面、種々な問題点を含み、合併症をみることも事実である。

現在、我々は超低温を体外循環によって得る方法 (いわゆる灌流冷却超低温法) による術後脳障害の原因解明の手段として MEDSPECT を用いて灌流冷却時の脳組織溶存ガスの動向を連続的に測定し、脳循環の経



Fig. 1 MEDSPECT 外観

時的血行動態を研究している。また、特に慢性動脈閉塞疾患患肢の血行動態の科学的把握の指標として、患肢の筋肉内組織ガス分圧を連続的に測定している。患肢の確実な病態把握は予後を左右するものであり疎血肢の治療効果判定にも本法の価値は大きい。

本稿では、MEDSPECT による組織溶存ガスの定量

的測定法について述べるとともに、脳組織ガス分圧、下肢筋組織ガス分圧について述べる。

測定用カテーテル

MEDSPECT の測定用カテーテルは測定部位に応じて3種類のカテーテルがある。血液ガス、呼吸ガス、組

TEFLON CATHETER

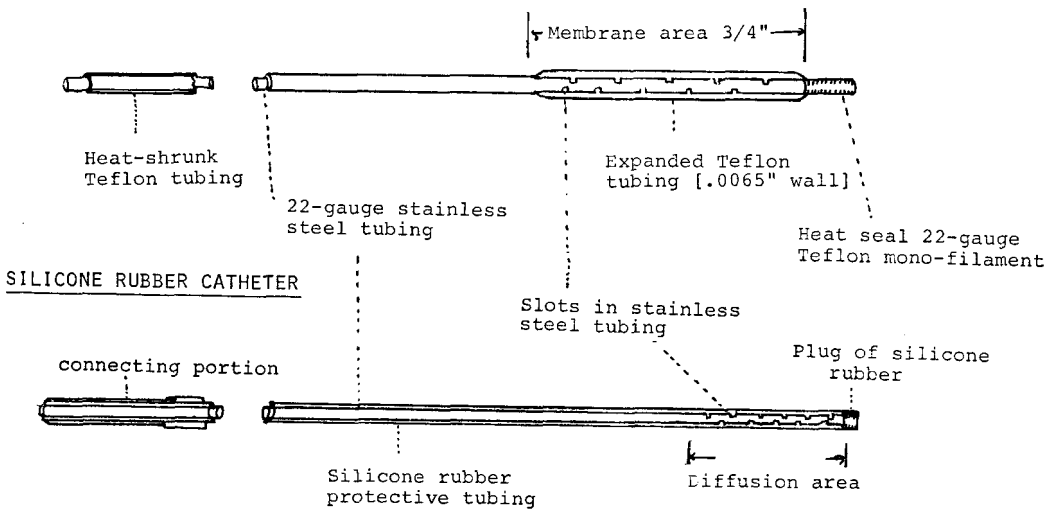


Fig. 2 MEDSPECT 測定用カテーテルの構造

織ガス用である。Fig.2 の如く、血液ガス、組織ガス測定用のカテーテルには、巧妙な工夫がこらされている。組織用のテフロンカテーテル (BRANTIGAN, 1972) は膜性部のテフロン膜を介して、毎秒 $5 \times 10^{-6} \text{ml}$ (古瀬, 1973 a) の極微量の組織内溶存ガスを吸入する。このスピードが遅いのが、このカテーテルの特性であり、組織間液のような流れのゆるやかな部位の測定に適している (岡田, 1971)。また、膜性部の長さが $3/4 \text{inch}$ あるために、この膜性部の挿入されている組織内ガス張力の平均値の測定ができる。従来の P_{O_2} 電極では、電極の酸素消費量が問題となり、この酸素消費量を減じるために電極を微小化する努力がなされてきた。電極を小さく、流量依存性のないものとして針電極が開発された。非常に微小な針電極では組織内の点として測定され (LÜBBER, 1973) 同一組織であっても測定部位により測定値に大き

な差を生じた。換言するならば常に同一部位を測定することは極めて困難であるということになる。

この点 MEDSPECT はある範囲内の平均値として表示されるので、組織固有のガス張力を測定し得る。これは従来の方法では出来なかった点である。

反面、吸入サンプル量が微量であるので応答時間は長くなり、古瀬 (1973 a) らの研究では 99% 応答時間が O_2 5.1分、 CO_2 9.9分である。

血液ガス測定用シリコンゴム製のカテーテル (BRANTIGAN, 1970) はシリコンゴムのガス透過性が良いので応答時間は極めて短い。透過性が良いことは、反面流量の影響を受け 6cm/sec (BRANTIGAN, 1972) 以下の流速での血液ガス測定はできない。しかしながら、临床上、中心静脈血で 10cm/sec 以上なので、循環停止がないかぎり問題はない。

いずれのカテーテルも生体内留置した場合、血栓防止のために、T.D.M.A.C. 処理 (BRANTIGAN, 1970) がなされている。すなわち、T.D.M.A.C. (Tridodecylmethyl-ammonium chloride) の10%液に2分間浸潤させ、乾燥後50%メタノール水にヘパリン(400単位/ml)を加えた液に5分間入れ、カテーテルの表面にヘパリンコーティングしたものである。

上記カテーテルを、測定部位より選定して、専用のコネクターを介して本体に接続する。

較正及び温度補正

測定前あるいは測定後に使用したカテーテルを、専用の恒温槽内に入れ、既知濃度の標準ガスを恒温槽内に流して較正する。前述のようにテフロンカテーテルの応答時間は長いので、30分以上標準ガスを流した後較正するのが無難である。

原則として測定温度で較正するが、測定に際して、検体の温度が経時的に変化する場合には、テフロンカテーテルは温度下降につれほぼ2%表示値の下降をみるので、補正する必要がある。

温度下降につれ恒温槽内のガス分圧は次式により上昇する (松下 1967)。

$$P = \frac{(P_a - P_v) V}{100}$$

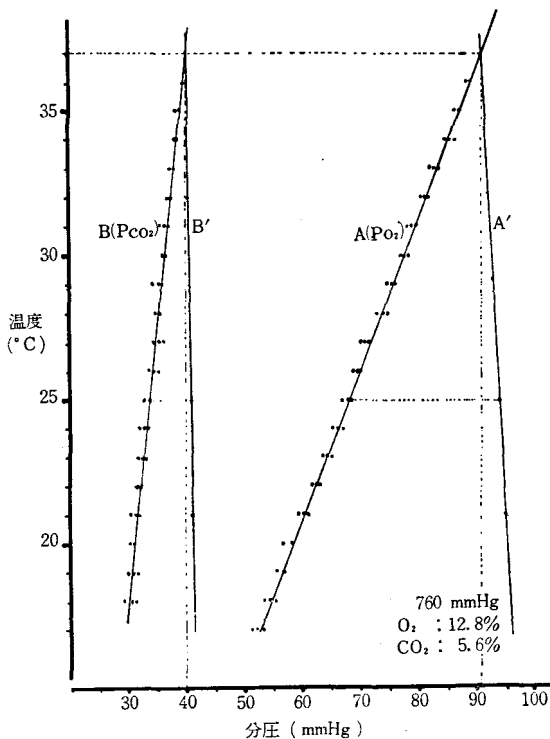


Fig. 3 Teflon catheter の温度と表示分圧

- P : 分圧 (mmHg)
- Pa : 測定時の大気圧 (mmHg)
- Pv : 飽和水蒸気圧
- V : 標準ガス濃度 (%)

すなわち、上式で Pv は温度下降とともに減少するので、P は上昇する。

Fig.3 は、テフロンカテーテルを恒温槽内に入れ、標準ガスを恒温槽内に流しておき、恒温槽の温度を下げ、その時、MEDSPECT が表示する値をプロットで示したものである。A は PO₂ の変化であり、B は PCO₂ である。また、A', B' は上式により求めた恒温槽内の分圧である。この例は、平圧下で、標準ガス濃度は O₂ 12.8%, CO₂ 5.6% であり、37°C では PO₂ 91mmHg, PCO₂ 40mmHg に較正した。例えばこのカテーテルを用いて、ある組織のガス分圧を測定、その測定時の組織温が 25°C で、PO₂ 10mmHg, PCO₂ 50mmHg を表示したと仮定する。37°C で較正したこのカテーテルは、標準ガスを流した場合、グラフより 25°C では PO₂ 68mmHg, PCO₂ 34mmHg であり、実際の恒温槽内の分圧は、A', B' から PO₂ 94mmHg, PCO₂ 41mmHg であるので、表示値との差 PO₂ 26mmHg, PCO₂ 7mmHg を実測値に加算して補正し、25°C 組織のガス張力として PO₂ 36mmHg, PCO₂ 57mmHg を得る。温度と表示値の間には Fig.3 の如く常に直線関係が成立するので、上記補正することで測定温での組織ガス分圧を定量的に測定することが可能となった。

シリコンゴム製のカテーテルは温度係数 0.9%/°C (酸素)、0%/°C (炭酸ガス) であり (SNYDERMAN, 1973), また、血液自体温度変化をうけると次式が成立する (斎藤, 1968)。

$$\log P_2 = \log P_1 + f (t_2 - t_1)$$

P₁ : t₁°C の時の酸素分圧 (mmHg)

P₂ : t₂°C の時の酸素分圧 (mmHg)

f : 温度係数

ALBERS (1958) はこの f 値は、20°C ~ 37°C の間では一定で 0.023 であるという。上式によると 37°C PO₂ 95mmHg の血液が 36°C になると 87mmHg になる。シリコンゴムカテーテルの温度補正に関しては現在なお検討中である。

上記テフロンカテーテルの温度補正に関して、組織 PO₂ のような低い値を有しているものになりに大きな補正值を加算することに異論はあろうが、従来の電極法では、温度低下による電極の電気分解能低下による起電力の減少、被覆膜の温度低下による透過性の変化などにより実際の組織酸素張力より低い値を示した。しかしなが

らこの差を補正する方法は明確でなかった。

従来の方法に比し、MEDSPECT で測定し上記校正、補正を行うならば、測定温の変化のある場合でも、各カテーテルの温度と表示値は常に直線関係が成立するので、定量的測定が可能となる。

脳組織 P_{O_2} , P_{CO_2} 測定

8kg~10kg の体重の雑種成犬10頭に Pentobarbital 15mg/kg の静注麻酔後気管内挿管，人工呼吸にて動脈血 P_{O_2} 80~110mmHg となるよう陽圧呼吸管理し，一側頭頂骨に直径 1.5cm の骨欠損部を作り硬膜を露呈した。次いで硬膜に小切開を加え，校正済みのテフロンカテーテルを前方に向って挿入固定した。開頭部の硬膜上に流動パラフィンをそそぎ外気としゃ断した。また，脳温測定用に電子温度計を脳組織内に挿入固定した。Table 1 の如く， P_{O_2} 15mmHg， P_{CO_2} 49mmHg であった。 P_{CO_2} はおおむね麻酔が深い程高く，また， P_{O_2} が P_{CO_2} よりかなり低いのは興味のある点である。

Table 1 常温雑種成犬動脈血，脳組織 P_{O_2} , P_{CO_2}

Dog No.	大 腿 動 脈 血		脳 組 織	
	P_{O_2} (mmHg)	P_{CO_2} (mmHg)	P_{O_2} (mmHg)	P_{CO_2} (mmHg)
1	96	25	13	49
2	97	27	15	45
3	83	25	19	37
4	80	24	17	56
5	89	27	14	46
6	104	35	22	53
7	86	36	15	58
8	125	32	13	54
9	94	21	10	38
10	86	36	12	52
平均	94	30	15	49

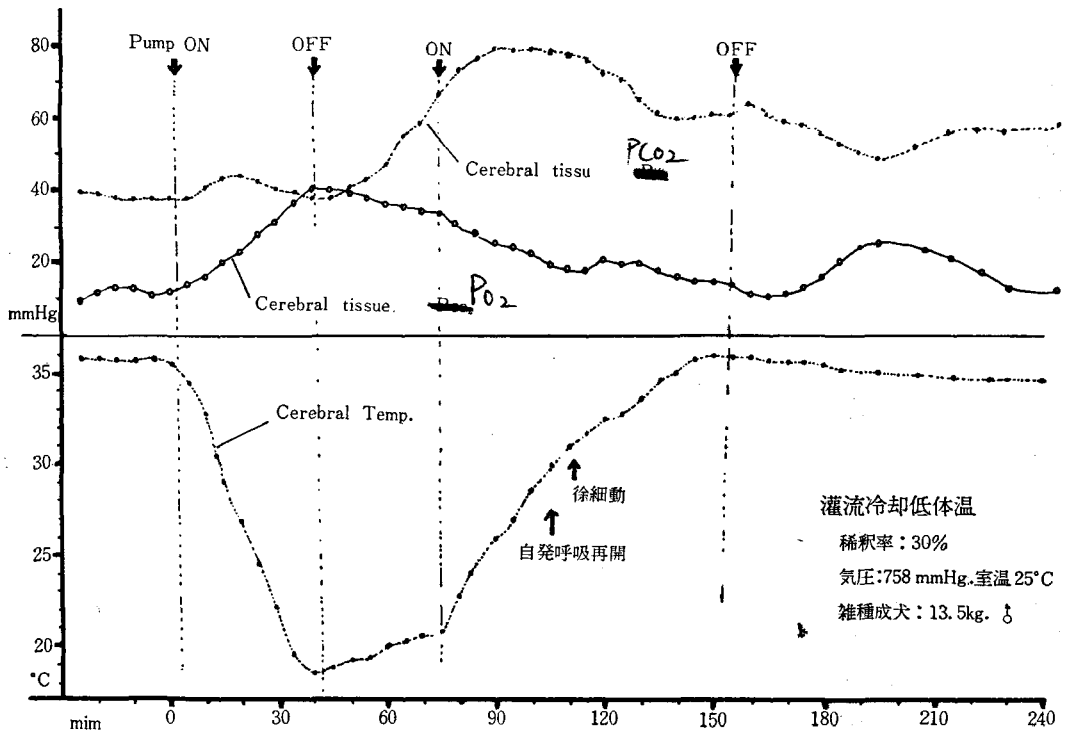


Fig. 4 灌流冷却低体温時の脳組織 P_{O_2} , P_{CO_2} の変化 (1例)

灌流冷却超低体温法により冷却復温させた，成犬の脳組織 P_{O_2} , P_{CO_2} の経時的変化をみた1例を Fig.4 に示

す。脳温の下降とともに， P_{O_2} は上昇し， P_{CO_2} は脳温 25°C 以下になると減少したが，30分間の循環停止中

P_{CO_2} は著しく上昇し、また、 P_{O_2} は減少した。人工肺は bubble 型を使用しているため、動脈血中の酸素分圧は 300mmHg 以上にも上昇しているが、循環再開後の P_{O_2} の上昇はみられなかった。かえって温度が上昇する程 P_{O_2} は減少した。循環停止後上昇した P_{CO_2} は温度の上昇とともになお上昇したが、心拍開始とともに減少した。

これ等の組織酸素分圧、炭酸ガス分圧の動向は、温度の下降とともに組織活動量の低下が起り、また、体外循環による動脈 P_{O_2} の上昇と相まって、組織レベルでの酸素の供給が増し、需要は減じそのために組織 P_{O_2} は上昇し、 P_{CO_2} は減少を生じ、循環停止後 P_{CO_2} が上昇し、

P_{O_2} が減少したのは、脳温 20°C 前後ではなお脳組織の代謝があることを推定さす。また、加温時の P_{O_2} 、 P_{CO_2} の動向は温度の上昇による組織活動量が増大するものと推定する。

下肢筋組織 P_{O_2} 、 P_{CO_2} について

実験的に雑種成犬の約 10kg のものに、Pentobarbital 15mg/kg 静注麻酔後人工呼吸管理下に、動脈血 P_{O_2} 80mmHg ~ 110mmHg に維持し、鼠径部に小切開を行ない大腿動脈を露呈し、必要に応じて血流がシャ断できるようなにした。次いで同側の腓腹筋部に皮切を加えた後、テフロンカテーテルを腓腹筋内に挿入固定した。Fig.5 の如

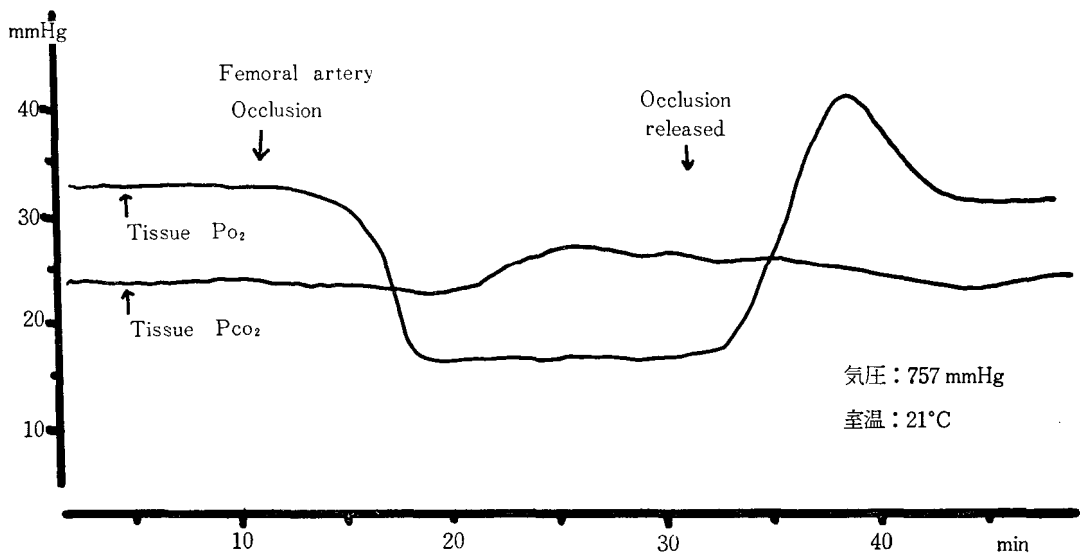


Fig. 5 雑種成犬腓腹筋組織 P_{O_2} 、 P_{CO_2} の変化

く、挿入 30 分後の組織 P_{O_2} 33mmHg、 P_{CO_2} 24mmHg であった。大腿動脈シャ断後 3 分後より組織 P_{O_2} は下降し、6 分後には 17mmHg となった。この例では P_{CO_2} の変化はあまりなかったが、筋弛緩剤を利用しており筋が完全なる静止状態にあったので、組織活動量は極めて少なく、炭酸ガスの産生が少ないためと推定される。また、 P_{O_2} が 17mmHg より以下に下降しなかったのは大腿動脈が終動脈でないためと推定する。

臨床例

22 才男性。両膝窩動脈に限局性の閉塞を有する閉塞性血栓血管炎の患者である。右側に自家静脈移植による popliteal bypass を行なった 3 カ月後の両下肢前脛骨

筋の P_{O_2} 、 P_{CO_2} を測定した。

結果は Fig.6 の如くで、挿入後 30 分で右 P_{O_2} 35mmHg、 P_{CO_2} 45mmHg、左側は、 P_{O_2} 36mmHg、 P_{CO_2} 47mmHg であった。安静時では、それ程両下肢に差はなかったが、1 分間 110 回、両足関節の背屈、伸展運動負荷を 5 分間行なわせたところ、 P_{O_2} 減少、 P_{CO_2} の上昇が両側にみられたが、血行再建側に比し、非再建側の変化は著明で、運動負荷後 30 分後の P_{O_2} は再建側 28mmHg、非再建側 18mmHg であり、 P_{CO_2} は、血行再建側 51mmHg、非再建側 58mmHg であった。運動負荷後、血行再建側は負荷前値に回復したが、非再建側の回復は著しく遅かった。

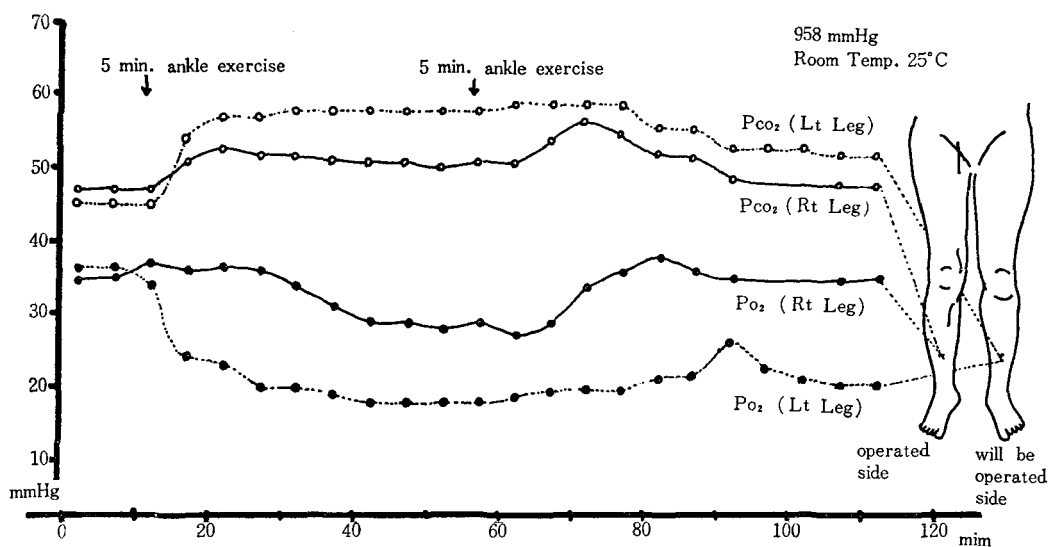


Fig. 6 豚血肢前脛骨筋組織 P_{O_2} , P_{CO_2}

考 察

組織酸素分圧測定は1942年 KOLTHOFF and LINGAN (MATSUSHITA, 1967) が固定白金電極による測定法を

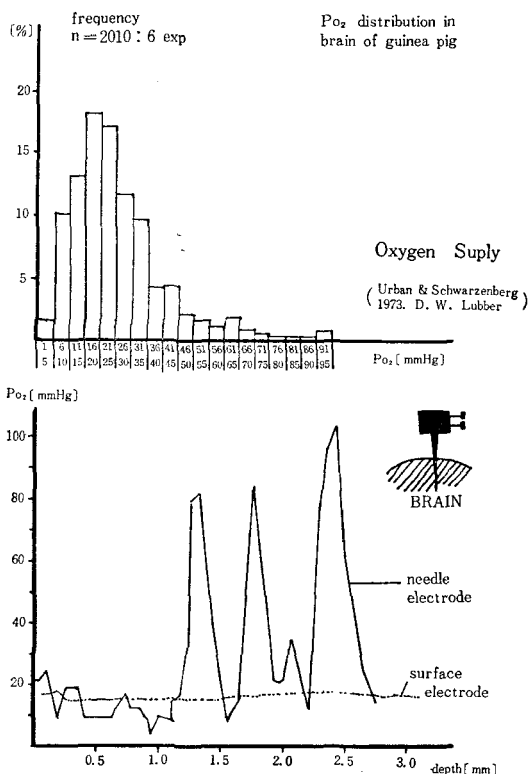


Fig. 7 ÜBBERS による脳組織 P_{O_2} 分布図

発表し、同年 DAVIES が生体に応用し組織分圧の測定に成功したことはじまる。本法による脳組織 P_{O_2} の実験的測定は、1942年 DAVIES, MEYER (1954), BLOOR (1963) らにより発表され、本邦でも、望月 (1952), 後藤 (1962) らの発表など少なからずみられる。

固定白金電極法では、電極周辺に生じる酸素濃度勾配、電極酸素消費量などが問題となり、流量依存性は避けられず、これ等の問題解決のために電極の微小化がはかられたが、微小化する程、製品の均一性と安定性に乏しくなり、また、測定部位は限局され、同一組織でも測定値に差を生じた。Fig.7 は LÜBBERS (1972) によるモルモットの脳皮質の P_{O_2} を微小針電極で測定したものである。6 検体2010カ所の測定値の分布をみており、その分布は 0 ~ 95mmHg にもおよび、また、電極の挿入する深さによっても大きく差の生じることを示している。

BLOOR (1963), KAPLAN (1965) らは、低温環境での組織 P_{O_2} を測定しているが、前述の如く、温度低下、膜透過性の減少などによる電極の示す値が正確な組織の酸素張力でないために、oxygen availability という表現を使っている。すなわち、電極法では再現性と温度変化に対する信頼性に欠けた。松下 (1967) は電極法での低温での較正を行なっているが、低い分圧での較正になお問題がある。

脳組織 P_{CO_2} の測定は、SIESJÖ (1961), GLEICHMANN (1962) らがテフロン膜を用いた P_{CO_2} 電極で測定している。動脈血 P_{CO_2} が 30mmHg のとき、猫脳皮質の

P_{CO_2} は 46mmHg であり, この時の P_{O_2} は 25mmHg であったと報告している。

今回, 我々が使用した MEDSPECT は, 再現性と温度と表示値の間には常に直線関係が成立し, また, 組織ガスの平均値が測定でき, 常温で, pentobarbital 静脈麻酔下の犬の脳組織 P_{O_2} は 15mmHg, P_{CO_2} は 49mmHg であった。この値は, より定量的な脳組織ガス測定値であると考えられる。

また, 従来の方法では P_{O_2} , P_{CO_2} は各々別個の電極で測定し, 各々の電極に細心の注意と専門的測定技能をもって測定しても同一部位の P_{O_2} , P_{CO_2} を測定することは困難であった。

MEDSPECT は, O_2 , CO_2 , Ar, N_2 の 4 ガス分圧を同時に *in vivo* に連続的に測定出来る。

FURUSE (1973 b) らは MEDSPECT を使って, 体幹筋組織の P_{O_2} , P_{CO_2} を測定し, 末梢循環良否のモニターとすることができることを示している。

TABADDOR(1972), PERNA(1973) らは MEDSPECT にて, 雑種成犬の表面冷却時の, 脳皮質表面にテフロンカテーテルを置き, P_{O_2} , P_{CO_2} の測定を行なっている。彼らの測定値は脳脊髄液の値に近く, 脳組織のガス張力より高値である。我々は直接カテーテルを脳組織内に挿入して測定しているが, 実験後全く後遺症はなく, 実験的に脳組織の P_{O_2} , P_{CO_2} を測定するには, 脳組織内にカテーテルを入れた方が, 脳組織の P_{O_2} , P_{CO_2} 測定に適していると考えられる。

MEDSPECT は今後, 生体の組織レベルの循環動態の研究に有益な手段となろう。

結 語

最近開発された医用質量分析計は, 組織ガス, 血液ガス, 呼吸ガスの *in vivo* での連続的測定を可能とした。

組織ガス測定用のテフロンカテーテルは, 温度の下降とともに表示値が減少し, これに反して, ある濃度のガスを生理食塩水中に流した場合, 温度の下降につれ, 飽和水蒸気圧は温度の下降とともに下るので, 分圧はやや上昇する。テフロンカテーテルの温度による下降率は $2\%/^{\circ}C$ であり, 温度と表示値の間には常に直線関係が成立する。それゆえ, 測定している間に測定組織の温度の変化がある場合には補正が必要であり, この補正法についてのべた。

麻酔下犬の脳組織の P_{O_2} は 15mmHg, P_{CO_2} は 49mmHg であり, P_{O_2} は P_{CO_2} よりかなり低い。脳温が下降するとともに P_{O_2} は上昇, P_{CO_2} は減少, 循環停止期間 P_{O_2} は減少し, P_{CO_2} は著しく上昇した。加温とともに P_{O_2} は減少した。

疎血肢患者の下肢筋 (前脛骨筋) 組織 P_{O_2} , P_{CO_2} は, 安静時では血行再建側と非再建側に差はないが, 運動負荷後有意な差を生じた。 P_{O_2} の回復は血行再建側に比し非再建側では著しく遅れた。

MEDSPECT, MS-8 型の組織ガス測定法, テフロンカテーテルの温度補正についてのべ, 脳組織, 疎血肢の下肢筋組織 P_{O_2} , P_{CO_2} について紹介した。

稿を終るにあたり御指導御校閲を賜った恩師, 岡山大学第 2 外科学教室砂田輝武教授, ならびに岡山大学温泉研究所リハビリテーション医学部門仲原泰博教授に感謝します。

引 用 文 献

- ALBERS, C., *et al.* (1958) Blutgase in Hypothermie. *Pflugers Arch.* **266**: 373-380.
- BIGELOW, W. G., *et al.* (1950) General hypothermia for experimental intracardiac surgery. *Ann. Surg.* **132**: 531-539.
- BLOOR, B. M., *et al.* (1963) Oxygen tension of the brain and its modification with hypothermia. An experimental study. *Arch. Psych. Nervenkrht.*, **204**: 310-316.
- BRANTIGAN, J. W., *et al.* (1970) A nonthrombogenic diffusion membrane for continuous *in vivo* measurement of blood gases by mass spectrometry. *J. Appl. Physiol.*, **28**: 375-377.
- BRANTIGAN, J. W., *et al.* (1972) A teflon membrane for measurement of Blood and intramyocardial gas tensions by mass spectrometry. *J. Appl. Physiol.* **32**: 276-282.
- 古瀬 彰 (1973 a) 質量分析装置による組織ガス分圧の測定. 心臓, **5**: (5), 557-565.
- FURUSE, A., *et al.* (1973 b) Skeletal muscle gas tension: Indicator of cardiac output and peripheral tissue perfusion. *Surgery.* **74**: 214-222.
- GLEICHMANN, U, LÜBBERS, D. W, SIESJÖ, B. K. (1962) Tissue pO_2 and pCO_2 of the cerebral cortex, related to blood gas tensions. *Acta Physiol. Scand.* **55**: 127-138.
- 後藤文男, 田崎義昭 (1962) 脳代謝の動的観察, 脳及び血中 pO_2 , pCO_2 , pH, Na, K, の連続的観察. 神経研究の進歩 **6**: 596-603.
- KAPLAN, S., *et al.* (1965) Oxygen availability to the brain during inflow occlusion of the heart

- in normothermia and hypothermia. *J. Thorac. Surgery*, **32**: 576-582.
- LEWIS, F. J. and TAUFFIC, M. (1953) Closure of atrial septal defects with the aid of hypothermia: Experimental accomplishments and the report of one successful case. *Surgery*, **33**: 52-61.
- LÜBBERS, D. W., (1972) Local tissue P_{O_2} : its measurements and meaning. *Oxygen Supply*, pp. 151-157. Urban & Schwarzenberg.
- 松下紀彦 (1967) 極低体温法: 遊離頭部法による脳血流遮断に関するポーラログラフ法による研究. 慶応医学, **44**: 417-428.
- MEYER, J. S., *et al.* (1954) Polarographic study of cerebral collateral circulation. *Arch. Neurol. Psychiat.*, **72**: 296-312.
- 望月政司 (1952) 生体内における酸素の測定. 生体の科学, **3**: 212-218.
- 岡田和夫 (1971) 血液ガス最近の問題点. 臨床呼吸生理, **4**: 111-120.
- PERNA, A. M., *et al.* (1973) Cerebral metabolism and blood flow after circulatory arrest during deep hypothermia. *Ann. Surgery.*, **178**, 95-100.
- ROBERTSON, J. S., SIRI, W. E, and JONES, H. B. (1950) Lung ventilation patterns determined by analysis of nitrogen elimination rates; Use of mass spectrometer as a continuous gas analyzer. *J. Clin. Invest.*, **29**. 575-582.
- 斎藤幸一郎 (1968) 生理学大系 II. 503. 医学書院.
- SIESJÖ, B. K. (1961) A method for continuous measurement of the carbon dioxide tension on the cerebral cortex. *Acta. Physiol. Scand.*, **51**: 297-313.
- SNYDERMAN, J., (1973) 私信による.
- TABADDOR, K., *et al.* (1972) Cerebral circulation and metabolism at deep hypothermia. *Neurology.*, **22**: 1065-1070.
- WOLDRING, S., *et al.* (1966) Continuous in vivo recording of partial pressures by mass-spectrography. *Science*, **153**: 885-887.
- S. KAWAKAMI, Y. YAMANE, Y. NOISHIKI and Y. KOMOTO, *Department of Rehabilitation Medicine, Institute for Thermal Spring Research, Okayama University.*
- S. TERAMOTO, Y. SENOH, K. KANEKO, S. SUGIMOTO and S. TAKAHASHI *The 2nd Department of Surgery, Okayama University Medical School.*

Abstract

I MEDSPECT is a medical mass spectrometer for continuous *in-vivo* measurement of tissue, blood and respiratory gases. Interfacing catheter for tissue in measurement has Teflon membrane. The permeability and perfusion rate for various gases through its membrane varied with temperature. The temperature coefficient of Teflon catheter in the range of 15°C-40°C is approximately constant with -2% of correction per degree for oxygen and carbon dioxide. Linear correlation was confirmed experimentally.

II The brain tissue gas tensions were measured in ten dogs with intra-venous anesthesia at normothermia and deep hypothermia using perfusion cooling, including circulatory arrest for 30 minutes at 20°C of cerebral temperature. On average, the brain tissue P_{O_2} was 15mmHg in normothermia when the arterial P_{O_2} showed 95mmHg and the brain tissue P_{CO_2} was 49mmHg when the arterial P_{CO_2} showed 30mmHg. The brain tissue carbon dioxide tension gradually decreased by cooling and increased during circulatory arrest for 30 minutes; from 45mmHg to 72mmHg. The brain tissue oxygen tension increased during cooling from 15mmHg to 41mmHg and decreased in the circulatory arrest; from 41mmHg to 36mmHg.

III The ischemic muscle gas tension was measured in a 22-year-old man, who was suffered from thromboangiitis obliterans bilaterally, and had the popliteal autovein bypass surgery 3 months ago. Control oxygen tensions in the both anterior tibial muscles showed about the same; 35mmHg and 36mmHg respectively, and the P_{O_2} of the non-operated side showed remarkable low level of 18mmHg as compared with the side of arterial reconstruction surgery after 5-minutes ankle exercise.

CONTINUOUS IN-VIVO MEASUREMENT OF THE BRAIN TISSUE AND THE ISCHEMIC MUSCLE GAS TENSION USING MEDSPECT MS-8.