

慈大式人工腎臓の研究

(第7報) 基礎的諸問題の研究

東京慈恵会医科大学泌尿器科教室(主任 南 武教授)

足 立 良 一

The Studies on the Jikei Electro-Dialyzer

Report 7 : Fundamental Problems

Ryōichi ADACHI

*From the Dept. of Urology, the Tokyo Jikei-kai School of Medicine**(Director : Prof. T. Minami)*

The fundamental studies on the Jikei-Electro-dialyser has hitherto been reported by T. Minami, T. Kusimoto (1958), H. Hosobe (1959), N. Miki (1959), Y. Miura (1960), T. Matsumoto (1960), in the past few years.

The study on the electro-dialysis, however, has not been reported by the other people and still has more problems to be studied.

The author recently performed some experiments on the following fundamental problems concerning the Jikei-Electro-dialyzer

- 1) Stabilization of pH and electrolyte balance
- 2) Prophylaxis of decrease of serum CO₂ content
- 3) Prevention of heating of the electro-dialyzing equipment during dialysis

The results are summarized as follows

- 1) Serum Electrolytes and pH has successfully maintained within normal limits by using multi-cellular filtrating apparatus.
- 2) Sufficient supply of the rinsing fluid is effective to prevent decrease of the serum CO₂ content. Switching of the electrodes on the other hand, has no means for it.
- 3) The specific resistance of the normal human blood is much higher than that of the rinsing fluid. It is about 2.58 times higher at 40°C.
- 4) The ratio of the electric resistance of the No. 300 boiled cellophane, No. 300 unboiled cellophane and, No. 400 anboiled cellophane is 1 : 1.1 : 1.5.
- 5) The Calorification ratio of the blood chamber, the filtrating membrane and the rinsing fluid chamber of the Jikei Electro-dialyzer Model C is 55.7 : 1 : 333.9. It can be said, therefore, the cooling of the rinsing fluid is the most effective to prevent heating of the equipment.

目 次

第1章 緒言

第2章 実験

第1節 pH 並びに電解質濃度の安定に関する基礎的研究

第2節 試料中の CO₂ 含量減少の問題

第3節 透析中に発生する温度上昇の問題

I) 還流液の比抵抗の測定

II) 血液の比抵抗の測定

III) 還流液中の透析膜の比抵抗

IV) 慈大式人工腎臓C型の各部に発生する熱量

第4章 総括並びに職按

第5章 結論

第1章 緒言

J. J. Abel¹⁾ (1914) によつて考案された人工腎臓は、今日迄に Kolff²⁾ (1947), Mclean³⁾ (1948), Skeggs⁴⁾ (1948), Fishman⁵⁾ (1949), Venatta⁶⁾ (1949), Merrill⁷⁾ (1950), Rosenak⁸⁾ (1951), Haas⁹⁾ (1952), Lewis¹⁰⁾ (1952), Bartrina¹¹⁾ (1952), Murphy¹²⁾ (1952), Lunderquist¹³⁾ (1952), Alwall¹⁴⁾ (1953) 等、我が国では渋谷¹⁵⁾ (昭29), 稲生¹⁶⁾ (昭31), 等により種々研究改良が為されて来た。然し乍ら此等の模型人工腎臓の発展は、その機構上透析面積の増加並びに濃度勾配維持の面と、装置の簡易小型化の面との間に、板挟みとなつてゐる感があり、現状では、これ以上の装置の改良は行きつまりの状態にあると考えらる。

著者の教室では昭和33年より久志¹⁷⁾本の創意による電気透析を応用した慈大式人工腎臓の研究が行われ、細部¹⁸⁾, 三木¹⁹⁾²⁰⁾, 三浦²¹⁾, 松本²²⁾等による基礎的実験の結果、初期のA型より現在では実用的なD型迄完成されている。その臨床的研究は、南²³⁾²⁴⁾²⁵⁾²⁶⁾²⁷⁾等により屢々報告されている。然し乍ら電気透析式人工腎臓の研究は他には見られず、従つてその基礎的研究もまだまだ追求すべき余地を残している。

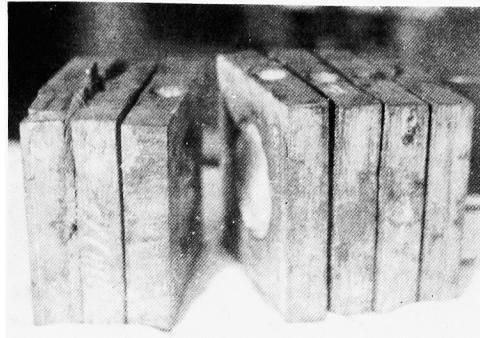
著者は本装置の基礎的研究に於いて、pH 及び電解質の安定化の問題を主に検討し、透析中のCO₂含量の減少並びに透析槽内温度上昇の問題に関して実験を行つた結果、有意義な成績を得たので茲に報告する。

第2章 実験

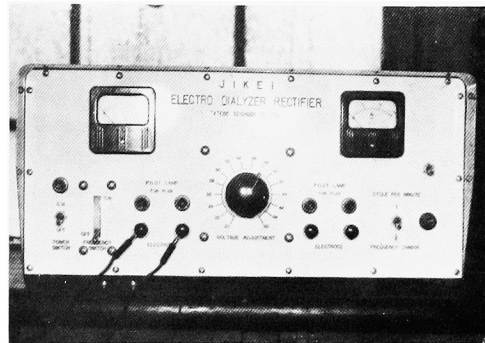
第1節 pH並びに電解質濃度の安定に関する基礎的研究

先に細部は本装置の in vitro の実験的研究に於いて、電極切替え、並びに NaH₂PO₄ を用いた磷酸緩衝系によつて pH を安定させた還流液の補給を行い、血液槽の至適 pH 並びに電解質濃度を、略々維持せしめ得た事を報告している。著者は血液槽に接する還流液槽並びに電解質濃度をも安定せしめる事により、

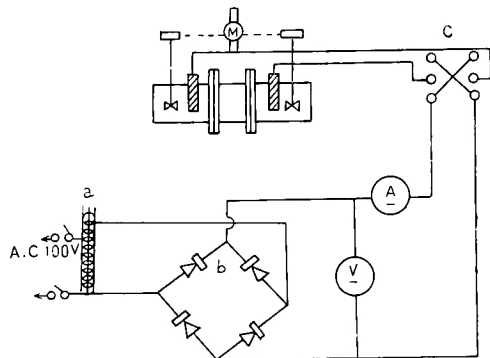
これを更に確実なものにしようと考え、その条件を実験的に検討した。実験装置は、先に教室三浦が発表した多槽式の電気透析装置を使用した。(第1参照照)即ち A,B,C,D,E, の5槽から成り、AとB, BとC,



第1図



第2図



- a Slide regulator (0~130V, 5A)
- b : Tungster rectifier (24V) 又は Selen rectifier (140V, 4A)
- C Automatic commutator
- A : D.C. 10A
- V D. C. 100V
- M : Motor (3V)

第3図

CとD, DとEとの間にそれぞれ10時間煮沸処理を行つた300番のセロファン紙を挟みA, E槽に炭素電極板を入れて, 両電極間に直流電流を通じ得るようにし

たものである。第2図, 第3図は本実験に使用した電源装置並びにその配線図である。

第 1 表

	Gm/L	mEq/L						mOs/L
		Na ⁺	K ⁺	Mg ⁺⁺	Cl ⁻	HCO ₃ ⁻	H ₂ PO ₄ ⁻	計
NaCl	5.8	98.6			98.6			197.2
KCl	0.32		4.2		4.2			8.4
MgCl ₂	0.15			3.2	3.2			4.8
NaHCO ₃	2.5	30.0				30.0		60.0
NaH ₂ PO ₄	0.24	1.92					1.92	3.84
Glucose	7.0							38.85
計	mEq/L	130.5	4.2	3.2	105.4	30.0	1.92	313.1

実験(I)

実験方法: 装置の各槽には第4表に示した組成の還流液を70cc宛入れ, 電極切替え及び還流液の補給を行わずに, 1000mAの電流を20分間通電し, その時の実各槽のpH並びに電解質濃度を測定した。

実験成績: 実験成績は第2表に示す通り, pHは一方(陽極側)では著明な酸性, 他方(陰極側)では強アルカリ性となり, 中央槽は最初の7.4より7.7とアルカリ度を増していた。又電解質濃度に関しては, 陽イオン並びに陰イオンが, それぞれの対極に於いて増加しているのは当然であるが, 中央槽内は一般に減少を示している事がわかつた。

実験(II)

実験方法: 電極を1分間隔で切替えた以外は, 実験(I)と全く同一の条件にて実験を行つた。

実験成績: 第3表の如くpHは各槽共変化が少ないが, 全般にややアルカリ度と増す傾向があり, この中では中央のC槽が最も少なかつた。又電解質濃度は切替えを行つたために各槽共にほぼ安定している。

実験(III)

実験方法: 中央のC槽を除く各槽に, 還流液を20分間に400cc宛等速度で補給し電極切替えを1分間隔で行なつた。その他は実験(I)と同じ条件で通電した。

実験成績: 第4表の如くpHは中央のC槽では通電前と変わらず, 他の槽はややアルカリ度が強くなる傾向があるがここでは還流液補給をしていない実験(II)にくらべ変化は少なかつた。また電解質濃度も安定し

第 2 表

	通電前の値	A	B	C	D	E
pH	7.4	2.0	6.1	7.7	9.5	11.5
Cl	99.6	123.0	100.0	76.0	31.5	0
Na	128.3	41.5	53.1	96.5	118.6	141.0
K	3.84	0.95	1.56	2.15	3.00	5.0
Ca	3.08	0.59	1.21	1.98	2.60	3.10

電極切替(-)
還流液補給(-)

第 3 表

	通電前の値	A	B	C	D	E
pH	7.4	7.65	7.6	7.5	7.6	7.7
Cl	107.1	103.6	106.3	105.8	105.8	106.0
Na	154.5	151.0	151.3	153.5	153.0	150.5
K	5.66	5.15	5.03	5.15	5.00	5.43
Ca	4.16	4.16	4.16	4.16	4.17	4.18

電極切替(+)
還流液補給(+)

ている。

第2節 試料中のCO₂含量減少の問題

先に教室の三木は慈大式人工腎臓B型装置による犬

の透析実験に於いて、透析により血中 CO₂ 含量が減少する事を報告した。著者はこの CO₂ 含量の減少をなくする方法を見出す目的で次の実験を行なった。

実験 (I)

実験装置：第1節の実験装置と同じものを使用した。

実験方法：装置の各槽に第5表に示した組成の還流液を70cc宛入れ、1000mAの電流を20分間通電し、通電前の CO₂ 含有量と通電後の各槽の CO₂ 含有量を測定した。

実験成績：通電前の試料の CO₂ は 69.8 Vol% で

第4表

	通電前の値	A	B	C	D	E
pH	7.4	7.5	7.45	7.4	7.5	7.6
Cl	99.6	104.0	106.1	105.0	106.5	106.0
Nu	128.3	132.5	132.9	131.6	132.5	132.0
K	3.82	4.0	3.90	4.10	4.13	4.09
Ca	3.04	3.10	3.21	3.14	3.20	3.15

電極切替 (+)
還流液補給 (-)

あり、通電後の成績は第5表の通りで CO₂ 含有量は陽極側のA槽では通電前の33%と著明に減少し、陰極側のE槽では75.4%、中央のC槽では95.6%とそれぞれ減少した。

実験 (II)

第5表

	通電前の値	A	B	C	D	E
CO ₂ Vol%	69.8	23.1 (33%)	54.9	66.7 (95.6%)	56.9	52.6 (75.4%)

実験方法：1分間隔で電極切替を行なった以外は実験 (I) と全く同じ条件で実験を行なった。

実験成績：通電前の試料の CO₂ は 60.8 Vol% であり、実験成績は第6表の通りで、CO₂ 含有量は電極のあるA槽、E槽では他槽より減少していた。特に実験終了時電極が⊕であつたE槽が最も減少し、実験開始前の61.5%、中央槽は87.8%であり、実験 (I) に比し中央槽の CO₂ 減少は大であつた。これは電極切替のため陽極側の CO₂ 減少の影響を受けた為であると思われる。

第6表

	通電前の値	A	B	C	D	E
	60.8	38.2 (62.8%)	47.6	53.4 (87.8%)	47.8	37.4 (61.5%)

実験 (III)

実験方法：B槽及びD槽の試料と同一組成の還流液をおのおの20分間に400cc宛均等速度で補給した。その他は実験 (I) と同様にして20分間通電した。

実験成績：通電開始前の試料の CO₂ 含有量は 61.8Vol% あつた。実験成績は第7表の通りで、中央のC槽に於ける CO₂ 含有量も通電前の97.1%であり、減少は少なかつた。これは還流液補給により、B及びD槽の CO₂ 減少が少なくなつた為と思われる。

実験 (IV)

実験方法：A及びE槽に還流液をおのおの400cc宛均等速度で補給した以外は実験 (I) と同様に20分間通電した。

第7表

	通電前の値	A	B	C	D	E
CO ₂ Vol%	61.8	25.8 (41.7%)	58.4	60.0 (97.1%)	57.9	51.8 (83.8%)

実験成績：通電前の試料の CO₂ 含有量は59.2Vol% であつた。実験成績は第8表の通りで、中央槽の CO₂ 含有量は実験開始前の96.6%であり、実験 (III) より減少がやや多く還流液補給を行なわない実験 (I) よりはやや少なかつた。

第8表

	通電前の値	A	B	C	D	E
CO ₂ Vol%	59.2	41.3 (69.8%)	53.0	57.2 (96.6%)	53.9	51.3 (86.7%)

実験 (V)

実験方法：中央のC槽を除く各槽に還流液を400cc宛補給し、電極切替を1分間隔で行なつた他は実験 (I) と同一条件で通電した。

実験成績：第9表に示す通りC槽の CO₂ 含有量は通電前の 61.8Vol% より 60.9Vol% になつた。これは通電前の値の98.5%に相当し、依然減少はするが極

めて少量にすぎなかつた。

第 9 表

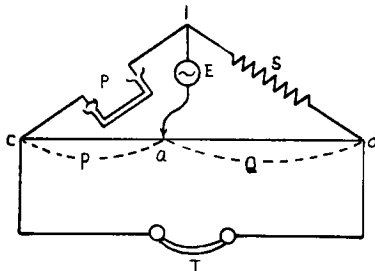
	通電前 の値	A	B	C	D	E
CO ₂ Vol%	61.8	55.5 (89.8%)	57.2	60.9 (93.5%)	57.9	56.3 (91.1%)

以上第1節及び第2節の実験に於いて行なつた測定方法は次の通りである。Na, K, Ca の測定は Flam-ephotometer (日立 FPF-II 型) により, Cl は Sc⁻hales & Schales 法により測定した。pH の測定は pH meter (硝子電極直統式日立 E.H.M-I型) により, CO₂ 含量は Natelson 微量ガス分析器にて測定した。

第3節 透析中に発生する温度上昇の問題

慈大式人工腎臓に於いては, Joule 熱による温度上昇に対する対策が重要な課題の一つである。著者はこの問題を解決する為には, 先ず本装置の還流液槽, 血液槽, 透析膜等の各部分で発生する熱量を知る事が必要であると考えた。そしてその熱量は電流が一定ならば電気抵抗に比例するから, 還流液, 血液及び透析膜の各部分に発生する電気抵抗を測定した。

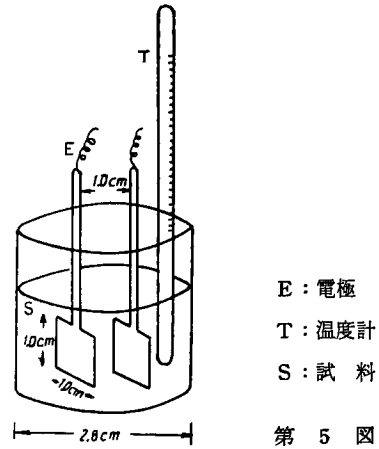
方法: 測定装置は第4図に示す如き Kohlrausch Bridge²⁸⁾ を用いた。発振器としては振動数約 2000 c/s のプザーを使用した。



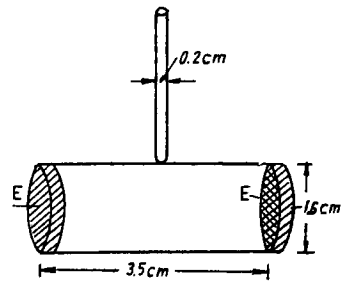
E: 発振器 S: 標準抵抗
c~d: 振動抵抗 R: 試料容器
T: 受話器 a: 振動点
第 4 図

試料の容器は第5図及び第6図に示す如きものを使用した。第5図は還流液及び血液の電気抵抗測定に, 第6図は透析膜の電気抵抗の測定に使用した試料容器の略図である。いずれも電極としては銀鍍金した銅板を用いた。

測定法の原理²⁸⁾ 試料容器に試料を入れ発振器を調節して最も聞き易い振動数の音を選び, 次に受話器T



E: 電極
T: 温度計
S: 試料
第 5 図



E: 電極
第 6 図

に聴える音が比較的小さくなるように標準抵抗 S を選び, 次に a 点を振動して T に聴える音を最小とする。この時 P 及び q を計れば試料の抵抗は $R = \frac{P}{q} S$ ohm である。次に比伝導率 K が既知である溶液を容器に入れ, その抵抗 r を計れば $r = \frac{1}{K} \cdot \frac{L}{A}$ ($\frac{L}{A}$ は容器定数)

$$\frac{L}{A} = Kr \text{ 次に測定せんとする液の抵抗 } R \text{ を計れば}$$

その比抵抗 $m = \frac{Rx}{K}$ で求められる。

1) 還流液の比抵抗の測定

第5図に示した容器を用いた。先ず容器定数 $\frac{L}{A}$ を定めるためこれに 20°C の N/10KCl 溶液 10cc をビベットで入れ (容器は保温の為 20°C の水につける) 電極を Kohlrausch Bridge に接続し, bridge S = 2000ohm, 摺動抵抗の長さ P+q=50cm とし, P を求め P=10.5cm, q=39.5cm, なる値を得た。これより $R = \frac{10.5}{39.5} \times 200 = 53.20\text{ohm}$ となる。20°C の N/10K

Cl の比伝導度は 0.01167, 故に $\frac{L}{A} = 0.01167 \times 53.2 =$

0.62 となる。次に第1表に示した組成の還流液 10cc を容器に入れ同様にして測定した。第10表はその成績を示す。

第 10 表

温度 °C	P cm	R Ohm	比抵抗=R·A/L Ohm/cm
20	11.0	56.4	91.0
25	10.0	50.0	80.6
30	9.0	43.9	70.8
35	8.0	38.0	61.3
40	7.2	33.6	54.2
45	6.5	29.8	48.1
50	5.9	26.7	43.1

Ⅱ) 血液の比抵抗の測定

Heparin 約 0.2cc を加えた健康成人血液 10cc を第5図に示した容器にとり、Kohlraush brige によ

第 11 表

野中 某 容器定数 0.548

温度 °C	P cm	R Ohm	比抵抗 Ohm/cm
20	18.1	110.3	201.3
25	17.0	103.0	188.0
30	16.0	94.1	171.7
35	15.0	85.7	156.3
40	14.0	77.8	141.9
45	12.9	69.5	126.8
50	11.9	62.6	114.1

第 12 表

宮下 某 容器定数 0.512

温度 °C	P cm	R Ohm	比抵抗 Ohm/cm
20	17.5	107.7	210.4
25	16.5	98.5	192.4
30	15.1	86.6	169.1
35	14.0	77.8	152.0
40	13.0	70.3	137.3
45	12.3	65.3	127.5

りその比抵抗を測定した。測定は3名の健康人血液につき各1回宛行なつた。その成績は第11, 12及び13表に示す如くで、三者の平均値は第14表、第7図はこれを図示したものである。この図上り 38°C に於ける血液の比抵抗を認めば 144Ohm/cm である。

第 13 表

田中 某 容器定数 0.512

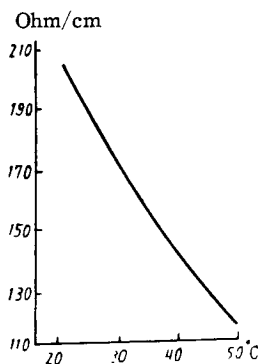
温度 °C	P cm	R Ohm	比抵抗 Ohm/cm
20	17.0	103.0	201.1
25	16.0	94.1	183.8
30	15.1	86.6	169.1
35	14.0	77.8	152.0
40	13.2	71.8	140.2
45	12.1	63.9	124.8

第 14 表

正常人血液平均

試料温度 °C	比抵抗 Ohm/cm
20	204.3
25	188.1
30	170.0
35	153.4
40	139.8
45	126.3
50	114.1

第 7 図



Ⅲ) 還流液中に於ける透析膜の電気抵抗の測定

第6図に示した試料容器に第1表に示す組成還流液を満たし、その容器を38°Cの温度中に約10分間放置しこ液温を38°Cとする。次に電極をKohlraush bridgeに接続しS=500OhmとしてPを測定した。測定は3回行ない、それを平均してP=93cmなる値を得た。これより $q=50-9.3=40.7\text{cm}$ 、故に $R=9.3/40.7 \times 500=114.25\text{Ohm}$ となる。

i)

300番非処理セロファンを直径1.6cmの円形に切り、これを1枚宛容器中に入れ、還流液を注ぎながら10枚封入し還流液を満たして38°Cの温湯中に放置する。次いで電極をKohlraush bridgeに接続し、S=500OhmでP=10.2cmなる結果を得た。これより抵抗 $R=10.2/50-10.2 \times 500=128.14\text{Ohm}$ セロファン1枚の抵抗Cは

$C=128.14-114.25/10=1389\text{Ohm}$ となる。同一セロファン20枚を封入した時は同様の方法でP=11.1であつた。これも上述の如く計算して $C=1421\text{Ohm}$ となる。この両者を平均して $C=1405\text{Ohm}$ であり 1cm^2 当りの電気抵抗は $2.81\text{Ohm}/\text{cm}^2$ であつた。

ii) 10時間煮沸処理した300番セロファンの電気抵抗。i)と同じ方法にて、煮沸処理したセロファン10枚を入れた時のP=1.01cm, 20枚入れた時のP=1.10cmなる値を得た。上記の如く計算したセロファン1枚当りの抵抗は、10枚入れた時は $1,232\text{Ohm}$, 20枚入れた時は $1,339\text{Ohm}$ であり、両者を平均すると $1,286\text{Ohm}$ となつた。また 1cm^2 当りの抵抗は 2.57Ohm となつた。

iii) 400番非処理セロファンの電気抵抗。

i)と同じ方法にて非処理400番セロファン10枚を入れた時のP=10.6cm, 20枚入れた時のP=11.6cmなる値を得た。セロファン1枚当りの抵抗は10枚入れた時 $2,027\text{Ohm}$, 20枚入れた時 $1,840\text{Ohm}$ となり両者を平均すると $1,934\text{Ohm}$ 。また 1cm^2 当りの抵抗は 3.87hm となつた。

iv) 慈大式人工腎臓C型の各部に発生する熱量及び温度上昇

発生するJoule熱Qは電流Cアンペア、抵抗Rオーム、時間t秒とすれば $Q=0.24C^2Rt$ カロリーである。慈大式人工腎臓C型に於いて血液の温度38°C 還流液の温度35°C 電流4アンペア。透析膜として10時間煮沸処理した300番セロファンを使用した場合毎分発生する熱量を血液槽、セロファン膜、還流液槽についてはそれぞれ計算すれば次の通りである。

i) 血液槽

断面積 174cm^2 、巾1cm, 38°Cに於ける血液の比抵抗は $144\text{Ohm}/\text{cm}$ であるから、血液槽の電気抵抗 $R=1/174 \times 144=0.822\text{Ohm}$ であり、1分間に発生量は $Q=0.24 \times 4^2 \times 0.822 \times 60=189.4$ カロリーであつた。本装置の血液槽の血液容量は160ccであり、1分間189.4カロリーの発熱があれば血液の熱は1以下であるから、発生した熱が失われないとすれば1分間約1.2°C以上の温度上昇が起り得る筈である。この温度上昇を抑制する為には、還流液を冷却して血液槽の温度より低くしておく事が考えられる。これを明らかにする為に次の実験を行つた。

実験：慈大式人工腎臓C型の血液槽に犬の血液満たし、電流を4000mAとして血液槽の温度上昇をみた。還流液は内槽には毎秒3滴、外槽には毎秒2滴宛補給した。実験開始15分より還流液内槽に冷却管を入れ、冷水を通して冷却を始めた。実験成績は第15表の如くであり、血液槽は38°Cに保たれ、これに接する還流液槽は35°C~36°Cで両者の間には2°C~3°Cの差があつた。

第15表

時間分	10	20	30
血液槽温度C	38	38	30
還流液内槽温度C	36	38	35
還流液外槽温度C	36	36	37

ii) セロファン膜

10時間煮沸処理した300番セロファン 1cm^2 当りの電気抵抗は 2.57Ohm 故、面積 174cm^2 では $1/174 \times 2.57=0.0148\text{Ohm}$ 、1分間に発生する熱量は $Q=0.24 \times 4^2 \times 0.0148 \times 60=3.41$ カロリーである。この熱量は血液槽、還流液槽で発生する熱量に比し極めて少なく、またセロファンに接する血液及び還流液は絶えず動いているので殆んど温度上昇の因子にはならない。

iii) 還流液槽

還流液槽の断面積は 174cm 、巾は内外両槽の合計 14cm であり、35°Cに於ける還流液の比抵抗は第10表に示す如く 61.3Ohm であるから、抵抗 $R=1/174 \times 61.3 \times 14=4,928\text{Ohm}$ 、1分間に発生する熱量 $Q=0.24 \times 4^2 \times 4,928 \times 60=1,135.4$ カロリーである。

第3章 総括並びに考按

電気透析を応用した人工腎臓に関する報告

は、教室の久志本が昭和33年9月に発表したのが最初と思われた。2～3カ月後に Francesco Sorrentino⁸⁹⁾ (1958) による電気透析を用いた人工腎臓の文献をみたが、使用電流は還流液の pH に変動を示さない程度の微弱なものであり (50mA)、且つ電極切替を行なっていない。能率についての記載もなく、その後の報告もなされていない処から、恐らく実用の域には達していないと思われる。Sorrentino 以外にはこの種の文献は全くみられず。従つて本装置についての基礎的な研究は教室の細部、三木、三浦、松本等によつて発表されて来たが、未だ研究すべき点を多く残している。そこで著者は (1) pH 並びに電解質濃度の安定化、(2) 血中 CO₂ 減少についての対策、(3) 透析装置内の温度上昇の制御について上述の実験を行なつた。

第1節で述べた pH 並びに電解質濃度の安定化に関する基礎的研究では、電極切替え及び還流液補給を行なわない場合 A (陽極) は強酸性となり E (陰極) は強アルカリ性となる。中央の血液槽は pH7.7 でこもアルカリ度を増している。

この事は第2節の実験からも考えられる事であるが、還流液の補給がなされていない為に全面的に CO₂ 含量の減少が起り、アルカリ基が多くなつた為の現象と考えられる。

電極切替えのみを行なつた実験では、pH 及び電解質濃度は前実験に比べてかなり安定しているが、尚中央の C 槽はアルカリ度が強く、また還流液の補給を行なっていない為電解質濃度は全面的に稍々減少の傾向を示している。これは中央槽と両側還流液槽との間にイオンの出入のアンバランスが起る為である。

次に電極切替えと還流液補給とを行なつた実験では両者共に安定している。本研究に関しては既に細部により発表されているが、著者はこれを多槽形式 (A, B, C, D, E の5槽) の透析槽にて実験を行ない、各槽におけるイオンの移動状態並びにの変動を調べ以上の結果を得た。

第2節で述べた CO₂ 含量減少に関する研究ではその実験結果からみて、血液槽である中央

C 槽の CO₂ 含有量の減少を防ぐ為には、電極切替えの操作は殆んど関係なく、A, B, C, 及び E 槽への還流液の補給を行なう事が最も効果的であると判断出来た。従つて Cl₂ ガスの血液槽内への浸入を防止する為に還流液槽に透析膜による隔壁を設ける場合 (三浦の研究)、血液槽に隣接した B 及び D 槽だけに還流液を選択的に多くする事が有効であるといえる。

第3の実験に於いては、血液並びに還流液の比抵抗を調べ、その結果温度に対してはほぼ反比例して減少し、また正常人血液は還流液よりも遙かに比抵抗が高い事がわかつた。例えば 40°C の場合では、血液の比抵抗は還流液の 2.58 倍であつた。次に還流液中の透析膜の電気抵抗は、同一規定のセロファン (此の場合は No. 300) では非処理のものは 2.81 Ohm、これに対して 10 時間煮沸処理したものでは 2.57 Ohm で後者の方が電気抵抗が減少している。この電気抵抗の減少は細部も述べているように透析能率を向上させるものと考えられる。次に何れも煮沸処理しない規格 No. 300 (厚さ 20 μ) と No. 400 (厚さ 30 μ) のセロファンについてそれぞれの電気抵抗を測定した結果、前者は 2.81 Ohm/cm²、後者は 3.87 Ohm/cm² で厚さにはほぼ比例して増大してくる。以上の結果から No. 300 の煮沸処理したセロファンを基準とすればその電気抵抗は、非処理の No. 300 のセロファンでは約 9.3% 高く、非処理の No. 400 のセロファンでは約 50.6% も高い値を示している。それ故一般の膜型人工腎臓と同様に電気透析式人工腎臓に於いても、透析膜は煮沸処理を行ない、出来るだけ薄いものを使用した方が良いといえる。次に慈大式人工腎臓の C 型の血液槽、透析膜並びに還流液槽のおのおのについて 1 分間に発生する熱量は、189.4 カロリー、3.4 カロリー、1,135.4 カロリーと測定出来た。従つてその比は 55.7 : 1 : 333.9 となり。本装置の温度上昇に対する手段としては還流液槽の冷却が最も有効であるといえる。

第4章 結 論

以上慈大式人工腎臓について基礎的実験を行

なつた結果, 次の如き結論を得た.

1) 多槽式透析装置を用いて実験を行つた結果, 確実に試料中の及び電解質濃度を維持する事が出来た.

2) 試料中の CO₂ 含量減少の対策としては電極切替は意味がなく還流液の補給が有効である.

3) 正常人血液の比抵抗は還流液のそれよりはるかに高く 40°C では2.58倍であつた.

4) No. 300 の煮沸処理セロファン, No. 300 の非処理セロファン及び No. 400 の非処理セロファンの電気抵抗を調べた結果, その比は 1 : 1.1 : 1.5であつた.

5) 慈大式人工腎臓C型に於いて, 血液槽透析膜, 及び還流液槽に於ける1分間の発熱量を調べた結果, その比は55.7 : 1 : 333.9であつた.

それ故温度に対しては還流液の冷却が最も有効である.

(本論文の要旨は第60回日本外科外会総会に於いて発表した.)

稿を終るに臨み, 御指導, 御校閲を賜つた恩師南教授に深甚なる謝意を表すものであります.

参 考 文 献

- 1) Abel, J., L. B. Rowntree, and B. B. Turner : J. Pharmacol. Experi. Therap., 5 275, 1914.
- 2) Kolff, W. J. J. and A. Churchill, Ltd., London, 1947.
- 3) McLean, G., C. B. Ripstein, N.K.M. de Leeuw, and G.G. Miller : Canad. M.A.J. 58 : 427, 1948.
- 4) Skeggs, L.T., Tr., and Leonards, J.R. : Science, 108 . 212, 1948.
- 5) Fishman, A.P., Kroop, I.G. and Liter, H.E. : Am. J. Med., 7 15, 1949.
- 6) Venatta, J., E.E. Muirhead, and A. Gr-man Am. J. Physiol., 156 443, 1949.
- 7) Merrill, J.P. : Ann. Int. Med., 33 : 100, 1950.
- 8) Rosenak, S.S., and A. Saltman : Proc. Soc. Exper. Biol. and Med. 76 : 471, 19 51.
- 9) Haas, G. : Dtsch. Med. Wschr., 77 : 16 40, 1952.
- 10) Lewis, J.F., M.P. Reiser, R.H. Egdahl, and K.T. Chung : Arch. Surg., 65 : 588, 1952.
- 11) Bartrina, L. Press. Med., 60 : 48, 1952.
- 12) Murphy, W.P., R.C. Swan, C.W. Walter, J.M. Weller. and J.P. Merrill J. Lab. Clin. Med., 40 436, 1952.
- 13) Lunderquist, A. : Acat Med. Scandina V., 143 : 303, 1952.
- 14) Alwall, N., P. Lindgren, and A. Lunde-rquist : Acta Med. Scandinav., 143 : 307, 1952.
- 15) 渋沢・小出来・丹後 : 手術, 9 : 723, 昭29.
- 16) 稲生・石井・豊島 市川・飯塚・平田 : 診療, 9 : 582, 昭31.
- 17) 久志本 : 泌尿紀要, 9 : 509, 昭33.
- 18) 細部 : 日泌尿会誌, 50 : 179, 昭34.
- 19) 三木 : 泌尿紀要, 5 : 153, 昭34.
- 20) 三木 : 泌尿紀要, 6 : 859, 昭35.
- 21) 三浦 : 泌尿紀要, 6 : 昭35.
- 22) 松本 : 泌尿紀要, 6 : 昭35.
- 23) 南・細部・三木・三浦・松本・足立 : 第47回日本泌尿器科学会総会演説, 昭34.
- 24) 南・久志本・細部・三木・三浦 足立・松本 : 日本医事新報, 1844, 28, 昭34.
- 25) 南・細部 : 綜合臨床, 9 : 114, 昭35.
- 26) 南・久志本・細部・三木・三浦・足立・松本 : 第60回日本外科学会演説, 昭35.
- 27) 南 : 医学シンポジウム第25輯人工内臓, 昭35.
- 28) 吉田・武居 : 物理学実験.
- 29) Sorrentino, F. : Z. Urol., 51 : 505, 1958.