
臓器の超伝導量子干渉計
(SQUID)を用いた無侵襲的
バイアビリティ検索法の開発

(62480275)

昭和63年度科学研究費補助金[一般研究(B)]研究成果報告書

平成元年3月

研究代表者 林 宏

(旭川医科大学医学部助手)

は し が き

最近、我が国において臓器移植が各方面から注目され、脳死判定を含む諸問題の提起とその速やかな解決が功望されている。現在、欧米での臓器移植では、腎は勿論のこと、肝、心、肺の各臓器単独あるいは複数臓器での移植も、すでに日常的レベルで施行されている。しかし、我が国では腎や角膜移植は施行されているものの、US腎の輸出中止に伴ない、腎移植症例数もやや減少している。したがって、ドナーの確保は臓器移植にとって最大の難問であり、もし脳死問題が解決されたとしても、移植に適する臓器であるか否かの判定が、移植結果を大きく左右する重要な因子となる。すなわち、肝、心の移植では、初回移植手術後の結果によっては再移植術を常に念頭に入れて対処しないと、グラフトの機能消失が死に直結する。欧米では、ドナーの供給システムから再移植術も可能であり現実に行なわれているが、我が国では近い将来においても、それほどまでに社会的コンセンサスが得られるとは考えにくい。したがって、移植臓器の適確なバイアビリティーの判定が術前に可能であることが切望されるが、現在はその判定方法がなく、一般的な肝機能検査や心電図に頼っているのが現状である。本研究では、超伝導量子干渉磁束計 (Superconducting quantum interference device: 以下

SQUID)を用い、無侵襲的（生検での組織診によらず）に臓器のバイオリティを判定する方法の開発を目的とした。これにより、移植に不適当な臓器の術前選択と、移植後臓器の拒絶反応を含めた障害度の判定も、無侵襲的に検索することが可能になると考えている。

一方、 ^{31}P -NMR (nuclear magnetic resonance:以下NMR) spectroscopy を用いた臓器エネルギー動態の計測は、臓器を構成する細胞の高エネルギーリン酸化合物の経時的消長を、非侵襲的に測定することが可能であり、その結果より臓器の viability測定法としては最も現実的方法として、すでに多くの研究が報告されている。

本研究においては、まず NMRによる細胞および臓器の種々の条件下での viabilityの測定を、SQUIDによる生体磁界の測定に先行して行ない、他の既存の方法による種々のパラメーターと比較することにより、より詳細に検討されうると考え、併せて研究を行なうこととした。

研 究 組 織

研究代表者： 林 宏一 (旭川医科大学医学部 助手)

研究分担者： 棟方 隆 (旭川医科大学医学部 助手)

水戸 迪郎 (旭川医科大学医学部 教授)

倉岡 泰郎 (銚子低温技術開発センター所長)

研 究 経 費

昭和62年度 4, 9 0 0 千円

昭和63年度 5 0 0 千円

計 5, 4 0 0 千円

研 究 発 表

(1) 学会誌等 (発表者、テーマ名、学会誌名、巻号、年月日)

1. 林 宏一, 棟方 隆, 山本 哲, 日下部光俊, 水戸迪郎: 細胞の³¹P-NMR スペクトル測定. 医学のあゆみ, 143(8):661-662, 1987.
2. 林 宏一: 融合細胞(hybridoma) を用いた人工臓器の開発およびその生体応用の研究. 昭和61年度科学研究費補助金研究成果報告書, 1987.
3. 棟方 隆: 肝代謝動態研究法 -NMR の応用-. 日本臨床, 574: 969-975, 1988.
4. 棟方 隆: 移植腎拒絶の新しい判定法・NMRの応用. 医学のあゆみ 148(11):742, 1989.

(2) 口頭発表 (発表者、テーマ名、学会等名、年月日)

1. 林 宏一, 棟方 隆, 山本 哲, 水戸迪郎, 日下部光俊: 分離肝細胞および初代培養肝細胞における³¹P-NMR スペクトル (細胞内エネルギー動態) の変化. 第 3回初代培養肝細胞研究会, 1987年 6月, 岡山.
2. Takashi Munakata, Kunio Tanaka, Mitsutoshi Kusakabe, Sinichi Kasai, Michio Mito: Assessment of energy metabolism in drug induced acute liver injury by ³¹P-NMR spectroscopy.

Second European Congress of NMR, 1988, Berlin.

3. 棟方 隆, 菅原 睦, 葛西眞一, 水戸迪郎: ^{31}P -NMR を用いた急性肝障害モデルにおける肝エネルギー代謝動態の検討. 日本磁気共鳴医学会, 1988, 東京.

(3) 出版物 (著者, 書名, 出版者名, 年月日)

なし

研究目的

- I. NMR を用いた細胞および臓器のエネルギー代謝動態の検討.
- II. SQUID 磁束計による生体磁界の測定.
- III. I, II による臓器の病態生理学的解析を基にした無侵襲的バイオビリティ検索法の確立.

研 究 成 果

I . N M R を用いた細胞および臓器のエネルギー代謝動態の検討 .

分離細胞および培養細胞における高エネルギーリン酸化合物の測定について、極めて興味ある知見が得られたので、誌上報告を行なった(資料1)。

II . S Q U I D 磁束計による生体磁界の測定 .

生体における磁気や磁場の影響、さらにその発生に関する研究は、1960年代初めより行なわれており、我が国では1974年に第1回生体磁気研究会が開催されている。SQUID 磁束計は、ジョセフソン素子を液体ヘリウムによって超伝導状態に置き、適当な電子回路と結合させることにより、超高感度の磁気センサーとして作動させるものである。これにより 10^{-14} T (テスラ)よりさらに小さい磁界の測定が可能となっている。この装置を用いて、心臓における心磁図の作製お

よび脳の活動電流に伴なう微小磁界を測定した脳磁図が、すでに臨床応用され始めている¹⁾。一方、肝臓では1980年にFarrellらにより、ヘモクロマトーシスの診断への応用が報告されている²⁾。しかし、肝のエネルギー代謝動態をSQUIDを用いて検索を試みた報告はない。それは、肝よりの発生磁界の測定が物理学的に極めて困難であったことに起因している。最近、我が国の鱒ほくさんで開発されたSQUID磁束計は、室温から液体ヘリウム温度までの繰り返し温度サイクルに対して安定に作動し、従来のセンサーでは測定不可能であったレベルまでの範囲が測定可能となっている。しかし、この装置を用いての生体への応用はまだ行なわれていない。したがって、今回の研究では、この磁束計による大動物臓器の磁界測定を可能とすべく、周辺機器の整備と方法論の確立を目的として、以下の手順で実験を行なった。

1. 生体磁界測定機器の作製.

1) SQUID磁束計.

HOXAN SQUID SYSTEM, HS-1R (鱒ほくさん)を用いた。この磁束計の製品としての仕様を表1に示した。

表 1 HS-1R 仕様書

HOXAN SQUID SYSTEM

SQUID プローブ	Model	No. HS-1RP
rf ヘッド	Model	No. HS-1RH
コントローラー	Model	No. HS-1RC

1) 寸法

プローブ	ϕ 14 × 長 600
rf ヘッド	110(W) × 30(D) × 80(H)
コントローラー	230(W) × 320(D) × 85(D)

2) 特性試験

RF同調キャパシター(capacitance)	60pF
インプットコイルインピーダンス	2.15 μ H
入力磁束感度	$37.27 \times 10^{-9} \text{A} / \phi_0$
出力磁束感度	33.34 mV / ϕ_0 (SENS × 1)
電流感度	$11.18 \times 10^{-10} \text{A} / \text{mV}$

磁束分解能 (表 2)

・素子固有雑音	$4 \times 10^{-5} \phi_0 \sqrt{\text{Hz}}$	
・システム雑音	等価電流雑音	磁束分解能
20 HZ	$4.5 \times 10^{-12} \text{A} / \sqrt{\text{Hz}}$	$1.2 \times 10^{-4} \phi_0 / \sqrt{\text{Hz}}$
200 HZ	$5.2 \times 10^{-12} \text{A} / \sqrt{\text{Hz}}$	$1.4 \times 10^{-4} \phi_0 / \sqrt{\text{Hz}}$

最大スループット (表 3) $2.07 \times 10^5 \phi_0 / \text{sec}$

トライアングルパターン 電圧 (表 4)	4.2 K : 255 mV
	5.15 K : 180 mV
	5.82 K : 20 mV

表 2 磁束分解能

date S63.2.6 time =15:30

sample number : 18L
 turn number of RF coil : 6turns*4
 input coil : 2.26uH
 RF capacitance : 30pF(pF)

amplitude of measuring system = 100 (times)

flux-voltage transefer sensitivity : 33.34 (mV/Po)

f (Hz)	MAG. (DbV)	Pn (Po/Hz1/2)	f (Hz)	MAG. (DbV)	Pn (Po/Hz1/2)
.63	-77.9	1.02087E-04	25	-59.4	1.36355E-04
.8	-75.2	1.23622E-04	31.5	-58.5	1.34737E-04
1	-74.6	1.18479E-04	40	-57.2	1.38871E-04
1.25	-72.4	1.36517E-04	50	-53.6	1.87999E-04
1.6	-72.3	1.19284E-04	63	-55.1	1.40919E-04
2	-71.9	1.14321E-04	80	-54.7	1.30947E-04
2.5	-70	1.27254E-04	100	-53.7	1.31414E-04
3.15	-68.9	1.28672E-04	125	-52	1.42951E-04
4	-68	1.26652E-04	160	-49.5	1.68493E-04
5	-66.8	1.30064E-04	200	-50.2	1.39035E-04
6.3	-65.6	1.33036E-04	250	-45.3	2.13634E-04
8	-63.4	1.52088E-04	315	-48.2	1.39471E-04
10	-63.6	1.32935E-04	400	-47.2	1.38871E-04
12.5	-61.1	1.58557E-04	500	-46.1	1.40979E-04
16	-61.6	1.32306E-04	630	-44.9	1.44202E-04
20	-61.3	1.22497E-04	800	-43.7	1.46925E-04
25	-59.8	1.30218E-04	1000	-42.5	1.50883E-04
31.5	-60	1.13367E-04	1250	-41.1	1.58557E-04
40	-57.5	1.34156E-04	1600	-39.7	1.64657E-04
50	-53.5	1.90176E-04	2000	-38.4	1.71051E-04
63	-55.9	1.2852E-04	2500	-37.4	1.71661E-04
80	-54.4	1.35549E-04	3150	-36.4	1.71587E-04
100	-53.6	1.32935E-04	4000	-34.9	1.80972E-04
125	-52.2	1.39696E-04	5000	-33.7	1.85847E-04
160	-51.6	1.32306E-04	6300	-32.8	1.83641E-04
200	-50.4	1.35871E-04	8000	-31.2	1.95928E-04
250	-49.5	1.34794E-04	10000	-32.3	1.54398E-04
315	-48.6	1.33194E-04	12500	-33.1	1.25946E-04
400	-47.6	1.32621E-04	16000	-34.7	9.25935E-05
500	-46.2	1.39366E-04	20000	-37.7	5.86308E-05

表 3 最大スルーレート

date SG3. 2. 6 time =16:30

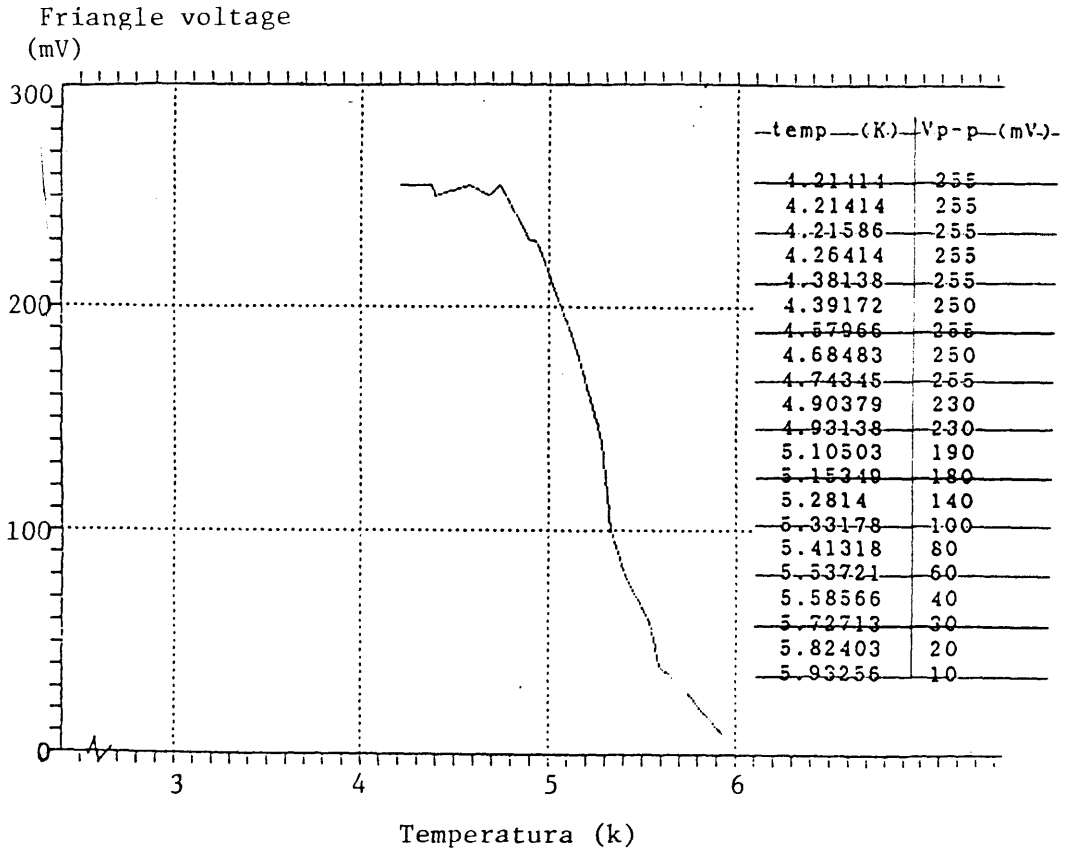
sample number : 18L
 turn number of RF coil : 6*4
 input coil : 2.26uH
 RF capacitance : 22(pF)

amplitude of measuring system = 100 (times)

flux-voltage transefer sensitivity : 33.34 (mV/Po)

V 0-p (v)	f (Hz)	Ps (*Po)	srew rate (Po/sec)
RATE 3			
10	110	299.94	207303
5	175.5	149.97	165372
2	305.6	59.988	115185
1	455.2	29.994	85785.9
.5	663.8	14.997	62549.1
.2	1051	5.9988	39613.8
.1	1526	2.9994	28758.6
.05	2306	1.4997	21729.2
.02	4164	.59988	15694.8
.01	8036	.29994	15144.5
RATE 2			
10	10.1	299.94	19034.2
5	19.6	149.97	18468.9
2	47.6	59.988	17941.2
1	90.1	29.994	16980
.5	151	14.997	14228.6
.2	274	5.9988	10327.5
.1	429	2.9994	8084.84
.05	620	1.4997	5842.19
.02	1092	.59988	4115.92
.01	1860	.29994	3505.31
RATE 1			
.9	1	26.9946	169.612
.5	4.4	14.997	414.607
.2	12.05	5.9988	454.183
.1	25.9	2.9994	488.105
.05	58.1	1.4997	547.47
.02	140	.59988	527.682
.01	256	.29994	482.452

表 4 トライアングルパターン電圧



2) 磁束計用液体ヘリウムデュワー.

SQUID磁束計を超伝導状態下で作動させるためには、液体ヘリウム(LHe)内での冷却が、現在のところ不可欠である。したがって、比較的高価なLHe蒸発による消耗を可及的に節約し、かつそれ自体が磁性を有しないことが絶対的条件となる。今回の実験に供したデュワーの概略図を、図1に示した。本体は、エポキシ樹脂をガラス繊維で補強した構造で、全くの非磁性体である。LHe槽の要領は10ℓであるが、液体窒素(LN₂)によるサーマルシールドは不要であり、さらに積層断熱材の使用により周囲からの熱侵入を防いだため、LHeの蒸発量は約3ℓ/day(計算値)と極めて経済的である。このデュワーの型式はバイオマグタイプである。

このデュワーの上部より、先のSQUID磁束計プローブを挿入して用いる(図2)。

3) 生体(小, 中動物)磁界測定用シールドケース.

図3に1/5スケールの概略図を示した。三次元の各面が三層構造を呈し、アルミ厚板およびパーマロイを用いて作製されている。

図4は、資料用架台および先のシールドケースとの配置関係を示したものである。

シールドケースの上部より、SQUID磁束計をデュワーとともに設

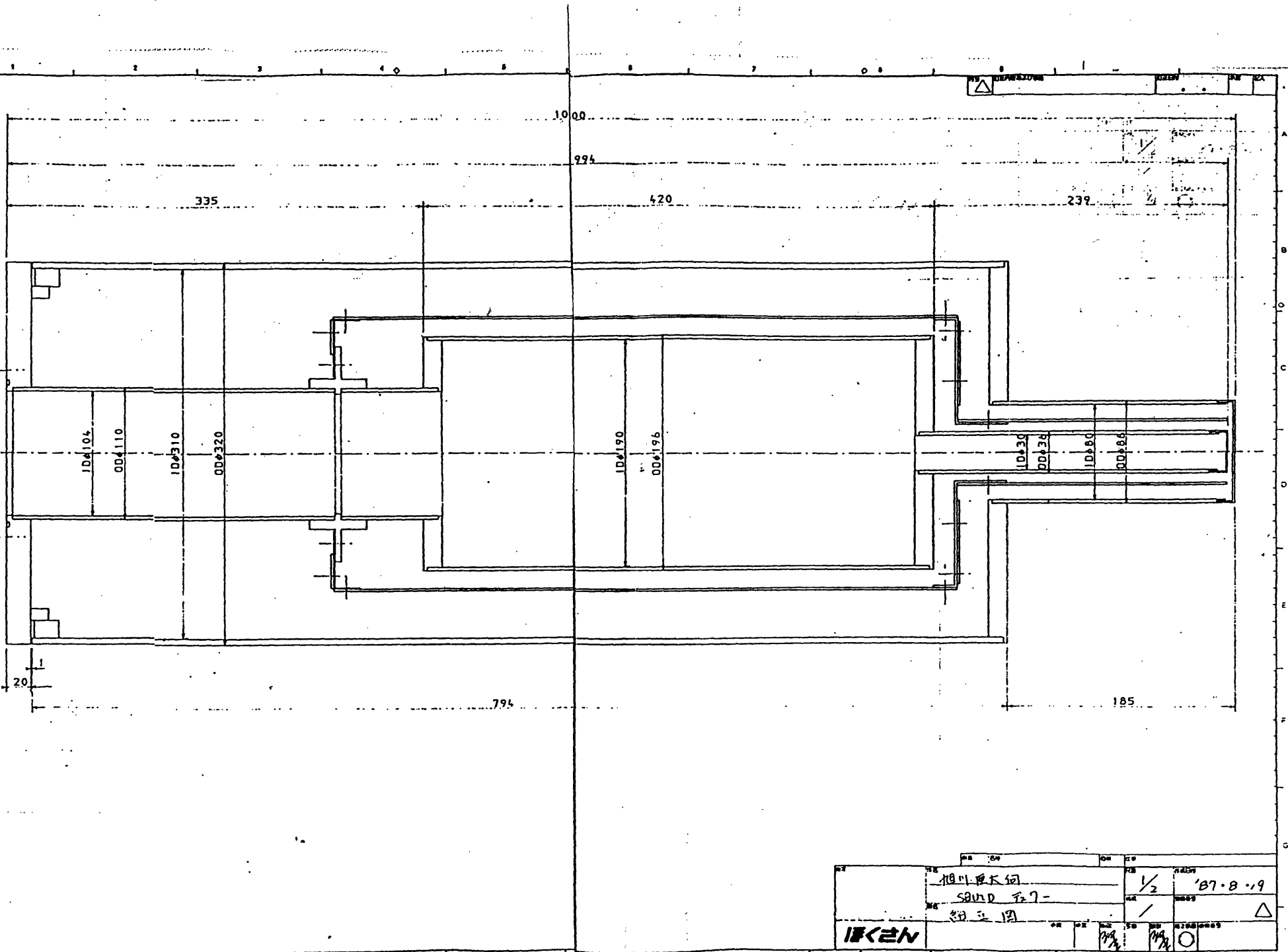


図1 デュワー概略図. -13-

置する。

2. 生体磁界測定法.

作製した機器を用いて、小、中動物の生体磁界の測定の実際を模式的に図5に示した。さらに、図6には *in vivo*のみならず、摘出臓器の灌流保存状態における臓器磁界測定を想定した SQUID本体と周辺測定機器との関連を、フロー図としてまとめたものである。

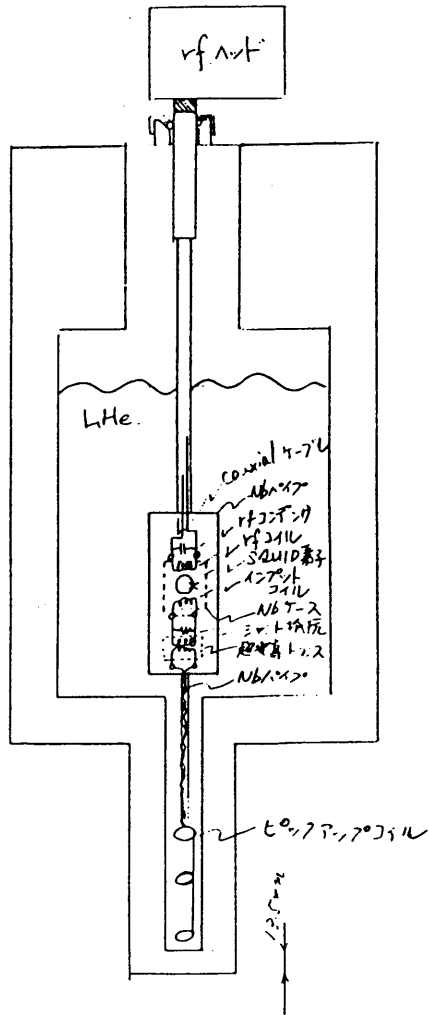
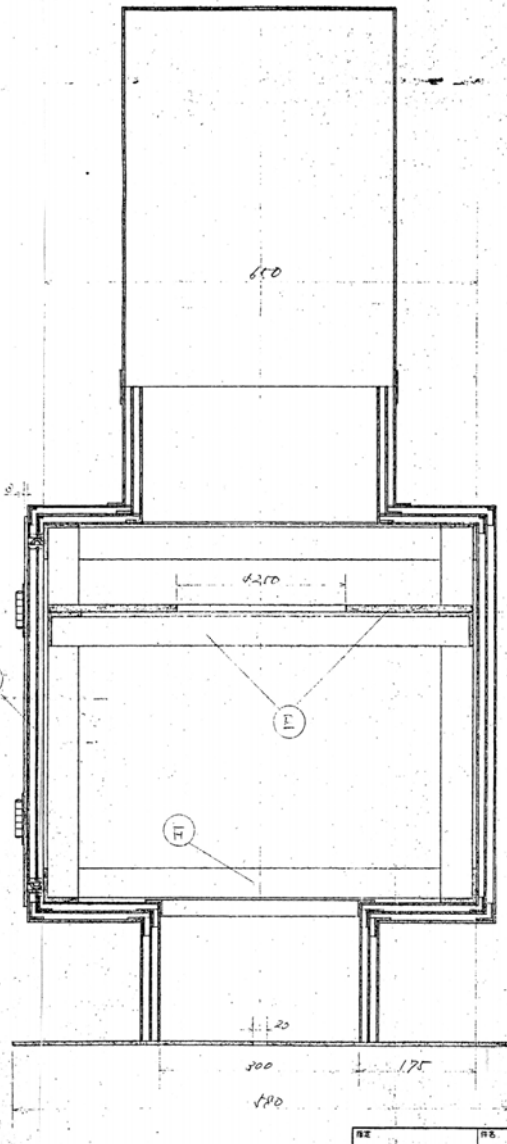
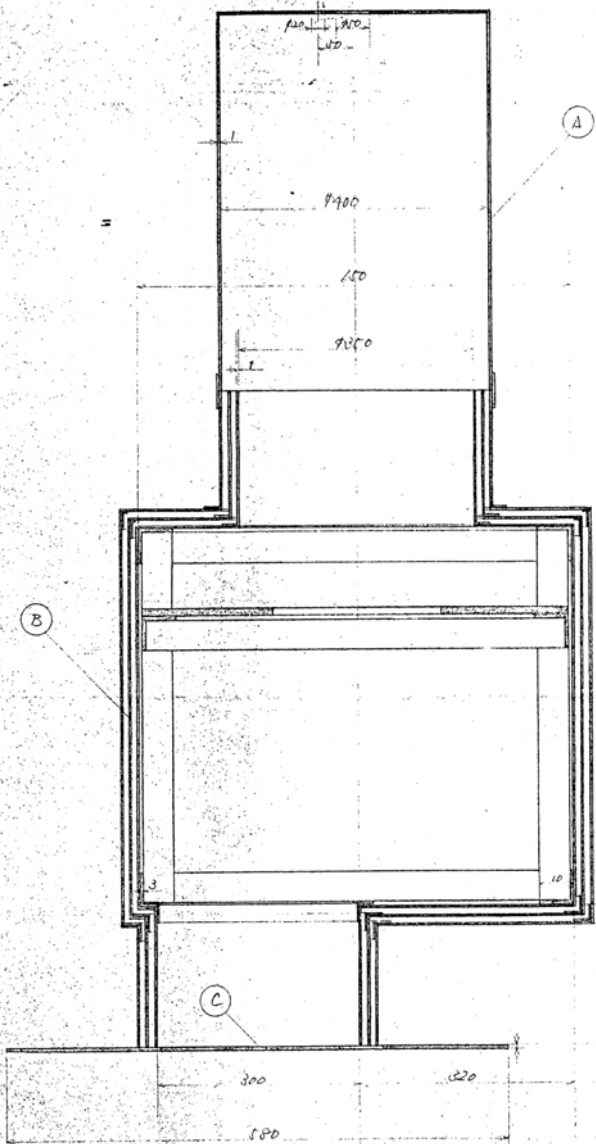


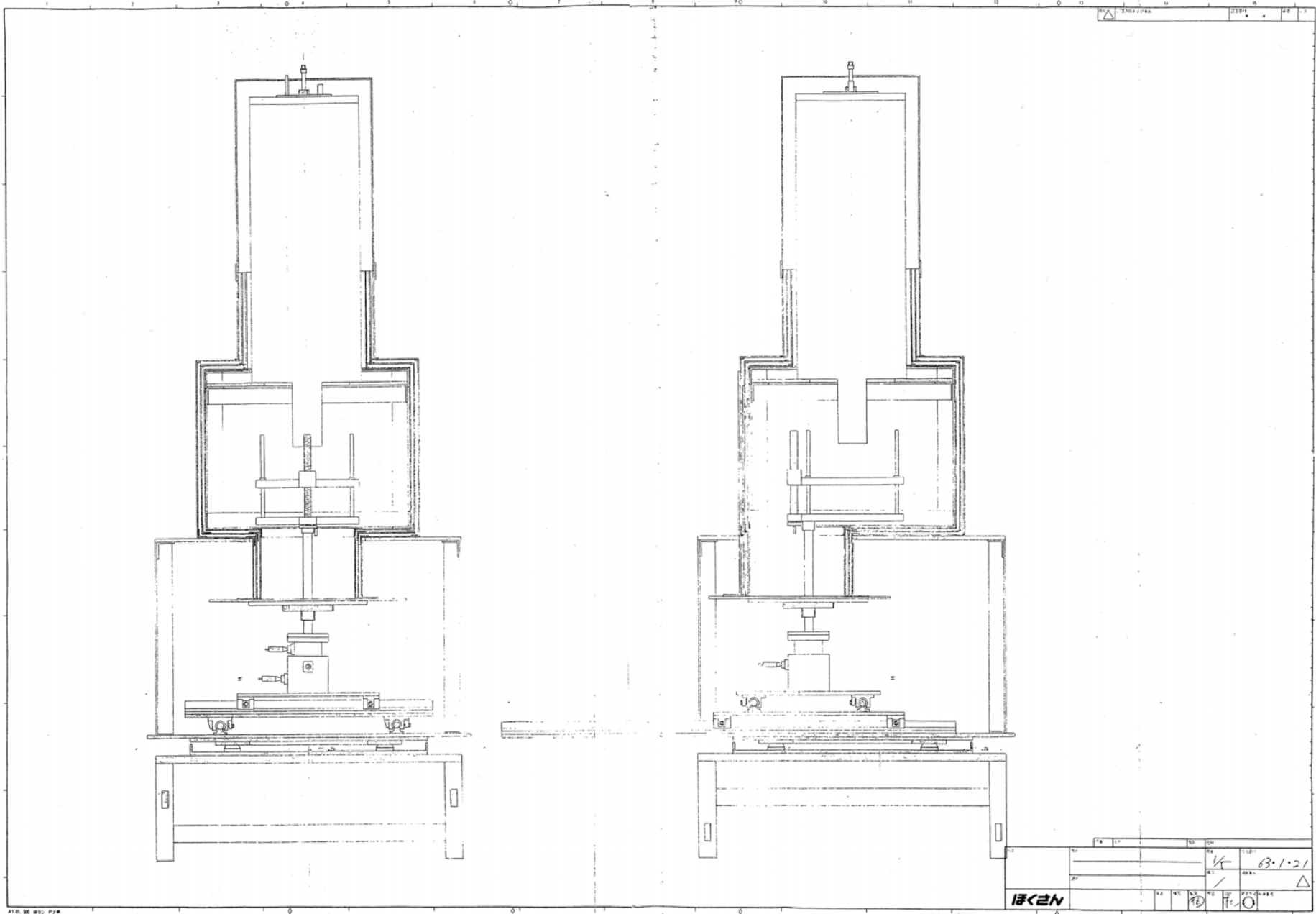
図2 SQUID(fr)磁束計. 構造概略図.



F	シールド材	1000x1000
E	アース線	アルミ線
D	シールド材	1000x1000
C	シールド材	1000x1000
B	シールド材	1000x1000
A	シールド材	1000x1000

図名	主用シールドケース	図尺	1/4	作成日	12.12.11
図号		規格		図番	
設計		製図		承認	
ほくさん		検査		承認	

図3 磁界測定用シールドケース 概略図



No.		Date		Scale		Drawing No.	
1		1/2		63-1-21		△	
2		1/2		△		△	
3		1/2		△		△	
4		1/2		△		△	
5		1/2		△		△	
6		1/2		△		△	
7		1/2		△		△	
8		1/2		△		△	
9		1/2		△		△	
10		1/2		△		△	
11		1/2		△		△	
12		1/2		△		△	
13		1/2		△		△	
14		1/2		△		△	
15		1/2		△		△	
16		1/2		△		△	
17		1/2		△		△	
18		1/2		△		△	
19		1/2		△		△	
20		1/2		△		△	
21		1/2		△		△	
22		1/2		△		△	
23		1/2		△		△	
24		1/2		△		△	
25		1/2		△		△	
26		1/2		△		△	
27		1/2		△		△	
28		1/2		△		△	
29		1/2		△		△	
30		1/2		△		△	
31		1/2		△		△	
32		1/2		△		△	
33		1/2		△		△	
34		1/2		△		△	
35		1/2		△		△	
36		1/2		△		△	
37		1/2		△		△	
38		1/2		△		△	
39		1/2		△		△	
40		1/2		△		△	
41		1/2		△		△	
42		1/2		△		△	
43		1/2		△		△	
44		1/2		△		△	
45		1/2		△		△	
46		1/2		△		△	
47		1/2		△		△	
48		1/2		△		△	
49		1/2		△		△	
50		1/2		△		△	
51		1/2		△		△	
52		1/2		△		△	
53		1/2		△		△	
54		1/2		△		△	
55		1/2		△		△	
56		1/2		△		△	
57		1/2		△		△	
58		1/2		△		△	
59		1/2		△		△	
60		1/2		△		△	
61		1/2		△		△	
62		1/2		△		△	
63		1/2		△		△	
64		1/2		△		△	
65		1/2		△		△	
66		1/2		△		△	
67		1/2		△		△	
68		1/2		△		△	
69		1/2		△		△	
70		1/2		△		△	
71		1/2		△		△	
72		1/2		△		△	
73		1/2		△		△	
74		1/2		△		△	
75		1/2		△		△	
76		1/2		△		△	
77		1/2		△		△	
78		1/2		△		△	
79		1/2		△		△	
80		1/2		△		△	
81		1/2		△		△	
82		1/2		△		△	
83		1/2		△		△	
84		1/2		△		△	
85		1/2		△		△	
86		1/2		△		△	
87		1/2		△		△	
88		1/2		△		△	
89		1/2		△		△	
90		1/2		△		△	
91		1/2		△		△	
92		1/2		△		△	
93		1/2		△		△	
94		1/2		△		△	
95		1/2		△		△	
96		1/2		△		△	
97		1/2		△		△	
98		1/2		△		△	
99		1/2		△		△	
100		1/2		△		△	

図4 資料用架台・シーリングとの配置関係。 - 17 -

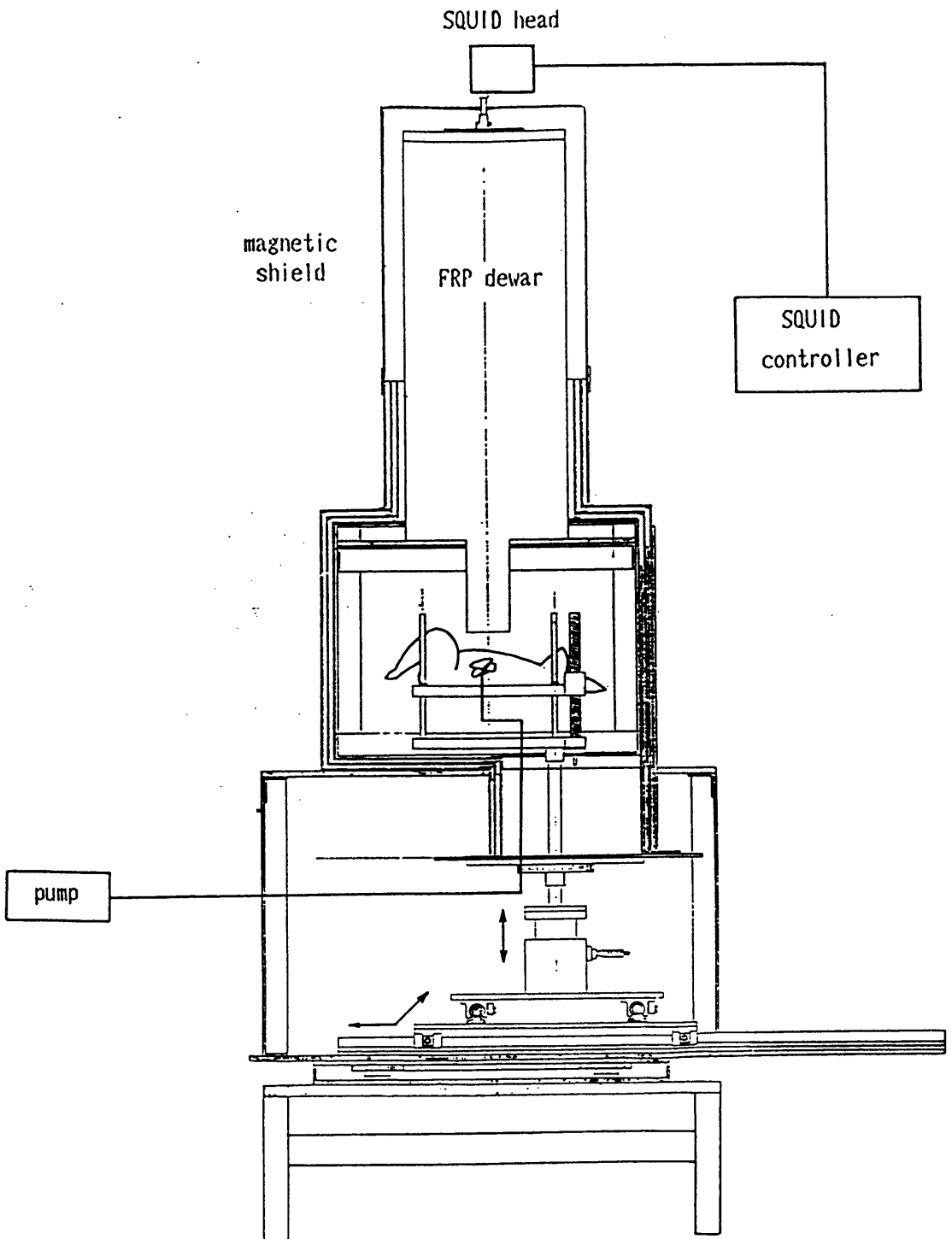


図5 小，中動物の生体磁界測定模式図。

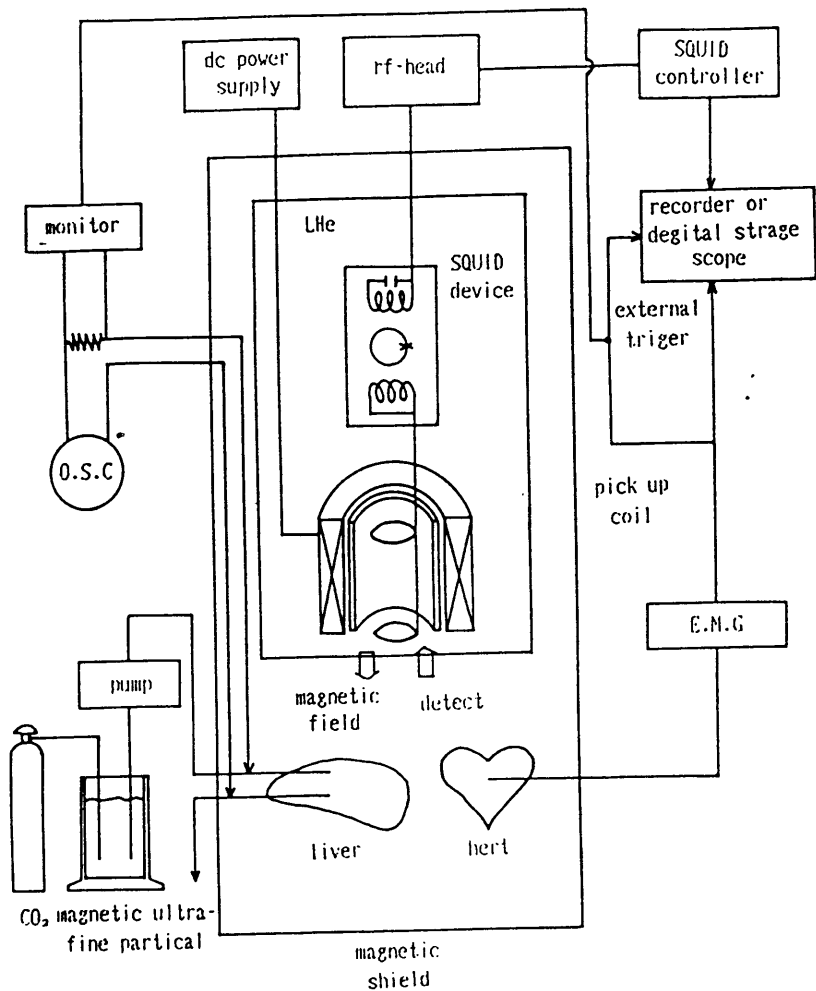


図6 摘出臓器の灌流保存状態における臓器磁界測定想定図。

3. 生体磁界測定の実際.

測定を試みられている生体の発生磁界は、ひとつは体内の活動電流による磁界、他は体内に入った磁性物質が磁化されて生ずる磁界の2つがある。活動電流による磁界は、心臓、脳や上肢から測定され、磁性物質の磁化によって発生する磁界は、肺、腸や肝臓から測定が試みられている。

今回の研究では、viability 検索の一つの示標として SQUIDが応用可能であるかが主な目的であり、またその無侵襲性が最も評価される特徴的手段と考えている。したがって、先の2種類の生体磁界の測定が可能であれば理想的であるが、現実には必ずしも容易には測定できない。それは各々の臓器によって発生する磁場強度の問題や、周囲の磁気雑音による目的とする磁界のmasking などがある。特に今回の研究においては、Target organとして肝臓にスポットを当てたが、この臓器の解剖学的特殊性からも、どのようにすればSQUIDによる磁界測定が可能であるか、次の如く実験を試みた。

磁界測定の対象動物は、成育ラットと白兎を用い、先の項で記した機器を用いて、生体磁界のうち最も強磁界である心磁界の測定から行なった。

- 1) ラット心磁界測定
- 2) ラット肝磁界測定
- 3) 白兎 心磁界測定
- 4) 白兎 肝磁界測定
- 5) 白兎 肝灌流時，肝磁界測定

1) ラット心磁界測定。

i) 測定方法；

320g の平均体重の成育雄ラットに、0.3ml のネンブタール液を筋肉内注射し、麻酔。腹腔内には細径のポリエチレンチューブを挿入し、ここより測定中の麻酔覚醒時にはネンブタール液を追加注入して、体動を抑制した。

肢誘導の心電図(ECG)用リードを針電極として刺入し、木製の台の上に背臥位で固定した(写真1)。

次に、シールドチャンバー内に設置(写真2)。写真3にシールドチャンバー扉閉鎖前の全景を示した。

ii) 測定結果

図7に測定、心磁波形(magnetocardiography: MCG)を、同時に記録した心電図波形とともに示した。ECGおよびQRS波に相当する部のMCGが明らかに認められた。

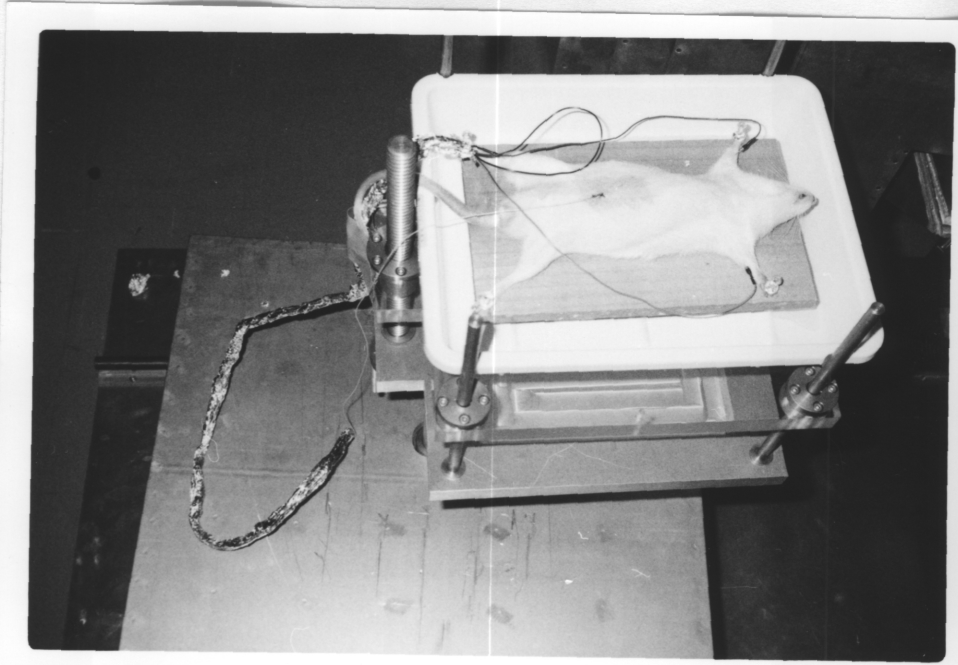


写真1 ネットサル麻酔下； ECG 用 リードを設置し、木製台上に固定。



写真2 シールドチャンバー 内設置。



写真3 シールドチャンバー扉閉鎖前の全景。

2) ラット肝磁界測定.

i) 測定方法

手技的には心磁界測定時と全く同様の方法および条件で、SQUIDプローブを肝臓部に最も接近させて設置、測定した。

ii) 測定結果

図8に測定時波形を示した。CH1にはECGが記録されているが、CH2の波形は肝磁界を測定したものとは考えられず、MCGと考えら



心電図(ECG): X; 20 μ sec/div
 Y; 5 μ v /div

心磁図(MCG): X; 20 μ sec/div
 Y; 3.9 pT /div

加算回数 平均 256回

周波数帯域 10kHzで60pT(pico tesla)以上の
 ノイズ環境で測定している。

図7 ラット心磁図，波形．上段は心電図波形（同時記録）．

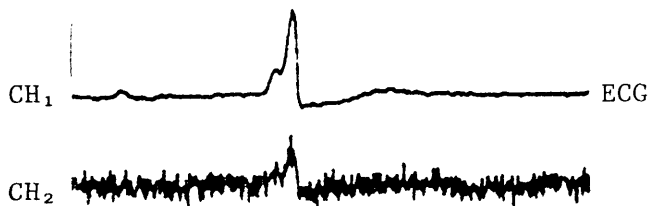


図8 肝表面に設定した 加-ア よりの波形．

れた。すなわち、SQUIDプローブを肝に最接近させたにもかかわらず、心磁界のみの測定しかできなかった。

3) 白兎心磁界測定.

先に施行したラットによる磁界測定では、生体そのものが小型のため、SQUIDプローブを臓器別にX, Y軸とも移動させたにもかかわらず、個々の波形を記録することは不可能であった。そこで、対象動物を中型の白兎を用いて、ラットと同様の方法で磁界測定を行なった。

まず、心磁界を測定したが、その波形はラット時と同様に極めて



写真4 白兎心磁界測定時スタッフ。これよりシールドチャンバー内に設定する。

明瞭に記録可能であった。写真4は背臥位に発泡スチロール台上に固定した白兎をシールドチャンバー内に設置している実験時スナップである。

4) 白兎肝磁界測定.

白兎の肝臓は、最大径で約7cm程度であり、SQUIDプローブが適確に肝に対応した位置に設定されているにもかかわらず、特定する波形は測定できなかつた。

これら一連の実験結果より、我々の作製した機器によって心磁図は明らかに測定可能であり、今後、心臓の病的状態時に描出される心磁波形が、どのような病態として解析されるのかは、容易に実験可能であると考えた。しかし、肝臓は磁場の発生がほとんど無いに等しく、すなわち臓器内電圧の発生源を認めず、また有ったとしてもその方向性が一定方向でないために検出不可能であるのだろうと考え、別のアプローチから実験を行なった。

5) 白兎肝灌流時、肝磁界測定.

図9のシェーマの如く、門脈と下大静脈の各々にカニューレーション後、電極を挿入し灌流液を門脈より注入、下大静脈より流出させる。肝動脈は結紮処理。この状態で電極より通電させ、灌流液が停

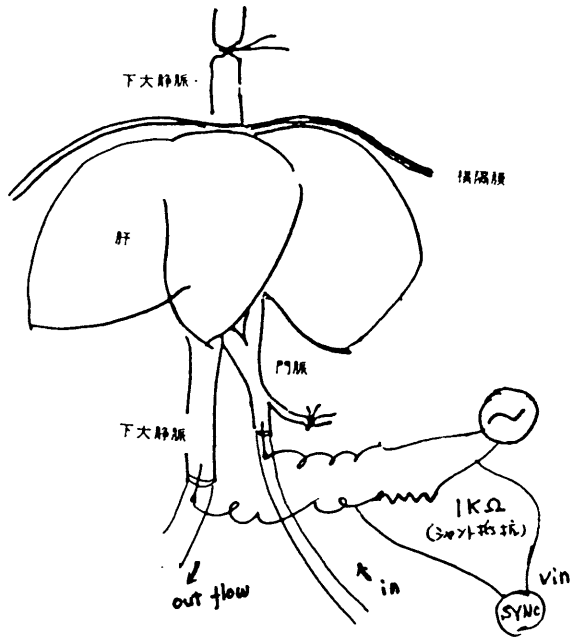


図 9 肝灌流法および通電位置。

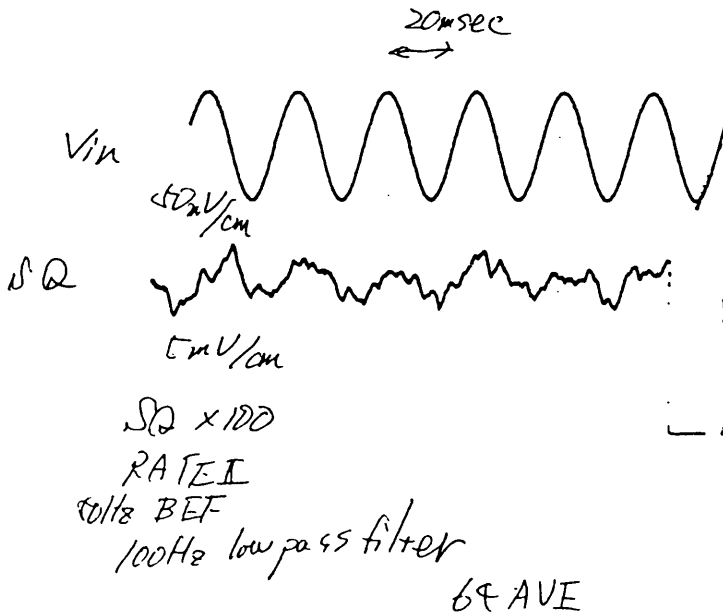
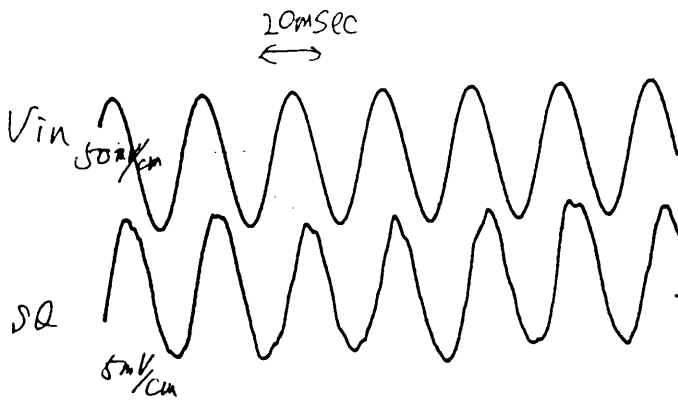
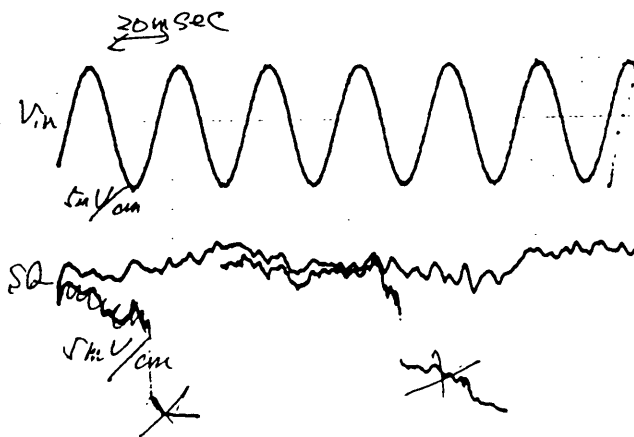


図 10 灌流停止時。



$SQ \times 100$
 RATE II
 50Hz BEF
 100Hz LPF
 6FAVE,
 6FA

図 1 1 灌流中.



$SQ \times 100$
 RATE II
 50Hz BEF
 100Hz LPF
 6FAVE,

図 1 2 リン酸液灌流.

止（流れていない）時と流れている時との SQUID波形を測定した。灌流液として、細胞培養液（MEM；白水）と 5 mmol/l のリン酸（ H_3PO_4 ）液を用いた。

図 10 は、MEM 液が停止時、図 11 は灌流時の SQUID 波形を示した（下段 SQ）。上段 V_{in} は通電波形である。図 12 は、灌流液にリン酸液を用いた時（灌流時）の波形であるが、組織破壊が生じたため通電波形とも同調せず、不規則な波形が認められている。

次に、より帯磁性に優れていると考えられる磁性粒子を MEM に溶解し、肝内を灌流させ同様の方法で測定を試みた。液を肝内に注入したところ、磁性粒子により類洞の目づまりを生じ、肝が著明に腫大、急激な組織破壊を認めた。したがって、粒子径が極めて小さいものでないとその使用は不可能である。これらから、帯磁性に優れたかつ組織ダメージを生じない灌流あるいは注入液が発見されれば、肝磁界を間接的な方法にせよ、測定することは可能であると考えられた。すなわち、肝内に注入させた帯磁物質に磁場印加を行ない、その消退の変化を SQUID で測定する方法、あるいは我々の行なった通電を行なって SQUID 波形を測定する方法が考えられる。

次項では、これら目的にかなう帯磁性物質（液体）の検討を行なった。

4. 帯磁性物質の検討.

前項で述べた如く、肝磁界計測を目的として SQUIDを用いても現在の方法では、肝磁図の測定は不可能である。何らかの方法によって臓器発生磁場の作製が必要であり、その目的にそった高帯磁性物質を発見しそれを用いることによって初めて磁場を作製し得ると考えられた。したがって、SQUID帯磁率計を用いて種々の薬品の帯磁率の計測を行なった。

i) 方法

帯磁率を計測した薬品は、以下の8種類で、主にX線造影剤および肝機能検査薬として臨床では日常的に用いられているものである。

ヘパトサルファレイン液、ICG液、60% w/v コンレイ液（以上、第一製薬）、76%ウログラフィン液、65%アンギオグラフィン液、50% ビリグラフィン液、アミパーク（以上、シェーリング）、および兎血液、対照物として水を用いた。

SQUID 帯磁率計(SQUID Susceptometer) は、錦ほくさん製(表5)を用いて測定した。

ii) 結果

測定物のグラム帯磁率を表6に示した。測定した薬品の全てが、兎血液や対照物とした水とほぼ同じ程度であり、臓器内灌流物としては不適當であると判断した。

表 5 株式会社製 SQUID帯磁率計

仕様

最大測定範囲	磁束	± 2 emu
分解能	磁束	1×10^{-4} emu/√Hz
	帯磁率(χ_{ORG})	1×10^{-7} emu/cm ³ /√Hz (10kG磁場中, φ5×φ5の試料)(mm)
標準試料サイズ		φ5×φ5(最大φ10)(mm)
温度制御	制御範囲	5~300K
	温度設定分解能	0.1K

1. 構成

- クライオスタットユニット 1 式
- 計測制御ユニット 1 式

2. 寸法及び重量

- クライオスタット架台 800(W)×1715(H)×800(D)
約250kg
- 計測ユニット 550(W)×1600(H)×550(D)
約100kg

3. クライオスタット ユニット

- クライオスタット
形 式：リザーバタイプ
寸 法：最内径 φ120mm
深 さ 1100mm
LHe 容量：約45ℓ
材 質：FRP及びアルミニウム合金
- 温度変化型帯磁率測定セル
サンプル室：内径 φ11(mm)
冷却方式：ガスフロー方式
- 超電導マグネット
最大磁場強度：±10kG
磁場安定度：1ppm/hr以下

4. 計測制御ユニット

- SQUID磁束計(HS-1R)
磁束分解能： 2×10^{-4} φo/Hz (φo= 2.07×10^{-10} Wb)
出 力：±10V
- 積 算 器
表 示：4桁ケタ
最大レンジ：± 2 emu
出 力：Rec出力 ±10V
- サンプル駆動コントローラー
駆動モード：UP, DOWN, CYCLE, STOP
駆動速度：10, 20, 50, 100, 200, 500mm/min選択
(CYCLEモード時)
- シールドヒーターユニット
出 力：30VA DC
- 温度コントローラー
方 式：電流出力型 PIDヒーター制御方式
制 御 範 囲：5~300K
温 度 設 定：0.1K
分 解 能
- 超電導マグネット電源
出 力：バイポーラ型 0~±60A(±4V)
電流安定度：100ppm/hr以下
測 定 方 式：連続電流方式

表 6 グラム帯磁率

サンプル	グラム帯磁率 ($\times 10^{-7}$ emu/g)	構 成 物 (0.2ml 中)
ハバトサルファレイン液	- 7.24	スルホプロモフタレイン 10mg ナトリウム
I C G	- 2.79	インドシアニングリン 0.8mg
コンレイ	- 5.74	イオタラム 酸 91mg メグルミン 29mg
ウログラフィン 76%	- 6.00	アミトリジ酸 120mg 水酸ナトリウム 1.3mg メグルミン 31.8mg
アンキオグラフィン	- 6.09	アミトリジ酸 98.6mg メグルミン 31.4mg
ピリグラフィン 50%	- 6.10	アジピアトン 74.5mg メグルミン 25.5mg
アミパーク	- 3.92	(パウダー)
アミパーク	- 6.01	アミパーク 37.5mg 炭酸ナトリウム 0.01mg
兎の血液	- 6.15	
水	- 7.20	

5. 磁場印加後の緩和時間の測定.

臓器内に注入された帯磁性物質に強力な磁場を短時間作用させ、その後の緩和時間を SQUIDを用いて計測することにより、臓器の viability を推測しようとする方法である。

この実験を行なうために、先に作製した検出コイルと同軸上に超伝導コイルを設置し測定を試みたが、磁場印加後に SQUID磁束計が不安定となり、測定できなかった。

引用文献

- 1) G.L. Romani: Biomagnetism; An application of SQUID sensors to medicine and physiology. Physica, 126B:70-81, 1984.
- 2) D.E. Farrell, J.H. Tripp, P.E. Zanzucchi:

IEEE Transaction on magnetics, 16(5):818, 1980.