



| | |
|------------------|---|
| Title | II. 核磁気共鳴現象による生体計測のための基礎的検討 |
| Author(s) | 石坂, 高英 |
| Citation | 北海道大学電子科学研究所技術部技術研究報告集, 1, 52-57 |
| Issue Date | 1992 |
| Doc URL | https://hdl.handle.net/2115/1445 |
| Type | departmental bulletin paper |
| File Information | KJ00000697021.pdf |



Ⅱ. 核磁気共鳴現象による生体計測のための基礎的検討

石坂 高英 (生体制御部門)

核磁気共鳴現象 (NMR) による生体計測は、現在画像処理装置 (MRI) として、市販されている。原理は、静磁場の中の人間に、ある特定の磁場を当てると、生体内の元素が共鳴現象を起こし、この現象を利用するものである。水素1, 炭素13, 窒素23, リン31などの原子核は、コマのように回転していて、小さな磁石になっている。これらの原子核はそれぞれバラバラに回転していて、静磁場中に置くと、一斉に首振り運動をする。そこに特定の周波数の磁場を当てると、エネルギーを吸収して共鳴が起きて、首振り運動がより激しくなる。このとき外部磁場を切ると、それまで激しい首振り運動をしていた原子核は、もとの状態に戻ろうとする。その結果、過剰なエネルギーを電磁場の形で放出し、これを捉えてコンピュータで処理して画像化するシステムである⁽¹⁾。今回は、核磁気共鳴現象による生体計測の基礎的な検討を行った結果を(1)~(5)の項目について報告する。

- (1) 体表近傍用小型検出器に関する基礎的検討
- (2) モデル実験による中間介在物質の出力信号へ及ぼす影響
- (3) リング状磁石による磁場分布の検討
- (4) リング状磁石の形状と最適磁極間隔の関係について
- (5) 永久磁石による磁場焦点法のための焦点磁場の発生法

以上の結果、小型検出器を実現するための最大の問題は、NMR信号の検出に必要な一様領域が 1 mm^3 において、均一度が 10^{-4} 程度の一様磁場を発生させるかであり、これについては(4), (5)に至って当初の目的を達成出来たので、以下に示す。

(1) 体表近傍用小型検出器に関する基礎的検討

1. 序：磁場焦点法を基盤とする核磁気共鳴現象 (NMR) を応用した、体外よりの生体計測法を開拓すべく検討を続けてきた⁽²⁾。特に本法の分解能は、静磁場強度14KGaussのもとで0.3 ml程度であることを既報した⁽²⁾。ここで全身を対象とすると、磁石を含め装置は大規模とならざるを得ない。一方体表近傍部位を主対象とすると、小形簡易装置の実現性が強い。本報では、小形検出器用磁場発生法とその一様磁場領域についての検討結果を報告する。

2. 体表近傍用小形検出器の内包する諸問題：子宮、乳腺、甲状腺などの体表近傍を主対象とした時、検出器と被測定部位間距離は1 cm前後に接近しうる。従って両者の疎結合による出力減衰は、深部の場合に比べ1桁以上小さく⁽²⁾、S/Nに関してはるかに有利となる。しかし、最大の問題は、磁石空隙外部における一様磁場発生法如何である。そこでまず、馬蹄(C)形永久磁石につい

て磁極空隙内外の磁場分布を測定し、その一様範囲や測定法の基本的考え方などを報告した⁽³⁾。

3. 一様磁場領域と改善法の基礎的検討：NMR信号の検出には 10^{-4} 程度の一様磁場が必要である。図1に示す永久磁石（磁極空隙中心で905Gauss）の外部（ $x = 7\text{ mm}$ ）で、 1 cm^3 の立方体を被測定部位と仮定すると、磁場の一様性は大約 2.6×10^{-1} である⁽³⁾。しかし、実際上は更に2～3桁改善を要する。そこで同図磁石を用い、両磁極に純鉄材補助磁極片を設け、一様性改善とその領域の磁極外での移動の可能性を目的に、2方向磁場の x, y, z 軸上での分布を測定した。この結果をもとに、最も磁場分布の良い範囲

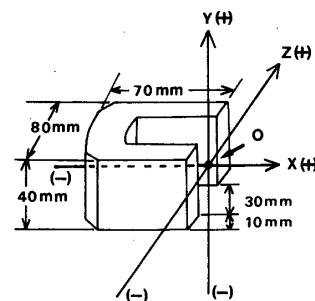


図1 永久磁石の配置

表 磁場の一様性

| 領域 | 1 ml | 0.1 ml | 0.03 ml |
|---------------------------------------|----------------------|----------------------|----------------------|
| 磁石本体 中心($x = 7\text{ mm}$) | 2.6×10^{-1} | 1.3×10^{-1} | 7.2×10^{-2} |
| 角形磁極片 中心($x = 16\text{ mm}$) | 2.3×10^{-1} | 1.1×10^{-1} | 6.9×10^{-2} |
| クサビ形磁極片 中心($x = 9\text{ mm}$) | 1.8×10^{-1} | 9.6×10^{-2} | 5.7×10^{-2} |
| 逆クサビ形磁極片 中心($x = -11\text{ mm}$) | 4.2×10^{-1} | 2.1×10^{-2} | 1.1×10^{-2} |

内、当面本法の測定対象体積と考える1 ml, 0.1 ml, 0.03 mlの領域内の磁場の一様性を、角形、クサビ形および逆クサビ形磁極片について検討の結果を表に示す。これから、磁極片の形状で一様領域の位置は異なり、又一様性も改善できる。磁場一様性の最大決定因子は、 y, z 軸方向の磁場分布と異なり、 x 軸方向における強度が磁極面からの距離のほぼ逆2乗で低下するためと考えられる。従

って、 x 軸方向分布をいかに改善するかが必要となる。この一法として、図2に示す様に2個の磁石（Mag A, Bは図1の磁石）を同極性同士対向（和動合成）させ磁石Aの磁極端面近傍での x 軸上磁場分布の測定結果を同図に示す。これから、磁場強度は低下するが x 軸上でも比較的平坦な分布を得た。磁石Aの磁極端付近で、前記領域内の一様性を調べた結果、各々 1.5×10^{-2} , 7.6×10^{-3} , 4.4×10^{-3} と各磁石1個の時に比べ2桁程度改善できた。今後、一様性の改善及び平坦部での磁場強度低下対策を初め、磁石材料の選択、磁石構造等の検討を進め、小形検出器の試作を行いたい。

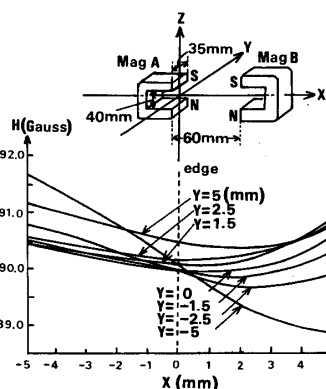
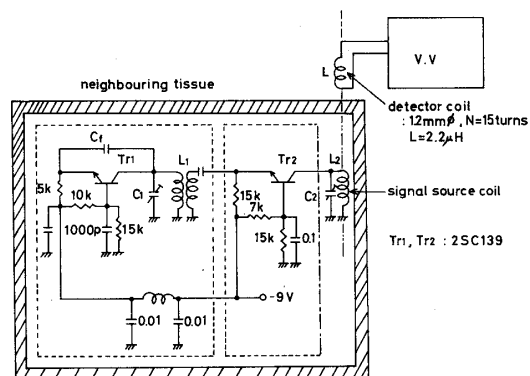


図2 磁場分布

(2) モデル実験による中間介在物質の出力信号へ及ぼす影響

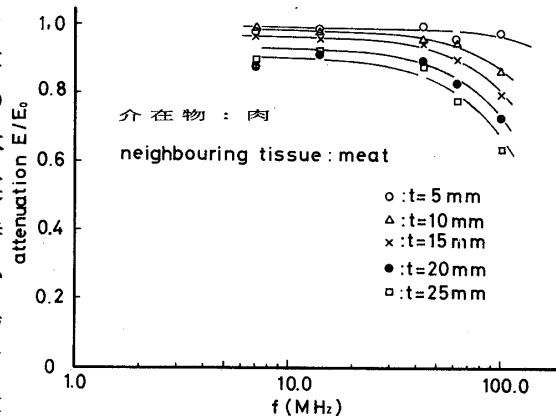
1. はじめに：磁場走査法を基盤として、核磁気共鳴現象（NMR）を応用して体外からの各種水分や腫瘍の測定を目的として基礎的検討を続けてきた⁽²⁾。体外計測時に被測定部位と検出コイルとは疎結合し、又両者間には体組織など中間介在物質が存在するので、これらによる損失が測定感度にどの程度影響するかが本法の分解能を決定する要因である。本報では相互誘導を利用した簡単なモデル実験により、中間介在物質の出力信号へ及ぼす影響を調べた。



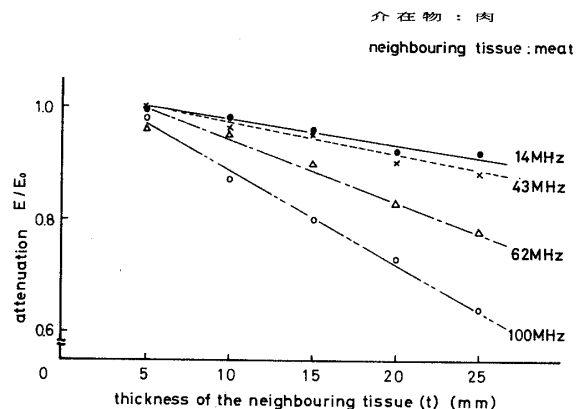
第1図 測定回路

2. 実験方法：図1に示す様に発振器の出力コイル（信号源コイル）と検出コイルとの相互関係を利用し、出力コイル以外からの漏洩を防ぐために電源及び発振回路を介在物質で完全に覆った。又安定な出力電流を得るために出力にベース接地回路を1段付加した。介在物質として肉を用い、厚さ(t)5~25mmの範囲とし、又測定周波数は7~100MHzとした。

3. 中間介在物質の出力へ及ぼす影響：本法におけるS/Nは静磁場の3/2乗に比例するので、S/Nを高めるには強磁場の使用が望ましい。この点共鳴周波数も静磁場に比例して増加するため、中間介在物質による損失や、検出コイルの浮遊、線間容量などによる巻数の制限から、体外の検出コイルが大幅な制約を受けるので、実際上単純に強磁場を用いるとS/N改善が期待できるとは言えない。この対策として、あらかじめ強磁場で信号成分磁化を増大させ、低磁場で検出する2磁場法がある⁽⁴⁾。この場合、中間介在物質による損失が問題となるので、上記実験方法による出力減衰程度を調べた。(図2)これから周波数及び介在物質の厚さの増加に伴い出力は減衰する。厚さが25mmの時、7~40MHzでは周波数にほぼ関係なく出力は約10%、又100MHzでは約35%の減衰を示す。減衰量 $\Delta E/E_0 = 1 - E/E_0$ を両対数グラフにプロットしてみると、40MHz程度以下の周波数では大略周波数に無関係であり、それ以上はほぼ f^{-1} に比例することが推定される。次に、この結果をもとに介在物質の厚さと出力減衰程度との関係を図3に示す。これから各周波数とも介在物質の厚さと出力減衰程度はほぼ逆比例関係を示し、また介在物の厚さが2~3mm以内では、ほぼ減衰は無視できることがわかる。以上の測定結果から、信号源と検出コイル間に介在物質が存在する場合、出力減衰程度はその厚さと周波数に依存する。



第2図 周波数に対する介在物質による出力減衰程度



第3図 介在物質の厚さによる出力減衰程度

4. 結び：今後、本法による体外計測時の設計資料をうるために、更に介在物質の種類による減衰程度の測定と、2磁場法の適用に備えて前期周波数帯以外の高周波領域における介在物質の影響および利用したモデル実験による確認を行う予定である。

(3) リング状磁石による磁場分布の検討

1. はじめに：核磁気共鳴現象(NMR)による癌などの無侵襲検出法の研究の一環として、乳腺など比較的体表近傍部位を主対象とした静磁場発生用小形永久磁石の磁場分布などの基礎的検討を続けてきた^(5,6)。今回、リング状フェライト磁石材を利用した磁石を試作し、その磁場分布及び均一磁場領域などの検討を行った。

2. 実験方法：図1に示す中空リング状磁石(バリウム、フェライト磁石材、東北金属製)を、電磁石空隙中で着磁し、これを2枚対向させた構成とした。図中の座標軸によってガウスメー

タ (分解能 10^{-3} G) で磁場分布及び中心磁場強度とその偏差の比で表した均一領域を調べた。

3. 実験結果：まず図2に片側の磁石による中心軸上 (z)での磁場分布を示す。磁極面から離れるに従い磁場強度が低下し、約10mm以上では極性が反転するとともに磁場強度はほぼ一定となる。この様な特性の磁石を図1の様に対向させ、その空隙長を変えてx, y, z軸上の磁場分布を測定した。この結果、空隙長70mm付近の場合空隙中心領域で最も磁場偏差が小さく、この場合について、分布及び均一領域を調べた。図3は各座標軸上での軸方向磁場分布を示す。この結果各軸上とも空隙中心から±2mmの範囲内では 10^{-3} (中心強度103G)の偏差内である。そこで $10^{-2} \sim 10^{-4}$ の均一領域を調べた結果を図4に示す。この結果当面の目標である 10^{-4} の均一領域は、周辺につの状領域をともなうが、中心部で約15mm角程度を得た。この結果は既報のほぼ同一径の円中磁石材によるC形磁石の均一領域と同程度であるが⁽⁵⁾、磁極間隔は2倍に広がった。

4. おわりに：以上の結果から、リング状磁石によれば通常の円柱磁石に比べて広い磁極間隔で同程度の均一領域が得られることがわかった。今後さらに均一領域の拡大対策をはじめ、体表近傍用磁石として適用可能かどうか検討したい。

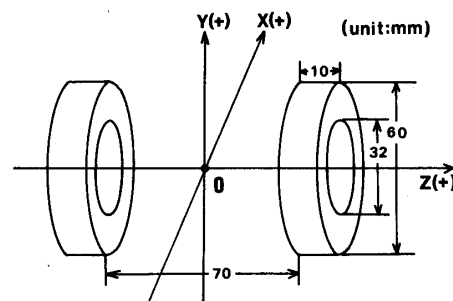


図1 リング状磁石の配置

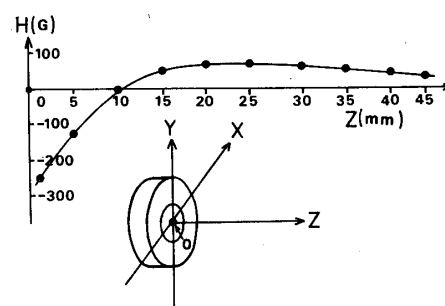


図2 単一リング状磁石による中心軸上磁場分布

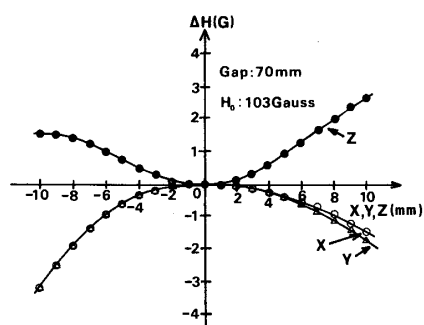


図3 座標軸上の磁場偏差

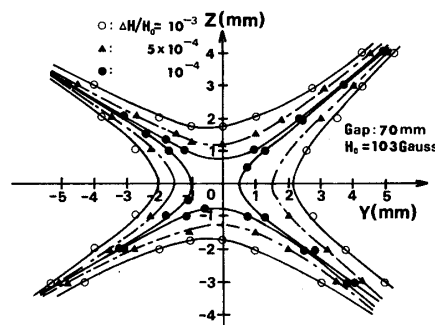


図4 一様領域の形状

(4) リング状磁石の形状と最適磁極間隔の関係について

1. はじめに：従来核磁気共鳴現象 (NMR) による無侵襲生体計測の研究の基礎的な検討を行ってきた^(4,5)。ところでNMR装置を構成する上で静磁場発生装置は重要なものの一つであるが、測定対象として比較的体表に近い部位 (例えば乳腺や甲状腺など) を考えると磁石の小形化が可能と思われる。前回はリング状磁石を用いて磁極間隔と一様領域との関係について調べ、均一領域が最大となる最適な磁極間隔のあることを明らかにしたが⁽⁶⁾、今回はさらにリングの形状と最適磁極間隔などについて検討を行なったので報告する。

2. 実験方法：図1に示す市販のリング状永久磁石 (バリウム・フェライト磁石, 東北金属製)

に加工の容易な補助磁極を磁力により重ね合せたもの同士の組合せによる対向形としたものを用いた。磁場強度は図1の座標軸にしたがって、ガウスメータ(分解能: 10^{-3} Gauss)により測定を行ない, また一様領域は磁極間中心磁場強度とその偏差との比が一定値以内の領域として求めた。

3. 実験結果: まずリングの内径と一様領域の面積が最大となる最適の磁極間隔との関係を図1に示した。この図からリングの内径を増大していくと, 磁極間隔は広がる傾向にあることがわかる。つぎにリングの内径と磁極間中央磁場強度の関係を図2に示す。同図から明らかのように, リングの内径を広げていくと, 磁場強度は緩やかに減少する傾向を示している, ほぼ300~100 Gauss程度の値であることがわかる。また図3にはリングの内径と一様領域の大きさの関係を示した。リングの内径 $\phi = 0$ のとき, すなわち孔なしの円柱形の場合に一様領域面積は最も大きく, リングの内径が $\phi = 5$ および10mmになると急激に減少し, 1/4~1/3程度となりそれ以外は一定値に近づくことがわかった。

4. おわりに: 当初は永久磁石から得られる条件として極力小形の磁石を用いて, (1)磁極間隔は10mm以上, (2)均一度が 10^{-4} のとき一様領域の面積は 45mm^2 以上を得ることを目標にしていたが, 径60mm ϕ 以上の磁石を用いるとはほぼ達成されることがわかった。さらにリング形とすることにより通常よく使用される平行円板形の場合に比べて最適のギャップ幅を広げることが可能となり, かつその一様領域の大きさも円板状に比べて1/4~1/3に減少はするものの, これ以上は低下せず, 新しい小形NRM装置用磁石設計の指針の一端を得ることができた。今後は永久磁石の形状などを選ぶことによる焦点用磁場発生法について検討を行なう予定である。

(5) 永久磁石による磁場焦点法のための焦点磁場の発生法

1. はじめに: NMRによる無侵襲生体計測用の磁場焦点法について^(4,5), 今まではリング状磁石対を用いて最適磁極間隔などの検討を行ってきた^(6,7)。その結果磁場の一様領域には測定誤差となる“ツノ”が現れて, 実用上の問題点を残していた。本報では新たにリング状磁石対に補助磁石を組み合わせて“ツノ”のない楕円状磁場を得ることができたので報告する。

2. 磁石の配置および球状焦点磁場発生法: 球状焦点磁場発生用の磁石配置を図1に示す。同図において, 主磁石のリング状磁石対は逆極性で対向させ, さらに板状補助磁石4個をリング状磁石対の中央部にN極とS極とを交互に配置した。なお, X, Y, Z, の各座標軸は, 同図のように定める。さて本構成において, 主磁石対による磁場はほぼZ成分だけをもち, 図2のよ

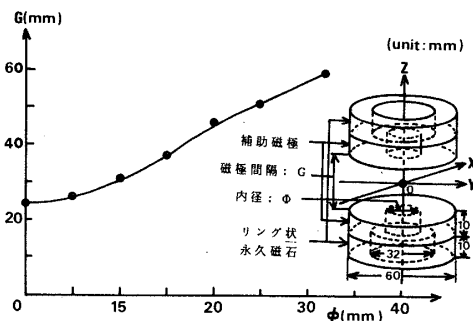


図1 リングの内径と最適磁極間隔

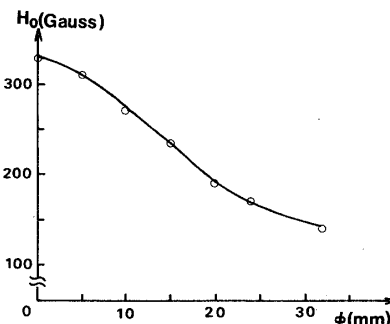


図2 リングの内径と磁極間中央磁場強度

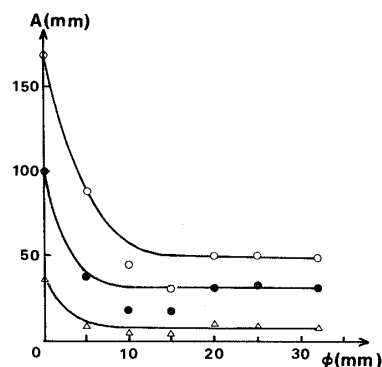


図3 リングの内径と一様領域

うな磁場分布となる。(各軸上の磁場のZ成分を各々 $H_z(X)$, $H_z(Y)$, $H_z(Z)$, とする) 一方補助磁石による分布は, 中心部付近ではほぼX成分 H_x , Y成分 H_y となり, これは図3に示すような直線的増加磁場となる。従って磁極間中央部付近におけるこれらの組み合わせによる磁場強度 H (G)は, $H = \sqrt{H_x^2 + H_y^2 + H_z^2}$ で表わせる。ところで球状または楕円状の焦点磁場は, 中心よりどの方向に進んでも単調増加もしくは減少となる磁場強度の場合にだけ得られる。しかし図2に示すように主磁石対の磁場はZ軸方向には増加するが, X軸およびY軸方向では減少するので, この減少を増加とするために図3の補助磁石による傾斜磁場 H_x , H_y を利用した。この結果閉曲面状焦点磁場を発生させることができる。

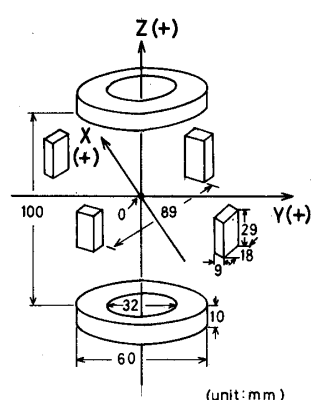


図1 磁石配置

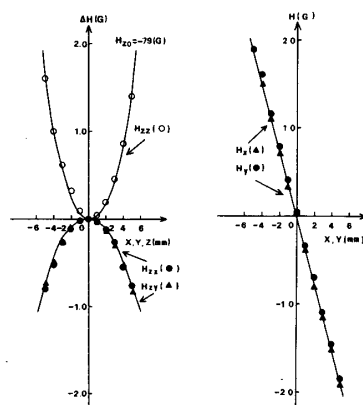


図2 Z軸方向磁場分布

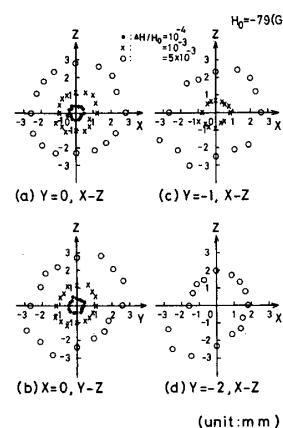


図4 各断面における磁場強度一様領域

図3 傾斜磁場分布

3. 実験結果：図1の磁石構成により得られた各断面の磁場強度一様領域を図4に示す。

- (1) 図4(a)は, $Y=0$ における $X-Z$ 断面図を示したもので, ほぼ楕円状となる。
- (2) 同図(b)は, $X=0$ における $Y-Z$ 断面図を示したが, 同様にほぼ楕円状となっている。
- (3) 同図(c)および(d)では, $Y=-1$ と $Y=-2$ における $X-Z$ 断面図を示したもので, それぞれ(1)より小さい径でほぼ楕円状となっている。

以上(1)~(3)の諸点から一様領域が楕円状に閉じた磁場となることが明らかとなった。

4. おわりに：本報ではリング状主磁石対に補助磁場を利用して, “ツノ”のない楕円状に閉じた一様領域磁場を得ることができた。その結果, 簡易形永久磁石を磁場焦点法に応用できることが明らかとなった。

参 考 文 献

- (1) 大宮信光, 元素はすべての元祖です: (株)日本実業出版社
- (2) 田中邦男, 佐野文男, 阿部善右衛門: 医用電子と生体工学, 12巻, 2号(1974)
- (3) 田中邦男, 石坂高英, 山田芳文, 阿部善右衛門: 第14回日本ME学会大会, 1-D-15(1975)
- (4) 田中邦男, 石坂高英, 山田芳文, 阿部善右衛門: 第15回日本ME学会大会, 2-A-32(1976)
- (5) 田中邦男, 山田芳文, 石坂高英, 阿部善右衛門: 第16回日本ME学会大会, 1p-B-22(1977)
- (6) 石坂高英, 田中邦男, 山田芳文, 阿部善右衛門: 昭和52年電気四学会北海道支部大会, 200
- (7) 石坂高英, 山田芳文, 田中邦男: 昭和53年電気四学会北海道支部大会, 80