

犬のベクトル心電図誘導法の基礎的検討 (伝達インピーダンスの観点から)

岡山大学医学部第一内科教室 (主任：小坂淳夫教授)

藤田 興・斉藤 大治・井上 勝稔
中川 雅博・平野 和博・上田 稔
久松 三生

岡山大学医学部附属病院中央検査部

助教授 原 岡 昭 一

[昭和50年 8月12日受稿]

緒 言

犬は、循環器系疾患の研究に多く使用され、さらに、心電図の基礎的研究にも用いられている。犬のベクトル心電図の修正直交誘導法としては、McFee および Parungao¹⁾ が考案したものが、唯一のものである。一方、人についての修正直交誘導法は数多くみられるが、現在では Frank 誘導法²⁾ が濫用されている。そこで、犬を用いてベクトル心電図を記録する際には犬のための McFee, Parungao 法を用いるか、あるいは、人のために考案された Frank 誘導法を用いてよいかどうか、問題となるところである。

よって、今回は犬について両誘導法を用いた場合の得失を検討する為に犬の胴体模型を作製し、伝達インピーダンスの観点から検討したので報告する。

実験方法

1) 犬の胴体モデルの作製

体重16.2kgの雄の雑種成犬を使用し、静脈麻酔下に背臥位にして第5肋間をギプス固定して、その横断面に忠実に透明硬質塩化ビニール樹脂で中空胴体モデルを作製した。それは図1のごとく、前後径19.0cm、左右径14.0cmで、前面がなだらかな曲面をもつ類楕円形である。長さは、使用した犬の第1頸椎から仙骨の末端迄をとり55cmとした。

2) 心中心の決定

ギプス固定直前に、胸部レントゲン写真を撮影し、その前後面および左右側面フィルムより、心中心を第5肋間で胴中心の前方2.9cm、左方へ0.75cmとした。

3) 伝達インピーダンスの測定

犬の中空胴体モデル内に0.1% NaCl 溶液 (比抵抗500Ω cm, 20℃) を満し、後述の心領域内の各位置に、両極共に直径1.2cmの銀円板で作られた極間距離1.5cmの人工心双極子を順次移動させた。

次に、Hewlett-Packard 製の204C 発振器から100Hz, 4.0mA の正弦波電流をX, Y, Z方向、すなわち胴体解剖軸の左右, 上下, 前後の方向に順次通電し、胴体表面の誘導点と Wilson の中心電極との間の電位差を Hewlett-Packard 製 AC Volt meter

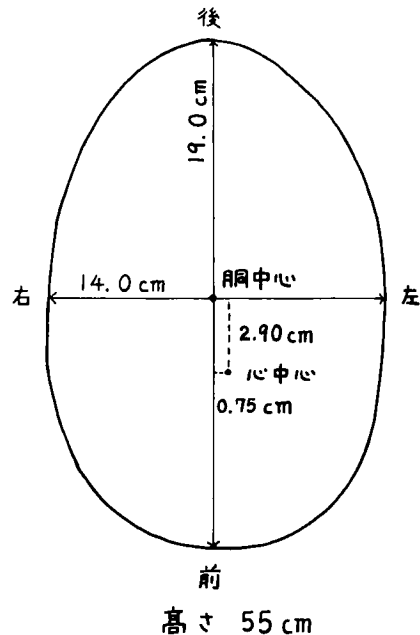


図1. 犬胴体モデル (横断面)

体重16.2kgの雑種の第5肋間の胴体横断面を示す。胴体模型の横断面はこの図の如く、高さは55cmの円筒状である。

403B で測定した。

誘導法の検討は、Frank 誘導法（以下F法と略す）および犬の McFee, Parungao 誘導法（以下MP法と略す）において行ない、各誘導法の X, Y, Z 誘導の電位差を測定し、これ等の大きさの測定した。電位差 1mV をその伝達インピーダンスの1単位とした。さらに、測定した伝達インピーダンスの X 成分は左方を向くときを、Y 成分は下方を向くときを、Z 成分は前方を向くときをそれぞれ正として記録した。

伝達インピーダンスの向き決定のために、伝達インピーダンスの X 成分の測定時には双極子模型の左側の電極を、Y 成分の測定時には下側の電極を、Z 成分の測定時には前方の電極をそれぞれ正側に接続して、断続的に電子管刺激装置（日本光電MSE-2）で直流電流を通電し、各誘導を Photometer（横河電機2901型）に接続してえがかれる矩形波の向きにより伝達インピーダンスの方向を決定した。

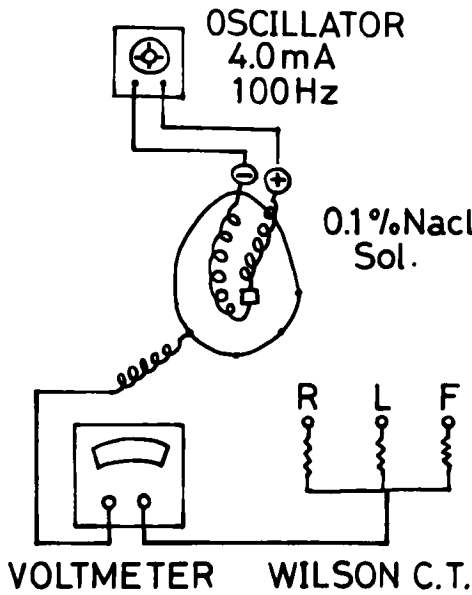


図2. 伝達インピーダンス測定法
image surface を作図する為表面電位を測定する際の概略図である。

4) 胴体表面誘導点および人工心双極子をおいた位置と移動の範囲

Image loop の作図にあたっては、第5肋間の胴体中心より前方へ2.9cm、左方へ0.75cmを心中心とし人工心双極子をおいた。体表面誘導点は、図3の如く

心中心の横断面を第5レベルとして、上方へ4レベル、下方へ5レベルと合計10レベルである。各レベルの間隔は3cmとした。第5肋間に相当する点は第5レベルで胴体模型の上端より16.0cmである。さらに、各レベルの体表面誘導点の胴体模型の中心からの角度は5~10度とした。それぞれの胴体表面の電位差測定用の電極は、直径2mmの銀線で表面は金メッキをしてあり、十分に絶縁を行った。

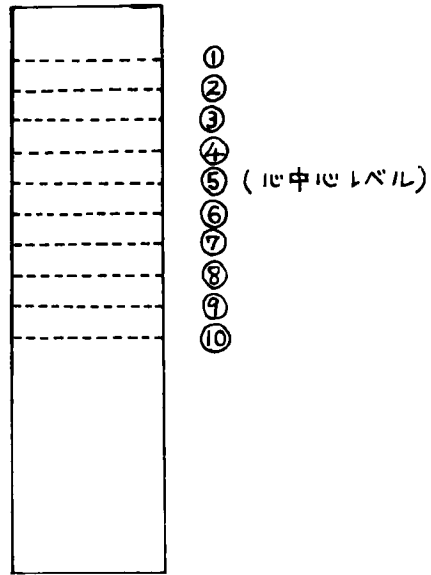


図3. IMAGE SURFACE におけるレベル（前顔面より）

MP 法およびF法の誘導点は、それぞれの原法にしたがった。誘導法検討のための人工心双極子の移動は図4の如くである。すなわち、前面をA、中央をB、後方をC面とし、番号は図のように決めた。心中心はB面の5であり、これより心存在領域と思われる範囲内で、左右、上下、前後に0.5cmづつ移動させ合計27点での各誘導の電位を測定し、これをその誘導の伝達インピーダンスとした。

実験結果

1) Image loop

Image loop の前顔面、水平面、左側面図をそれぞれ図5、図6、図7に示した。図に示した番号は、胴体モデル表面の誘導点の番号と対応している。○で囲んだ番号はそれぞれの伝達インピーダンスを測定したレベルを表わしている。胴体モデルにつけた

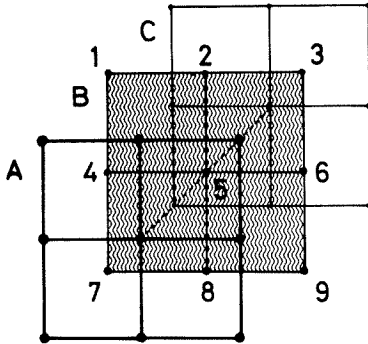


図4. 人工心双極子の位置と移動
便宜上、前面(A)、中央面(B)、後面(C)にわかち、それぞれの面に1~9の番号をつけ一面で9ヶ所、3面で27ヶ所の人工心双極子の移動を行なった。

番号は前胸部中央を1として反時計方向まわりに番号をつけた。つまり、胴中心の最前方は1、最後方は37である。

心中心レベルでの前顔面の Image loop は、左方に大きく、下方にわずかに偏位しており、レベルが上下するにつれてほぼ同じ傾向を示しながら、Image loop の大きさは小さくなっていく。しかし、心中心

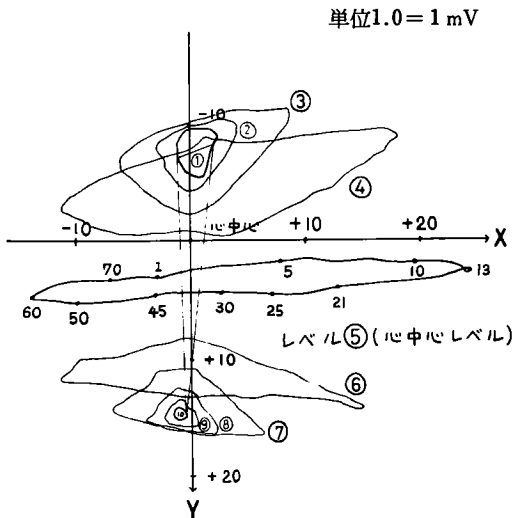


図5. IMAGE SURFACE (前顔面)
loop に書いてある番号は胴体モデルの表面電位測定場所を示す。○でかこんだ番号は胴体表面電位測定のレベルを示す。X軸及びY軸の+、-で表わした数値は表面電位の大きさを示す。(1mV=1.0単位)

レベルに比較し、レベル7、8、9は右方偏位の面積がやゝ大きい。レベル10は完全に右方に寄っている。

水平面の Image loop は、心中心レベルでは左右に大きくひろがりを持ち、しかも左前方に大きく偏位している。図6で点線で示す loop が胴体モデルの横断面である。さらに、上下のレベルに移動する

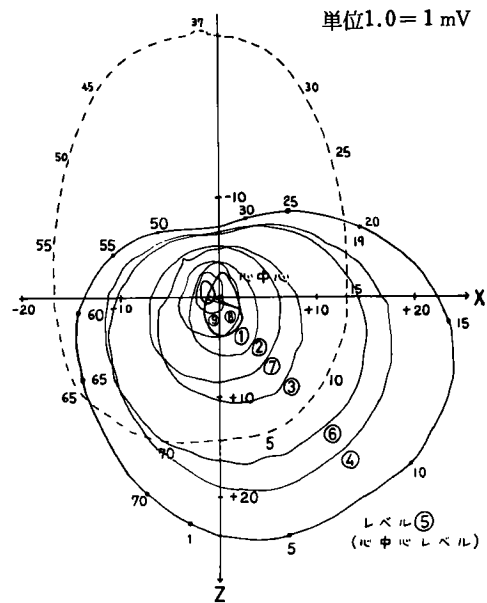


図6. IMAGE SURFACE (水平面)
点線で示す loop は胴体モデルの横断面である。

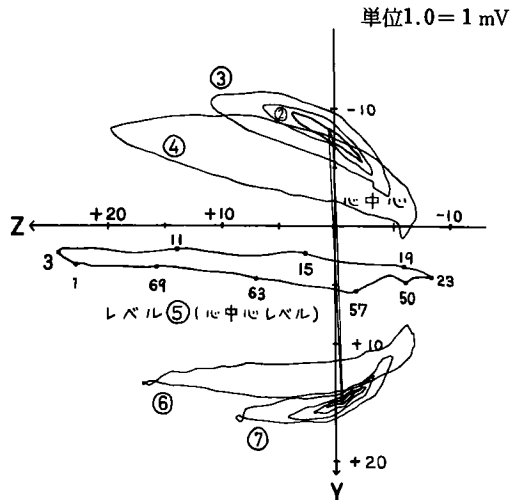


図7. IMAGE SURFACE (左側面)

にしたがい、心中心レベルとはほぼ同様の傾向を示しながら Image loop は小さくなって行く。

左側面の Image loop は、心中心レベルでは大きく前方に偏位し少し下方に偏位している。

三平面を全体としてみると、心中心レベルでは大きく左前方へ、少し下方へ偏位しており、図形は水平面では楕円形を、前額面および左側面では長楕円形であった。

2) 誘導法の検討

人のF法と犬のMP法で検討した。

a) 各誘導の伝達インピーダンスの大きさ。

前述の27点での平均値及び標準偏差を表1に示す。

MP法、F法いずれも LeadX ではX成分が、LeadY ではY成分、LeadZ ではZ成分が大きい。表2で伝達インピーダンスの大きさをみると、F法はMP法にくらべ値が小である。MP法ではY誘導がX、Z誘導に比較して小であり、F法ではX誘導に比較してY、Z誘導が小である。人工心双極子を移動させた場合をみると、F法では心中心から左後方へ ($B_5 \rightarrow C_5$) 移動すると19.5単位から21.3単位とX誘導のX成分が大きくなる。Z誘導のZ成分は左前方 ($B_5 \rightarrow A_5$) への移動で15.5単位から17.0

単位 1.0 = 1 mV

	Lead	X 成分	Y 成分	Z 成分
McFee,	X	23.70	-0.63	0.37
		±0.604	±0.187	±0.515
Parungao	Y	-3.06	21.91	-1.59
		±0.102	±0.173	±0.039
	Z	-1.18	-0.04	24.57
		±0.470	±0.709	±1.167
Frank	X	19.59	-0.52	1.44
		±0.953	±0.508	±0.896
	Y	-1.24	15.27	-1.01
±0.013		±0.147	±0.158	
Z	-0.66	-0.10	15.52	
	±0.747	±0.740	±0.766	

表1. McFee, Parungao 及び Frank 法のX, Y, Z 誘導軸における各成分。

McFee, Parungao 法におけるX軸において、人工心双極子から4.0mAをX, Y, Z各方向に直角に通電したとき得られる値をそれぞれX, Y, Z成分とした。Y軸, Z軸においても又Frank法においても同様である。1mVを1.0単位とした。数値は人工心双極子を27ヶ所に移動した際の平均値と標準偏差である。

単位 1.0 = 1 mV

	LeadX	LeadY	LeadZ	Magnitude
McFee,	23.49	17.26	23.42	37.42
Parungao	±0.80	±0.19	±0.53	±0.53
Frank	20.50	13.07	14.65	28.43
	±1.07	±0.36	±1.47	±0.88

表2. McFee, Parungao 及び Frank 誘導法の各軸上の値と空間 Magnitude の値。

表1より、両誘導法のX, Y, Z軸上に記録される Magnitude の値を計算した。さらにこれより空間 Magnitude を求めた。

単位となる。Y誘導のY成分は人工心双極子の移動による変化は殆んどなく15単位前後であった。MP法では、X誘導のX成分は左下方 ($B_5 \rightarrow B_9$) への移動で23.7単位から24.6単位となり、Z誘導のZ成分は前方 ($B_5 \rightarrow A_5$) への移動で24.8単位から26.1単位となる。Y誘導のY成分は人工心双極子の移動による変化は殆んどなく22.0単位前後であった。人工心双極子を左右に移動させると、F法ではX誘導X成分は $B_5 \rightarrow B_6$ で19.5→20.3単位、 $B_5 \rightarrow B_7$ で19.5→19.2単位となり、MP法のそれは $B_5 \rightarrow B_6$ で23.7→24.6単位、 $B_5 \rightarrow B_7$ では23.7→23.3単位である。人工心双極子を前後に移動させると、F法のZ誘導Z成分は $B_5 \rightarrow A_5$ で15.5単位から16.3単位、 $B_5 \rightarrow C_5$ では15.5→15.0単位となる。MP法では $B_5 \rightarrow A_5$ で24.8→26.1単位、 $B_5 \rightarrow C_5$ では24.8→23.3単位となった。

LeadX, Y, Zより空間 Magnitude を計算するとMP法37.42 ± 0.53単位、F法28.43 ± 0.88単位であった。

ついで、MP法、F法とも LeadXの各成分であるX成分、Y成分、Z成分の絶対値の合計を100%として表わし LeadY, Zの各成分をその比率にしたがって表示すると図8のごとくである。MP法は各成分の合計の和が LeadX, Y, Zとも比較的同じ比率を示しているが、F法は LeadX にくらべ LeadY, Zは小さい値を示している。

b) 直交性

前額面、水平面、側面で LeadX, Y, Z での偏位幅を図示すると図9の如くなる。すなわち、人工心双極子を27点で移動した際の最小と最大の角度の変化幅が示される。Y軸上での変化はF法にくらべMP法は変化幅が少ない。Z軸上での変化も同様である。X軸上でのY成分による変化はMP法はF法より偏位の度合がわずかに強く、角度の変化幅はMP

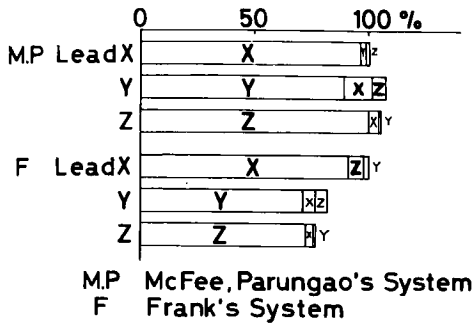


図8. McFee, Parungao 及び Frank 誘導法の X 軸の各成分の合計を 100% としてそれぞれの誘導法の Y, Z 軸の数値を表にあらわした。

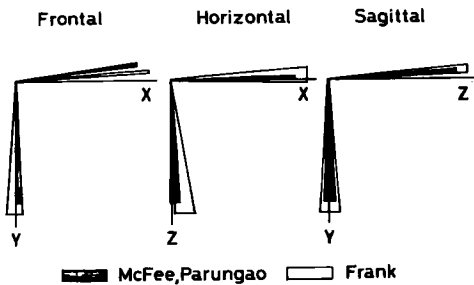


図9. 直交性の検討

左図は X 軸上には X, Y 誘導の伝達インピーダンスの X 成分をとり, Y 軸上には X, Y 誘導の伝達インピーダンスの Y 成分をとり合成したものである。人工双極子を 27ヶ所に移動させその変化幅を示してある。中央図, 右図も同様の方法を用いて表記した。

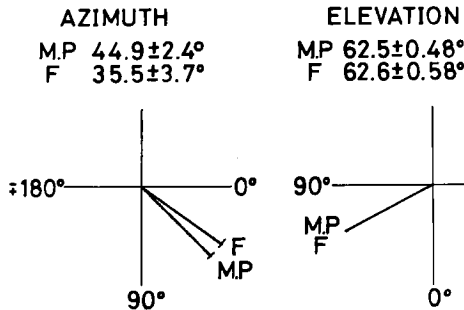


図10. AZIMUTH, ELEVATION 伝達インピーダンスの実測値より, 空間ベクトル心電図上に得られるであろう AZIMUTH, ELEVATION を算出した。

法-6.9度~-8度, F 法は-3.4度~-3.9度であった。また, X 軸上での Z 成分によって偏位をうける程度は MP 法は F 法よりも小さかった。

c) 伝達インピーダンスより算出した空間の Azimuth, Elevation.

図10のごとくである。Azimuth は MP 法が F 法より前方にあり, Elevation は MP 法, F 法とも差がなかった。

考 案

胴体モデルを使用して, 伝達インピーダンス (誘導ベクトル) の立場から実験を行なった報告は多い。^{3,4,5,6,7,8)} これ等は, いずれも人体をかたどったり, 楕円柱を用いたものである。伝達インピーダンスに影響を与える因子としては, 1)導体の形, 2)胴体内の電気的不均一性, 3)発電体の位置, すなわち人工心双極子の位置等がある。^{2,9)} 今回, 著者等は犬の胴体の第5肋間レベルに出来るだけ忠実にモデルを作製して, 内腔を0.1%NaCl 溶液で満たし人工心双極子を挿入し, 心存在領域内を移動させた。つまり, 導体の形と発電体の位置が伝達インピーダンスに与える影響を検討した事になる。換言すれば, 左右に細長い人体の為に作られた F 法と前後に細長い体型と心中心がより中央にある犬のために作られた MP 法について検討したものである。

著者等の作製した胴体モデルは, 左右径よりも前後径が長く, 前面がなだらかな類楕円形であった。他の2~3の犬の前胸部を検討すると, ほぼ同様の形状であった。この点では, このモデルは普遍性があると考えられる。

心中心の決定では, 山田等⁷⁾は人において解剖図譜および X 線回転横断写真を用いて行っているが, 著者等は胸部レ線写真の正面及び側面像より第5肋間における心陰影の中心をもって心中心とした。なお, 胸部レ線を撮影する際, 犬の前後軸が左右に多少ずれても, 心臓は左右に大きくずれることが経験された。したがって, 犬の心電図記録の際には充分留意されるべき点であろう。犬心臓の電気的中心と解剖学的中心は多少のずれがあるであろうが, 今回の検討の目的からすれば許容の範囲と考えて, 心中心を胴中心より前方へ 2.9 cm, 左方へ 0.75 cm とした。この位置に人工心双極子を位置させると胴体モデル前後径の前1/3の点にあり MP 法の X 誘導の陽極と陰極を結ぶ直線上にあった。Z 軸は左へ 0.75 cm づれているが, Z 誘導軸の陰極を形成する三角形内に位

置していた。犬の心中心と山田等⁹⁾が測定した人間の心中心とを比較すると、前後径での前壁から後方への移動は前後径との比でみると、犬34.7%，成人男子30%，成人女子35.15%，子供30.67%であり、左への移動を胸中心からの距離と胴体左右径との比でみるとそれぞれ5.3%，8.9%，8.56%，6.28%であり犬心中心は人体よりも胸中心に近い。

Image surface は、犬の場合心中心レベルでは大きく左前方へ偏位しやゝ下方へも偏位している。さらに、水平面では左右にひろがりのある楕円形の loop をつくる。人の image surface は、Frank¹⁰⁾、永田¹¹⁾、Inoue 等¹²⁾によれば心中心に人工心双極子をおき水平面でみると大きく前方やゝ左にはりだしており、さらに後方が小さく突出した洋梨状であり、犬の image loop と比較すると前後径に比し左右径が小さい。この点が犬の Image loop の特徴と思われる。側面及び前額面での image loop は、Frank が作図したものとほぼ同様の傾向を示している。これ等の image loop の犬と人間との差異は、胴体型および心中心の位置のちがいの為であろう。Frank は修正直交誘導法を作製する際、人間の image surface を用いているが、前述の如く犬と人間のそれは差違があり、この点からも Frank 誘導法は犬用として用いるのは問題があると思われる。

ついで、人工心双極子を心中心より、前後、左右、上下に移動させた場合の伝達インピーダンスの正規性、直交性について検討した。図8でみる如くF法、MP法共に Lead X, Y, Z は他の成分、つまり誘導軸に平行でない成分を含んでいる。しかし、実際に誘導軸上に記録される電位は、Lead X, Y, Z 成分の合計と考え、MP法では Lead X, Y, Z の各成分の和はほぼ一致しているがF法では Lead X に比較し Lead Y, Z は小さい値を示す。F法はMP法に比して正規性は悪いと考える。しかし、豊嶋¹³⁾も述べている如く伝達インピーダンスの大きさは適当な短絡抵抗又は増幅率の変更等で矯正可能であり、直交性の方がより重要である。この点に関しては、図9のごとく人工心双極子の移動による軸偏位の幅はMP法がF法に比較して小さかった。その傾向は特にY軸に関して顕著である。以上より、正規性、直交性に関してはMP法がF法よりすぐれていると考える。

前述の結果は、人間胴体モデルの image surface から誘導法を考案したF法と axial lead system から出発し犬の胴体型と心中心の位置を考慮にいれた

犬用の誘導法であるMP法である点を考えれば妥当な結果と考える。

実際に、犬を用いて人のF法と犬用のMP法の比較検討を行なった戸山等¹⁴⁾は、最大QRSベクトルの大きさはMP法が大きいが loop の形状には差がなかったと述べている。さらに、原岡等¹⁵⁾は両誘導法について10頭の雑種成犬を使用して詳細に検討しているが、空間平均QRSベクトルの大きさはMP法が大きかったと述べている。この点に関して、胴体モデルから理論的に算出した値と一致している。

以上の事から、正規性、直交性を問題とするならば、MP法がF法よりすぐれた誘導法であると言える。

結 論

体重16.2kgの雑種成犬を背臥位にて固定した場合の第5肋間の横断面に忠実に中空胴体モデルの簡易型を作製し以下の結果を得た。

1) Image surface

心中心レベルでは、大きく左前方に、少し下方に偏位していた。レベルが上下するにつれてほぼ同様の傾向を示しつつ、image loop は小さくなった。水平面の心中心レベルでは、左右にふくらんだ形で左前方に偏位した類楕円形を示した。

2) 正規性については、MP法がF法よりすぐれている。

3) 直交性については、MP法がF法よりすぐれている。

本稿要旨は、第29回日本循環器学会中四国地方会で発表した。

胴体モデル作製にあたり終始御協力を頂いた榊原十全病院、種谷節郎、喜多利正、および日本赤十字高松病院、田原律哉の諸先生方に深謝致します。

参 考 文 献

- 1) McFee, R., Parungao, A.; An orthogonal lead system for clinical electrocardiography, *Am. Heart J.*, 62; 93, 1961
- 2) Frank, E.; An accurate, clinically Practical System for spatial Vectorcardiography, *Circulation*, 8; 737, 1956
- 3) Burger, H. C., and van Milaan, J. B.; Heartvector and Lead Part II, ; *Britisch Heart J.*, ; 9, 154, 1947
- 4) Frank, E., and Kay, C. F. ; Frontal Plane Studies of Homogenous Torso Models, *Circulation*, 9; 724, 1954
- 5) Okada, R, H. . ; The image surface of a circular cylinder, *Am. Heart J.*, 51, 489, 1956
- 6) Schmitt, O.H. , ; Lead Vectors and Transfer impedance, *Ann. Yew York Acad. Sci.*, 65; 1092, 1957
- 7) 山田和生, 岡島光治, 堀一彦, 河野通明, 水谷修, 菱田仁, 林博史, 小林利次, 永田昌久; Frank 誘導法の検討, *環研年報*, 21; 127, 1969
- 8) 喜多利正; 胴体模型実験による胸郭前後径変化と心電図, ベクトル心電図の研究, *岡山医誌*, 87, 5, 6号掲載予定
- 9) 山田和生, 岡島光治, 永田昌久, 任書煌, 伊藤厚士, 大熊攻, 和田正敏, 豊嶋英明, ; 諸種心電図, ベクトル心電図誘導法の誘導ベクトルに対して体型の違いが及ぼす影響, *環研年報*, 24; 95, 1973
- 10) Frank, E. , ; The image surface of a homogeneous torso, *Am. Heart J.*, 47; 757, 1954
- 11) 永田昌久, 外山淳治; 容積導体不均一性が体表面心電図に及ぼす影響, *心臓*, 1; 560, 1969
- 12) Inoue, K., Kita, T., Fujita, T., Nakagawa, M., Maeshima, K., Hisamatsu, M., and Haraoka, S. , ; Expemimental Study on the Effect of Body Surface Potentials by Electrical Heterogeneities with Human Torso Model, *Jap. Circulation J.*, 38; 626, 1974
- 13) 豊嶋英雄; Lead Vector の概念及びその応用, 現代内科学大系; 勝木司馬之助, 吉田常雄, 三宅儀, 青山進午, 冲中重雄, 田坂定孝, 黒川利雄監修 (循環器病患1b), 146頁, 中山書店, 東京, 1962
- 14) 戸山靖一, 山上徹, 石山太郎, 塚本望, 森田慶治; 犬の Orthogonal VCG について, *日本臨床*, 26; 745, 1968
- 15) 原岡昭一, 久松三生, 湊武, 徳永常登, 森脇重光; 犬のベクトル心電図 (Frank 法と McFee, Parungao 法), *最新医学*, 27; 392, 1972

**Experimental Study on Lead Systems of Vectorcardiogram
with Canine Homogenous Torso Model**

by

**Takashi FUJITA, Daiji SAITO, Katsutoshi INOUE,
Masahiro NAKAGAWA, Kazuhiro HIRANO, Minoru UEDA
Mitsuo HISAMATSU**

The First Department of Internal Medicine, Okayama University
Medical School, Okayama, Japan (Director: Prof. Kiyowo Kosaka)

and

Shoichi Haraoka

Central Laboratory, Okayama University Medical School,
Okayama, Japan

The transfer impedance determined on Frank's lead system and McFee, Parungao's lead system using canine torso model was studied and following results were obtained.

A simplified canine torso model was made, which was a cylindrical type imitated faithfully the transverse section in the fifth intercostal space of the canine. The canine which was used as a model has a body weight of 16.2kg. Its torso dimensions were left to right of 14.0cm, front to back of 19.0cm and height of 55.0cm. Its form was an oval on the whole shape with more gently curved surface on the front.

Heart center on the dog determined by the X-ray located on the position which was 0.75cm to the left, 2.9cm to the front from the body center in the fifth intercostal space.

The definite dipole was placed on the heart center of the torso filled with 0.1% NaCl solution. Electrode position on the torso surface is defined by two quantities; levels (number 1 through 10) and angles in the transverse plane. The levels were separated each other at a distance of 3cm. Thus determined level 6 correspond to heart center level of the canine. The angles were taken each 5 or 10 around the cylinder whose plane passed precisely through the center of the body. Thus, potentials were determined and image surface was drawn on the loops.

Image loops were oval and located on left anteriorly and slightly inferiorly from the heart center. As a result, canine image loop was found to be clearly different from the shape of the human's one which has a shape of a pear projecting slightly to the back.

Then, normality and orthogonality were examined on the torso with the Frank's orthogonal lead system for human and with the McFee, Parungao's axial lead system for dog resulting the latter to be better than the former.