人工心臓駆動用リニアモータの設計的考察

正員 山口 昌樹 (東京農工大学)

正員 鹿野 快男 (東京農工大学)

正員 小林 学 (信州大学)

正員 山田 一 (信州大学)

Design Investigation of Linear Motor for Artificial Heart Driving

Yamaguchi M., Member, Kano Y., Member (Tokyo University of Agriculture and Technology),

Kobayashi M., Member, Yamada H., Member (Shinshu University)

The authors have been considering to use a linear pulse motor (LPM) as a driving source of a totally implantable artificial heart (TAH), and have developed a series of artificial heart models that incorporate such a motor. The newly developed linear-type TAH(linear TAH) has two blood pumps, which are inflated and deflated alternately by the LPM, causing a pusher plate to pulsate the blood.

This paper deals with the performance calculation of the LPM using the loading ratio. Then some motors manufactured for driving TAHs were selected to compare their machine parameters. The selected motors were LPMs, linear oscillatory actuator, brushless dc motors, and ultrasonic motor. Two parameters were selected for the comparison : the mechanical output / volume ratio and the motor constant. The results may be summarized as follows :

1. the LPM was designed based on the loading ratio, and the kinetic thrust and velocity were obtained at the range of 77 newtons, 80mm/s respectively;
2. the loading ratio of the LPMs were more than eight times larger in comparison with the rotary motors which were used in industrial machines;
3. the motor constants of the LPMs were recognized one figure larger than that of the brushless dc motors.

In order to reduce the volume of the linear TAH, it is necessary to increase the drive velocity of the LPMs. Application of the linear motor to a nonpulsatile artificial heart will be one way to achieve this.

キーワード：人工心臓，リニアモータ，装荷比，モータ定数，ブラシレス DC モータ，超音波モータ

1. まえがき

自然心臓をポンプとして見ると，その機械出力は成人の場合に安静時で 1 [W]，軽労働で 3 [W]，重労働で 6 ～ 8 [W] とも言われている。人工心臓は，病気によって自然心臓がポンプ機能を十分に果たせなくなった場合に，それを代行することを目的としており，ポンプ機能の全てを代行するものは完全人工心臓 (total artificial heart, TAH) と呼ばれている¹⁾。

ほとんどの人工心臓では血液ポンプの駆動源に回転モータを用い，動力変換機構で回転運動を直線運動に変換して血液ポンプを拡張・圧縮しているが，目標寿命と言われている 2 年の長期安全性を動物実験で実証した研究機関は

まだないのが現状である。これに対して，筆者らはリニアモータを用いることによって動力変換機構を必要とせず，装置の簡素化・高信頼化を図ることを目的として，リニアモータ駆動型完全人工心臓 (以下，リニア TAH と略記) の実現に向け開発を行ってきた²⁾。

人工心臓駆動用モータは，限られた大きさと機械出力，温度上昇や寿命など数多くの要求仕様を満足しなければならず，限界設計されたこれらのモータの性能を比較することは興味ある問題であるが，今までほとんど論じられていないのも事実である³⁾。また，最近では有限要素法 (FEM) による磁界解析ソフトが普及しつつあり，磁気回路を完全にブラックボックスとして電気機械の設計を行うことも少なくないが，推力・速度などの駆動特性と鉄心寸法・巻数

などの設計仕様との関係をもう少し直接結びつけながら吟味することは意味あることと考えられる。そこで、本論文では人工心臓の駆動源として開発された電磁モータの設計手順の流れを示すとともに、試作された LPM と他の人工心臓駆動用モータとの比較を通して、リニアモータの性能をより明らかにすることを目的として、以下の事項について述べるものである。

(1) リニア TAH の駆動源に用いられているリニアパルスモータ (linear pulse motor, 以下 LPM と略記) の構造を述べ、体積、動推力、出力などを目標仕様とした設計手順を述べることににより、その設計方法を明確にする。

(2) 上記検討に基づいて改良形 LPM の試作を行い、動推力-速度特性を測定して目標仕様との比較を行う。

(3) 筆者らが以前に報告したリニアモータと回転モータに関する特性値の比較³⁾に加筆した結果を通して明らかとなった事項についてまとめる。

図 1 完全人工心臓駆動用リニアパルスモータ (LPM) の構造 (単位:[mm])

Fig.1 Configuration of the linear pulse motor for artificial heart driving.

表 1 人工心臓駆動用 LPM 2 機種仕様

Fig.1 Specifications of two LPMs.

項 目		数 値		[単位]
		従来形	改良形	
体積	V	138	227	[mL]
質量	M	1.0	1.6	[kg]
直径	D	85	85	[mm]
長さ	l	22	40	[mm]
一次側鉄心	$h_1 \times w_1 \times h_1$	$22 \times 52 \times 21$	$40 \times 44 \times 21$	[mm]
ピッチ	τ	0.8	0.8	[mm]
対向面積	S/m	1.12×10^{-3}	1.76×10^{-3}	[m ² /相]
極幅比	β	0.69	0.71	
相数	m	2	2	
巻数	N	95	118	[回/相]
励磁電流	I	2.2	1.7	[A/相]
最大静推力	F_s	104.5	146	[N]
鉄心材質		49%Co-2%V-Fe 合金 $B_m = 2.2$ [T] (580[A/m])		
永久磁石		Nd-Fe-B 合金磁石 $B_r = 1.2$ [T], $BH_{max} = 280$ [kJ/m ³]		

* $l = l_1$

2. リニアパルスモータの構造と仕様

リニア TAH は、駆動源であるリニアパルスモータ (LPM) の可動子の両端にプッシュプレートを備え、左右両心のサック式血液ポンプを直接に拡張・圧縮して血液の流入・流出を行う方法を採用しており、拍動流ポンプの一種である。

図 1 には、体重 70 ~ 80 [kg] の成人の胸腔に埋め込み可能な大きさの人工心臓に用いられる改良形 LPM の構造を示した。本 LPM は、2 次側可動子を挟む上一対の 1 次側固定子からなる 2 相モータである。表 1 には従来形²⁾・改良形⁴⁾2 機種の LPM の主な仕様を示した。LPM の推力の評価指標の一つである推力/体積比は 0.64 ~ 0.76 [N/mL] であり、電磁モータの理論限界と言われている 1 [N/mL]⁵⁾ の 76 % を得ている。

3. LPM の設計手順

〈3.1〉鉄心寸法 電気機械の設計において、その指標となる基本量は全負荷時の鉄心の磁束密度、電流密度および巻線の温度上昇であり、これらがその許容値に保たなければならない。ここでは、改良形 LPM の設計手順について述べる。図 2 には、人工心臓駆動用 LPM の設計の流れを示した。電気機器の設計においてその体積は最後に決まる事が多いが、人工心臓では制約条件として初めに体積、ここでは 230 [mL] (= $\phi 85 \times 40$ [mm] に相当) が与え

図 2 人工心臓駆動用 LPM の設計の流れ

Fig.2 Flow chart of the design of a LPM for artificial heart driving.

られている。

まず、動推力 F_k の目標値を満足するために必要とされる静推力の最大値 F_{sm} を次式に基づいて求める⁶⁾。

$$F_k = k_1 F_{sm} \left\{ 1 - C \left(\frac{v}{v_m} \right)^2 \right\} \quad [N] \quad (1)$$

ここに、 k_1 : LPM の構造に関する係数、 $k_1 = 0.6$ ⁶⁾、

C : 磁性材料に起因する係数、 $C = 0.23$ 、

v : 可動子の速度 [m/s]、 v_m : 最大速度

in vitro (非生体内)、in vivo (生体内) 実験を元に²⁾、LPM の動推力の目標値を最大速度において 70 [N] とすると、 $F_{sm} = 150$ [N] となる。

次に、静推力 150 [N] を得るために必要な固定子の極歯面積 (推力作用面積) S_t [m²] を求める。LPM の固定子と可動子の間に働く磁気吸引力 F [N] は、ギャップ磁束密度の最大値 B_m [T] において次式で求められる。

$$F = \frac{1}{2\mu_0} B_m^2 S_t \quad [N] \quad (2)$$

ここに、 μ_0 は真空の透磁率 [H/m]

図 3 に示すような可動子・固定子の対向面積 S を考えると、極歯面積 S_t と対向面積 S の関係は次式で表される。

$$S = 2 \frac{\tau}{a} S_t = 2 \frac{a+b}{a} S_t \quad [m] \quad (3)$$

ここに、 τ : 極歯のピッチ [m]、 a : 歯幅 [m]、 b : 溝幅 [m]

式 (3) における右辺の係数 2 は、LPM の駆動状態においては推力作用面の半分で永久磁石と励磁電流の磁束が釣りあって磁束密度が零になるので、必要とされる対向面積は S_t の 2 倍であることを示している。

このとき、接線力すなわち静推力 F_s と、磁気吸引力 F の間には次式の関係が実験的に得られている。

$$F_s = k_2 F \quad [N] \quad (4)$$

図 3 極歯面積 S_t と対向面積 S の関係

Fig.3 Relationship between the tooth area, S_t , and the opposite area, S .

k_2 はギャップ磁束密度の接線成分と法線成分の比に基づく係数であり、ギャップ付近の鉄心の形状寸法に大きな相関を持つ。LPM では、推力特性を向上するためにピッチ τ とギャップ g の関係が $\tau/g = 10 \sim 50$ の範囲になるように設計され⁷⁾、そのとき $k_2 = 0.1 \sim 0.2$ で実測値と良い近似を示す⁸⁾。鉄心材質に 49%Co-2%V-Fe 合金を用いると $B_m = 2.2$ [T] なので、 $k_2 = 0.1$ とすると静推力 150 [N] を得るためには式 (2)、(4) より $S_t = 0.78 \times 10^{-3}$ [m²] となる。よって、極歯の歯幅/溝幅比が $a/b = 1$ のとき可動子と固定子の対向面積 $S = 3.12 \times 10^{-3}$ [m²] となる。最終的には、FEM を用いた 2 次元静磁界解析により鉄心の磁気飽和を考慮してさらに厳密に求めており、 $S = 3.52 \times 10^{-3}$ [m²] とすべきことがわかった。一相当りの対向面積は $S/m = 1.76 \times 10^{-3}$ [m²]、つまり 44×40 [mm] に相当し、拘束条件である 230 [mL] を満足している。この推力作用面の磁束密度を低減させないように、他の部分の鉄心断面積を決めれば良いこととなる。

〈3・2〉磁気装荷 極数を $2p$ 、一極の磁束を Φ [Wb] とすると、一般に回転モータの磁気装荷 $2p\Phi$ は次式で表される。

$$2p\Phi = S \alpha_i B_g \quad [Wb] \quad (5)$$

ここに、 S : 可動子と固定子の対向面積 [m²]、

α_i : 極弧比、極角度 ϕ のとき $\alpha_i = p\phi / \pi$ 、

B_g : ギャップ磁束密度の平均値 [T]、

ここで、回転モータの極弧比 α をリニアモータに適用するため、図 4 に示すように一次側鉄心の長さ l 、総極幅 l_p より極幅比 β を定義する。

$$\beta = \frac{l_p}{l} \quad (6)$$

極弧比 α は一般に 0.6 ~ 0.7 に選ばれる。さらに、リニアパルスモータは極歯と溝により構造的に磁気抵抗に差を与えることによって推力を発生する誘導子形 (電磁形) モータの一種である。そこで、回転モータの磁気装荷をこれら誘導子形モータに適用するために次式で近似してみる。

図 4 回転モータの極弧比とリニアモータの極幅比

Fig.4 A pole arc ratio and a pole width ratio.

$$2p\Phi = S\beta \frac{B_t - B_s}{B_t + B_s} B_{gmax} \quad [\text{Wb}] \quad (7)$$

ここに、 B_t : 極歯部空隙の磁束密度 [T],

B_s : 溝部空隙の磁束密度 [T]

この極歯の磁束密度と溝の磁束密度の差のことを、磁界変動率 κ で表すこともある⁹⁾。 $a/b = 1$, エアギャップ40 [μm] のとき $(B_t - B_s) / (B_t + B_s) B_{gmax}$ はヨーク材質の最大磁束密度すなわち 2.2 [T] の半分程度の 1.1 [T] まで利用することができるので、極幅比 $\beta = 0.7$ とすると磁気装荷 $2p\Phi = 2.4 \times 10^{-3}$ [Wb] が得られた。

〈3・3〉電気装荷 一極のアンペア導体数が A [A] のとき、鉄心材料の磁気飽和を k_s で考慮すると電気装荷 $2pA$ は次式で表される。

$$2pA = k_s k_w m N I \quad [\text{A}] \quad (8)$$

ここに、 k_s : 材料係数, $0 \leq k_s \leq 1$, $k_s = 1$ で線形,

k_w : 巻線係数, 本 LPM では 1 (集中巻き),

m : 相数, = 2,

N : 一相当りの巻き数 [回/相],

I : 一相当りの励磁電流 [A/相]

多くの電磁モータにおいては鉄心の磁気飽和領域を利用しているため、この非線形性を表すために比透磁率 μ_r - 磁界の強さ H 特性を 2 直線で折れ線近似し、起磁源の動作領域として選定したい比透磁率における磁界の強さ H_1 と、最大磁束密度 B_m における磁界の強さ H_2 の比、すなわち $k_s = H_1 / H_2$ を導入してみる。本 LPM の鉄心材料であるパーメンジュール (49%Co-2%V-Pe 合金) において、動作領域を $\mu_r = 10,000$ とすると $H_1 = 160$ [A/m] であり、一方 $B_m = 2.2$ [T] を与える $H_2 = 580$ [A/m] ($\mu_r = 2,900$) なので、 $k_s = 0.3$ となる。

また、損失がない場合の電気機械の機械出力 Q [W] は、磁気装荷、電気装荷、駆動周波数 f [Hz] の積で表される。

$$Q = 2p\Phi \cdot 2pA f \quad [\text{W}] \quad (9)$$

ここで一極当りの容量を $S = Q/p$ とすると、 S/f は比容量と呼ばれている。この極対数 p は LPM では相数に相当すると考えられる。LPM の駆動周波数は、極歯のピッチ τ より次式で表される。

$$v = \tau f \quad [\text{m/s}] \quad (10)$$

人工心臓に必要な最大拍動数を 120 [beats per minute, bpm] (= 2 [Hz]) とすると、ストローク 20 [mm] のとき最大速度 $v_m = 80$ [mm/s] となるので、 $\tau = 0.8$ [mm] において $f = 100$ [Hz] が得られる。一方、人工心臓の目標機械出力 8 [W], LPM の最大速度における目標効率を 25% とすると、必要な機械出力は 32 [W] となる。この目標効率は、筆者らが今までに試作してきた 10 機種以上の LPM において最大効率が 10 ~ 30% の範囲にあったことによる¹⁰⁾。よって、磁気装荷の計算結果、および式 (8), (9) より $mNI = 444$ [A] が得られた。その結果、巻数

130 [回/相], 励磁電流 1.7 [A/相] 以上に選定すれば良いことが判明し、最終的には巻数 118 [回/相] とした。

〈3・4〉装荷比 装荷比 M は次式で表される。

$$M = \frac{2p\Phi}{2pA} \quad [\text{Wb/A}] \quad (11)$$

上述の計算結果を元に試作した LPM 2 機種の装荷比を求めると、 $M = 407 \sim 673 \times 10^{-8}$ が得られた。従来大川は¹¹⁾ 回転モータの装荷比が $50 \sim 60 \times 10^{-8}$ の範囲に選ばれることが多いと述べている。誘導子形モータの装荷比と従来の装荷比をそのまま比較することはできないが、人工心臓では温度上昇が 4 [°C] しか許されないのでも LPM では従来のモータに比べると装荷比が 8 倍の鉄機械として設計されたことになる。

〈3・5〉駆動特性 図 5 には、上記検討に基づいて試作した改良形 LPM の励磁電流 1.7 [A/相] における動推力 F_k - 速度 v 特性の測定結果を示した。比較のために、励磁電流 2.2 [A/相] における従来形 LPM の特性を併記してある。駆動回路には、定電流チョッパ、マイクロステップ駆動方式 (50 分割) の PWM ドライバを使用した。本 LPM の特性をまとめると以下ようになる。

(1) 速度 40 [mm/s] 付近で動推力が低下しており、この時 LPM が振動するという機械共振現象も観察された。

(2) 上記共振現象で 68.2 [N] まで動推力が低下するのを除いては、速度 0 ~ 80 [mm/s] において動推力 70 [N] 以上が実現できた。

(3) 改良形 LPM では、体積を従来の 1.64 倍の 227 [mL] とすることで、速度 80 [mm/s] における動推力は従来形の 1.54 倍の 77.1 [N] に向上することができた。

図 5 改良形 LPM の動推力 F_k - 速度 v 特性の測定結果

Fig. 5 Dependency of the kinetic thrust, F_k , on the velocity, v , of the improved LPM.

この共振現象は、LPM の固定方法によっても変化するが、その改善方法の提案も今後の課題の一つである。

4. モータの特性値の比較

試作された LPM の特性を評価するために、同じ目的で用いられている回転形モータとの比較を行ってみる。回転モータとしてはブラシレス DC モータ 3 機種（ユタ大学、国立循環器病センター、北海道東海大学）を、リニアモータとしては従来形、改良形 2 つの LPM を挙げた^{12)~14)}。あまり多くのモータを比較に挙げるができなかったが、人工心臓駆動用モータの特性値がほとんど公開されていないのは、人工心臓を開発しているのが主に医学系研究者であることもその一因と考えられる。

完全人工心臓では、血液ポンプを駆動するモータの大きさが埋め込みの可否を決定する主要因となっていることから、モータ定数 K_m [N・m/√W] を評価指標とした。小型化の程度を評価するモータ定数 K_m は、トルク T [N・m] と銅損 W_c [W] を元に次式で定義される。

$$K_m = \frac{T}{\sqrt{W_c}} \quad [\text{N} \cdot \text{m} / \sqrt{\text{W}}] \quad (12)$$

ここで回転モータとリニアモータを同じ物理量で比較するために、トルク T [N・m] を回転子半径 r [m] で除して推力作用面における接線力 F [N] に換算し、 K_m' を求めた。図 6 には、人工心臓駆動用モータのモータ定数の比較を示した。本比較により、以下の事項が明らかとなった。

(1) ブラシレス DC モータのモータ定数 K_m' は、それぞれ 0.65, 4.1, 5.7 [N/√W], LPM のモータ定数は従来形

が 15.8, 改良形が 29.6 [N/√W] であり、リニアモータの K_m' は回転モータと比較して一桁大きい範囲にあることが判明した。

(2) 機械出力と速度 v の関係は、 $P = K_m'^2 v^2 (1/\eta - 1)$ [W] で表されるので⁹⁾、 K_m が小さくても v を大きくすれば機械出力の増大が可能である。

5. あとがき

人工心臓駆動用リニアパルスモータの設計の基本概念として、体積を与えたときの鉄心寸法、巻線仕様の選定方法を説明した。そして、本設計に基づいて LPM を試作したところ、以下の事項が明らかとなった。

(1) 制約条件として初めに体積 230 [mL]、次に動推力 70 [N] と速度 80 [mm/s] を与えて LPM の設計を行った結果、一相当りの対向面積 1.76×10^{-3} [m²]、巻数 118 [回/相]、励磁電流 1.7 [A/相] が導かれた。

(2) 上記検討に基づいて改良形 LPM を試作した結果、体積 227 [mL] の大きさで、かつ速度 0 ~ 80 [mm/s] の範囲において動推力 70 [N] 以上を満足する LPM が実現できたとともに、本設計手法の妥当性が確認できた。

(3) 改良形 LPM においても、そのモータ定数は回転モータと比べて一桁大きいことから、リニア TAH のより一層の小型化を実現するためには駆動速度を増大させる機構を加える必要があるという指針が再確認された。

FEM 等の数値解析手法に先だって本設計方法を用いれば、設計の流れが把握しやすく、より簡便に目標仕様の実現の可否が確認できると考えられる。更に詳細な設計が必要な場合には、この知見を元に数値解析を行うことによって、リニアモータ設計の時間効率が向上できよう。

リニアモータのより一層の小型化を実現するには、筆者らが開発中の拍動数を 2 ~ 5 倍に増加した連続流ポンプへの展開¹⁾もその解決策の一つとして考えられる。連続流ポンプは、開心手術用の体外循環装置ではあるが既に我が国でも数百例以上の臨床に用いられ、長期適合性についてもなお研究が継続されている。また本試算において、推力や効率の表現式にいくつかの経験定数を導入しているが、この定量的な解明も今後の重要な課題となろう。

最後に、本研究をまとめるにあたり有益な情報を公開して頂いた電気学会 電磁駆動式血液循環機器調査専門委員会(委員長 三田村 好矩 北海道東海大学教授)の委員各氏、およびリニアパルスモータの設計・製作にご協力頂いた神鋼電機㈱開発本部 次席研究員 荻田 充二 博士、前田 豊研究員に感謝の意を表する次第である。

(平成8年5月31日受付, 平成8年12月18日再受付)

文献

- 1) 電気学会 電磁駆動型人工心臓システム調査専門委員会 編:「電磁駆動型人工心臓」, 1-13(1994) コロナ社
- 2) H. Yamada, M. Yamaguchi, K. Kobayashi, Y. Matsuura,

図 6 人工心臓駆動用モータのモータ定数の比較
Fig.6 Comparison of the motor constant of the motors for artificial hearts.

- and. H. Takano: Development and test of a linear motor-driven total artificial heart, IEEE Engineering in Medicine and Biology, 14, 84-90 (1995)
- 3) 山口 昌樹, 鹿野 快男, 小林 学, 山田 一: 「完全人工心臓駆動用モータの特性値の比較」, 日本応用磁気学会誌, 20, 669-672 (1996)
 - 4) 山田 一, 小林 学, 渡辺 充昭, 山口 昌樹, 荻田 充二, 松浦 雄一郎, 福永 信太郎: 「急性動物実験によるリニアモータ駆動型全人工心臓の性能評価」, 人工臓器, 24, 858-863 (1995)
 - 5) 長坂 長彦: 「極限の電磁モータ」, '92 モータ技術シンポジウム, P1-1~ P1-8 (1992)
 - 6) 山田 一, 小林 学, 渡辺 充昭, 水野 浩司, 山口 昌樹: 「リニアパルスモータの動推力解析」, 日本応用磁気学会誌, 20, 617-620 (1996)
 - 7) 山本 行雄, 山田 一: 「平板状永久磁石形リニアパルスモータの磁気回路と始動特性解析」, 電気学会論文誌, B-104, 265-272 (1984)
 - 8) 山口 昌樹, 山田 一: 「完全人工心臓駆動用リニアパルスモータの信頼性評価」, 電気学会論文誌, D-114, 94-100 (1994)
 - 9) 長坂 長彦: 「制御用小形電動機—最近の進歩と展望—」, 電気学会誌, 110, 195-202 (1990)
 - 10) 前田 豊, 中川 洋, 荻田 充二, 山田 一: 「各種人工心臓用 LPM の構造と課題」, 電気学会研究会資料, MAG-91-228, LD-91-63, 31-40 (1991)
 - 11) 大川 光吉: 「フェライト磁石回転機的设计」, 156-163 (1984) TDK (株)
 - 12) Rowles JR, Khanwilkar PS, Diegel PD, Hansen AC, Bearson GB, Smith KD, Tatsumi E, and Olsen DB: Development of a totally implantable artificial heart, ASAIO Journal, 38, M713-M716 (1992)
 - 13) 増澤 徹, 妙中 義之, 巽 英介, 中谷 武嗣, 赤城 治彦, 高野 久輝, 越地 耕二, 大野 孝, 福井 康裕, 高橋 克己, 笹川 広志, 塚原 金二, 土本 勝也, 大海 武晴: 「体内完全埋込式全人工心臓の開発」, 人工臓器, 24, 377-382 (1995)
 - 14) 三田村 好矩: 「人工心臓駆動用回転型モータ」, 平成 4 年電気学会全国大会 シンポジウム, S.21-3, S.21-9~S.21-12 (1992)

山口 昌樹 (正員) 1963 年 2 月 28 日生。1987 年信州大学大学院工学研究科修士課程修了。同年ブラザー工業㈱入社, 中央研究所に配属。1995 年より東京農工大学工学部電子情報工学科 助手。工学博士。リニアモータ・センサを研究の中心に据えて医用電子工学の研究に従事。IEEE, 日本応用磁気学会, 日本 ME 学会, ライフサポート学会などの会員。

鹿野 快男 (正員) 1938 年 8 月 4 日生。1960 年明治大学大学院博士課程修了。同年東京農工大学工学部 助手。現在, 同大学大学院生物システム応用科学研究所 教授。工学博士。主として磁気回路, 電磁アクチュエータおよび農業, 土木, 生物に関する応用計測の研究に従事。応用物理学会, 農業機械学会, 日本生物環境調節学会などの会員。

小林 学 (正員) 1965 年 2 月 13 日生。1990 年信州大学大学院工学研究科修士課程修了。同年ブラザー工業㈱入社。1994 年信州大学大学院博士課程に社会人入学, 現在に至る。人工心臓駆動用リニア電磁アクチュエータの研究に従事。日本応用磁気学会, 日本人工臓器学会会員。

山田 一 (正員) 1933 年 4 月 27 日生。1959 年東京工業大学大学院修士課程修了。1984 年信州大学工学部 教授。工学博士。リニアモータ・磁気センサと電磁型人工心臓の研究に従事。広島大学医学部教授併任。IEEE, 日本応用磁気学会, 日本人工臓器学会, 機械学会などの会員。