法政大学学術機関リポジトリ
HOSEI UNIVERSITY REPOSITORY

PDF issue: 2025-07-04

進化戦略を用いた永久磁石の形状最適化による一様磁界生成器の概形設計に関する研究

永井, 良虎 / NAGAI, Ryogo

(出版者 / Publisher)
法政大学大学院理工学研究科
(雑誌名 / Journal or Publication Title)
法政大学大学院紀要. 理工学研究科編
(巻 / Volume)
65
(開始ページ / Start Page)
1
(終了ページ / End Page)
7
(発行年 / Year)
2024-03-24
(URL)
https://doi.org/10.15002/00030712

進化戦略を用いた永久磁石の形状最適化による一様磁界生成器の概形設計に関する研究

OUTLINE DESIGN OF UNIFORM MAGNETIC FIELD GENERATOR USING EVOLUTION STRATEGY BASED ON SHAPE OPTIMIZATION OF PERMANENT MAGNETS

永井良虎
Ryogo NAGAI
指導教員　岡本吉史

法政大学大学院理工学研究科電気電子工学専攻修士課程

The requirement for the generation of a strong magnetic field and a highly accurate uniform magnetic field in MRI make the condition for device installation stringent, posing challenges related to magnetic field leakage and equipment maintenance. Therefore, the development of a compact MRI that forms a uniform magnetic field using only permanent magnets aims to relax the conditions for device installation, enabling more precise examinations in many medical facilities. To form a uniform magnetic field using only permanent magnets, a magnetic field strength of approximately 0.2 T to 0.5 T and a uniform magnetic field of several ppm to tens of ppm are required. On the other hand, by restricting the imaging target, it is possible to narrow the measurement space, and in some cases, imaging with several hundred ppm may be sufficient. The outline of a uniform magnetic field generator was designed by restricting the imaging target to hands or feet and performing the shape optimization of permanent magnets in this paper. The magnetic field analysis of the imaging space employed the Biot-Savart law, and optimization was conducted using evolutionary strategies. The magnetic field uniformity, when rectangular permanent magnets with a volume of 15,949 mm^3 were arranged in opposition, was 61,917 ppm. However, through shape optimization, the volume was reduced by 41.1 %, resulting in an 83 % reduction in uniformity.

Key Words *: Biot-Savart law, Evolutionary Strategy, Magnetic Resonance Imaging*

１．はじめに

近年, 医療技術が発展している中で, 体内情報を可視化する医療機器が，がん治療や骨や臓器の状態の確認など，様々な治療で役立っている．これらの医療機器に X 線検査を行うレントゲン[1]やコンピュータ断層撮像装置（Computed Tomography，以下 CT）[2]，また，磁力を利用した磁気共鳴画像装置（Magnetic Resonance Imaging，以下 MRI）[3][4]がある．X 線検査とは，各物質の X 線の吸収率を利用して，その減弱の差を捉え体内情報を可視化する検査である[5]．レントゲンは X 線を一方向から放射した撮像を行い，二次元的に体内情報を可視化する．CT も同様に X 線を利用した撮像を行う機器であるが，立体的な撮像を行えるため病変部の場所や症状の特定に適している．一方で MRI は，強力な磁場において撮像対象内の水素原子核にエネルギーを与え（共鳴），磁場を弱めていくにつれ蓄えたエネルギーが放出される（緩和）．この緩和の速度は物質によって異なるため，緩和速度をもとに信号を受信して撮像を行う．このとき，磁場が乱れていると緩和速度の信号が正確に拾えないため，一様な磁場を形成する必要がある[6]．

MRI は超電導磁石型[7]と永久磁石型[8]がある．前者は，ヘリウムによって冷却された超電導線材に電流を流し，均一な高磁場を形成する．現在扱われているモデルでは，1.5 T~3.0 T 程度の磁場強度を発生させ，数 ppm の均一性を保ち，撮像空間も広い利点があるが，同時にランニングコストが高く，漏洩磁場も大きく，機器の設置にも冷却装

置や電波シールド及び磁気シールドの設置された専用の部屋の作成が必要など，導入条件が厳しくなっている[9]．後者は，永久磁石のみで均一磁場空間を作成することから，ランニングコストが低く，漏洩磁場が小さいため設置場所にも自由が利く．一方で，0.2 T~0.5 T 程度の磁場強度，数十 ppm の磁場均一性により，前者のモデルと比べ，検査時間や精度が劣ってしまうが，配置や規格に自由が利くため，局所的な検査を目的とした小型の MRI を設計することができる[10]．従来の MRI では，重要な臓器が位置する頭部や胴体を一度に検査するために，撮像空間を全身が収まるよう設定している場合が多く，四肢のみを撮像対象としたものは多くない．そこで，四肢の末端に位置する手や足の検査に着目する．手や足には神経が集中しており，神経障害が原因で機能しなくなる場合があるうえ，日常的に複雑な動きを要する部位でもあるので，近年増加傾向の腱鞘炎やリウマチ等の検査に有効である．さらに，臓器等の繊細な部位がないため，100 ppm 程度の磁場均一性における撮像でも低質にはなるが撮像が可能であり，条件や臨床ニーズを絞れば MRI を導入できない医療施設にも小型化によって導入が可能となる[11]．

そこで本稿では，手や足の検査を目的とした小型の永久磁石型 MRI を想定し，それに装荷される永久磁石を進化戦略[12]によって，均一磁場を生成できる磁石寸法の最適化を行った． 進化戦略には(1+1)–ES，(μ+λ)–ES[13]を取り扱い，永久磁石が作る磁界の解析には Biot-Savart 則[14]を用いた．磁場測定空間の配置は，永久磁石を平行かつ同軸上に配置し，その両磁石と等距離になるよう磁石間に配置した．また，対となる永久磁石は同一の寸法と磁化方向，磁化の強さを与えており，永久磁石を配置した軸方向に磁化の方向を設定した．また，測定空間は手や足の寸法を考慮し，十分な検査ができるよう一辺 10cm の直方体で設定した．永久磁石二枚を対向に配置したときの体積及び，磁場強度と磁場均一性を基準にしたとき，磁場強度と磁場均一性を向上させ，さらに体積を削減できる永久磁石構造を最適化により算出できたため，その仔細を報告する．

２．最適化手法

（1）Biot-Savart 則

本稿では，磁界算出手法として Biot-Savart 則を用いて直方体領域中の磁化が作り出す平均磁束密度を計算した．（1）式に，直方体領域（$x_1 \leqq x \leqq x_2$，$y_1 \leqq y \leqq y_2$，$z_1 \leqq z \leqq z_2$）中における一定の磁化 $\boldsymbol{M}$（M_x, M_y, M_z）が任意の点 P（x_P，y_P，z_P）に作る磁束密度 $\boldsymbol{B}$（B_{xP}，B_{yP}，B_{zP}）の算出式を示す．

$$\begin{Bmatrix} B_{xP} \\ B_{yP} \\ B_{zP} \end{Bmatrix} = -\frac{1}{4\pi}\begin{bmatrix} K_{xx} & K_{xy} & K_{xz} \\ K_{yx} & K_{yy} & K_{yz} \\ K_{zx} & K_{zy} & K_{zz} \end{bmatrix}\begin{Bmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{Bmatrix} \qquad (1)$$

（1）式中の係数行列の K_{xx}，K_{xy}，K_{xz} を（2）式に示す．

$$\begin{aligned} K_{xx} &= \sum_{i=1}^{2}\sum_{j=1}^{2}\sum_{k=1}^{2}(-1)^{i+j+k}\left[-\tan^{-1}\left\{\frac{(y_P - y_j)(z_P - z_k)}{(x_P - x_i)}\right\}\right] \\ K_{xy} &= \sum_{i=1}^{2}\sum_{j=1}^{2}\sum_{k=1}^{2}(-1)^{i+j+k}\ln\left\{r_{ijkP} + (z_P - z_k)\right\} \qquad (2) \\ K_{xz} &= \sum_{i=1}^{2}\sum_{j=1}^{2}\sum_{k=1}^{2}(-1)^{i+j+k}\ln\left\{r_{ijkP} + (y_P - y_j)\right\} \end{aligned}$$

ここで，r_{ijkP} は直方体の頂点（x_i，y_j，z_k）と点 P との距離である．また，i，j，k はそれぞれ各頂点の x，y，z に対応しており，1 または 2 の値をとる．1 のときに対応する座標の最小値，2 のときに最大値をとる．その他の係数 K_{yy}，K_{yz}，K_{zz} については（2）式中の（x_P–x_i），（y_P–y_j），（z_P–z_k）を入れ替えることで算出できる．

（2）(1+1)-ES

（3）式に，t 世代における探索点（親個体）の設計変数を $\boldsymbol{x}$ としたとき，正規分布に従う摂動 N（0,1）を突然変異として加えて，新たな設計変数 $\boldsymbol{x}'$（子個体）を生成する算出式を示す．

$$\boldsymbol{x}' = \boldsymbol{x} + \sigma^t N(0,1) \qquad (3)$$

ここで，σ^t は目的関数の更新に伴って設計変数に与える摂動の大きさを制御するパラメータである．σ^t の更新は突然変異成功確率が 1/5 であることに則り，成功率が 1/5 以上であれば σ^t を減じ，1/5 以下であれば σ^t を増加させる．上記に沿って設計変数を更新し，目的関数による評価が向上した場合，子個体を親個体として設計変数 $\boldsymbol{x}$ を更新する．本稿では 500 回の反復計算を行い，最適化を行った．また，図 1 に(1+1)–ES を用いて最適化を行うフローチャートを示す．

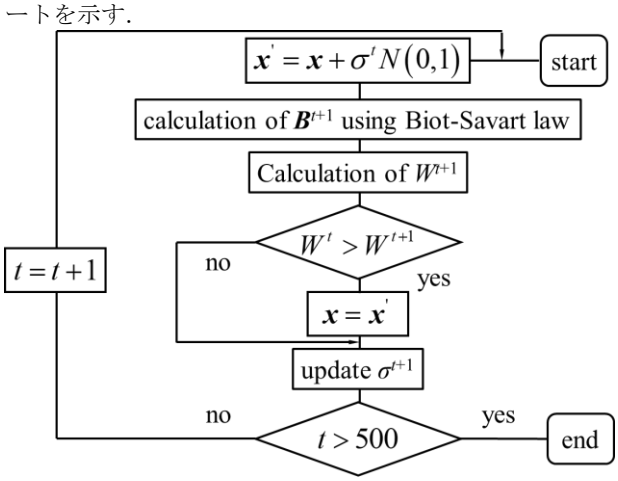


Fig. 1. (1+1)-ES Flowchart.

（3）(μ+λ)-ES

（4）式に，(μ+λ)–ES における現在の μ 個の探索点（親個体群）における設計変数の平均ベクトルを〈$\boldsymbol{x}_{1:\mu}$〉としたとき，新たな設計変数 $\boldsymbol{x}'_{1:\lambda}$ を λ 個生成する算出式を示す．

$$\boldsymbol{x}'_{1:\lambda} = \langle \boldsymbol{x}_{1:\mu} \rangle + \sigma^t N(0,1) \qquad (4)$$

(1+1) –ES とは異なり，親個体 μ 個にそれぞれ正規分布に従う摂動を突然変異として加え，λ 個の子個体を生成する．その後，目的関数による評価を行い，有望な個体を親個体と子個体を合わせたものの中から μ 個選ぶ手法である．このとき，σ^t の更新は上記の突然変異確立が 1/5 であることに則った更新を行う．本稿では，親個体 μ は 10 個体，子個体 λ は 50 個体を扱った．さらに，300 回の反復計算を行い，最適化を行った．また，図 2 に(μ+λ)–ES を用いて最適化を行うフローチャートを示す．

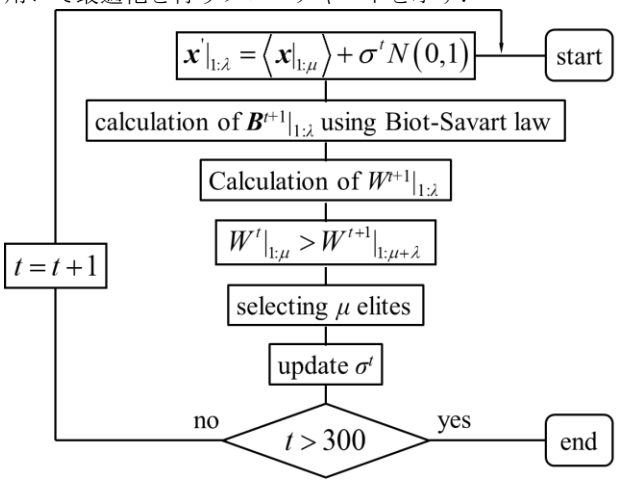


Fig. 2.　(μ+λ)-ES Flowchart

（4）ppm 算出式

（5）式に MRI の磁場均一性を定量的に測るための算出式を示す．

$$B_{ave} = \frac{\sum_{i=1}^{N} B_i}{N}$$
$$\mathrm{ppm} = \frac{\sum_{i=1}^{N} |B_i - B_{ave}|}{B_{ave}} \times 10^6 \qquad (5)$$

ここで，N は測定点の数を示しており，空間内の平均磁束密度 B_{ave} の算出後，各測定点における磁束密度と B_{ave} の差の総和を，さらに B_{ave} で割ることで比率を算出し，空間内における磁束密度のばらつきを算出できる．

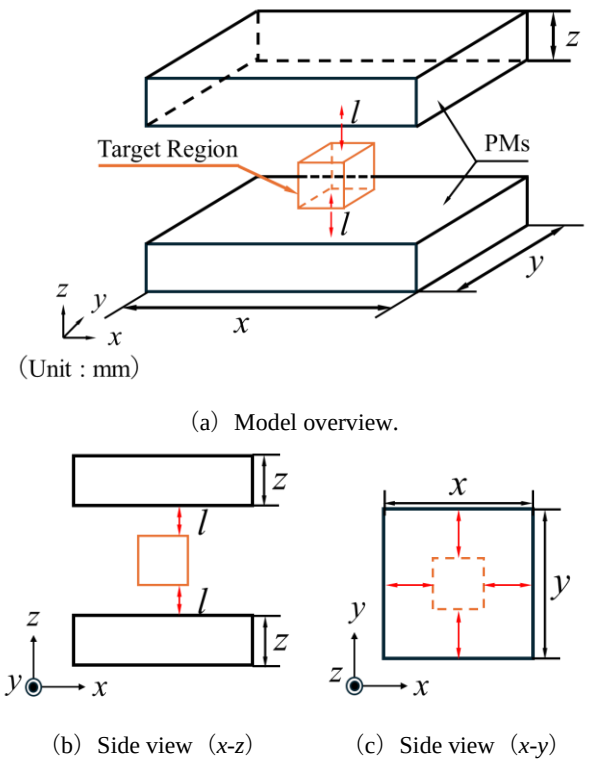
（5）測定空間の設定

本稿で扱う磁場測定空間は，手や足の測定を考慮しているため，一辺 10 cm の立方体を想定している．これは，手や足の病症部は変色や変形などの異常が表面に出やすいため，検査の位置をピンポイントで行えることから，上述の測定空間を設定した．空間内には 1 cm 間隔で測定点を設けているため，その数は 1,331 点であった．

３．最適化モデル

（1）最適化モデル case 1

永久磁石二枚を平行かつ同軸上に配置し，磁石と等距離に測定空間を設けたものの概形を図 3 (a) に，図 3 (b) に x, z 平面における永久磁石配置，図 3（c）に x, y 平面における永久磁石配置をそれぞれ示す．



（a）Model overview.

（b）Side view（x-z）　　（c）Side view（x-y）

Fig. 3.　Uniform magnetic field generation simple model.

図 3 に，このモデルにおける設計変数（x，y，z，l）をした．図 3（b），（c）より，PM は x，y，z といった辺長を持つ直方体磁石であり，変数 l は PM と測定空間の距離を表している．また case 1 において，両磁石ともに(M_x, M_y，M_z）=（0.0，0.0，1.36）[T]の磁化を与えた．表 1 に各設計変数の制約長を示す．

Table 1. The constraints on the PM

PM	
(x_{min}，x_{max}) [m]	(0.01，0.8)
(y_{min}，y_{max}) [m]	(0.01，0.8)
(z_{min}，z_{max}) [m]	(0.01，0.25)
(l_{min}，l_{max}) [m]	(0.01，0.1)

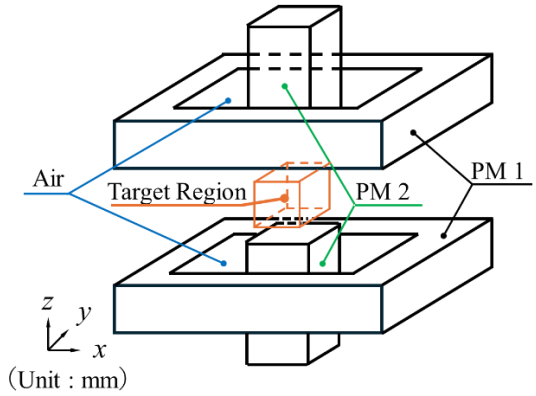
表 1 の辺長の制約は，実際に商用で用いられている四肢用 MRI の寸法を参考にし，実用性を考慮した値を設定した．

（2）最適化 case 2，case 3

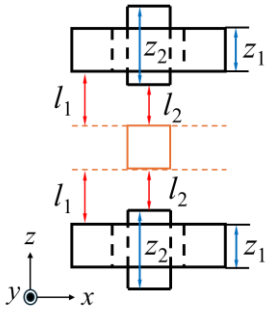
case 1 を例に挙げると，直方体 PM に一様な磁化を与えているにも関わらず，PM 周辺の磁界にはばらつきが生じている．主に，磁化に垂直な面では，辺の長さによって磁束に偏りが生じ，磁石中心に向かうにつれ磁束が弱まる傾向がある．ここから，磁化に垂直な面は正方形にし，さらに面の中心部に穴を空け，新たな PM を挿入することで，磁界の一様化を試みた．このとき，穴を空けられた PM はドーナツ状に外側に位置する PM として機能するため，PM がつくる磁力線を考慮し，磁化方向を変えて最適化を行った．

図 4（a）に永久磁石特性を考慮したモデルの概形を，図 4（b）に x,z 平面における永久磁石配置，図 4（c）に

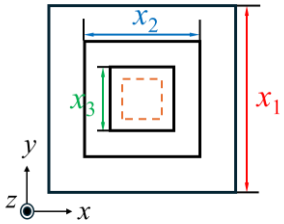
x,y 平面における永久磁石配置をそれぞれ示す．



（a）Model overview.



（b）Side view（x-z）



（c）Side view（x-y）

Fig. 4. The model for generating a uniform magnetic field considering the characteristics of PM.

図 4（b）及び（c）に最適化のための設計変数（x_1，x_2，x_3，z_1，z_2，l_1，l_2）を示した．図 4（a）の PM 1 は（x_1，x_1，z_1）の辺を有しており，測定空間が有する PM 1 に最も近い面との距離を l_1 としている．さらに PM 1 の内部には（x_2，x_2，z_1）の直方体空気領域を有している．加えて，直方体空気領域の内部に（x_3，x_3，z_2）の辺長を持つ PM 2 を挿入させ，測定空間が有する PM 2 に最も近い面との距離を l_2 としている．また case 2 における，全 PM に（M_x，M_y，M_z）＝（0.0，0.0，1.36）[T]の磁化を与えた．case 3 において，PM 1 に（M_x，M_y，M_z）＝（0.0，0.0，−1.36）[T]の磁化を与え，PM 2 に（M_x，M_y，M_z）＝（0.0，0.0，1.36）[T]の磁化を与た．表 2 に各設計変数の制約長を示す．

Table 2. The constraints on the PMs.

PM 1	
($x_{1\min}$，$x_{1\max}$) [m]	(0.05，0.8)
($x_{2\min}$，$x_{2\max}$) [m]	(0.05，0.79)
($z_{1\min}$，$z_{1\max}$) [m]	(0.01，0.3)
($l_{1\min}$，$l_{1\max}$) [m]	(0.01，0.1)
PM 2	
($x_{3\min}$，$x_{3\max}$) [m]	(0.05，0.78)
($z_{2\min}$，$z_{2\max}$) [m]	(0.01，0.3)
($l_{2\min}$，$l_{2\max}$) [m]	(0.01，0.1)

表 2 に示した各 PM の辺長は，case1 同様，実用的な値を想定して設定した．一方，各 PM の x,y 平面における辺長は $x_1 > x_2 > x_3$ でとなるよう制約をかけており，最小 1cm の幅を有するよう設定した．

（3）各種パラメータ設定

表 3 に進化戦略におけるパラメータ及び，目的関数で扱うパラメータを示す．

Table 3. Parameters of Evolutionary Strategy and penalty functions.

σ	C_σ	k_u	k_{Bz}
1.0	0.85	1000	1.0
k_{Bh}	u_0	B_{z0} [T]	B_{h0} [T]
1000	1.0001	0.3	0.0001

表 3 の C_σ は σ の更新係数を示しており，1/5 ルールに則って乗除する．また，数百 ppm の磁場均一性を目指すため u_0 及び B_{h0} は表 3 に示した数値に設定し，測定空間内の磁場強度は 0.3 T を最低とするよう B_{z0} を定めた．

（4）目的関数

進化戦略の個体更新は目的関数による評価をもとに行われる．本稿では，磁石の最小化をもとに，ペナルティ関数を制約に加えることで最適化を行う．（6）式に各ペナルティ関数[17]及び，目的関数の算出式を示す．

$$
\begin{aligned}
W_{vol} &= x \times y \times z \\
P_u &= \begin{cases} 0 & (u < u_0) \\ k_u (u - u_0) & (u \geq u_0) \end{cases} \\
P_{Bz} &= \begin{cases} 0 & (B_{z\min} > B_{z0}) \\ k_{Bz} (B_{z0} - B_{z\min}) & (B_{z\min} \leq B_{z0}) \end{cases} \\
P_{Bh} &= \begin{cases} 0 & (B_h < B_{h0}) \\ k_{Bh} (B_h - B_{h0}) & (B_h \geq B_{h0}) \end{cases} \\
\min . W &= W_{vol} + P_u + P_{Bz} + P_{Bh}
\end{aligned}
\tag{5}
$$

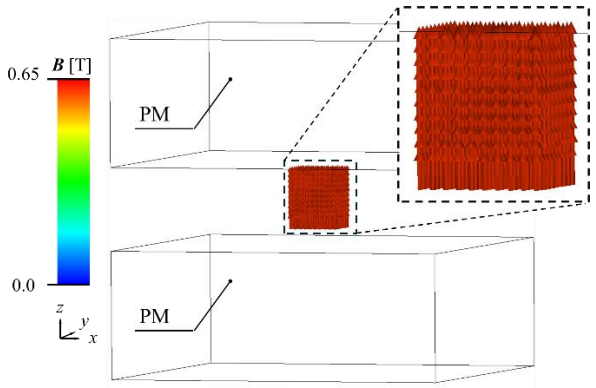
（5）式における Wvol は全 PM の体積を表しており，これを最小化することを目的としている．また，P で示しているペナルティ関数には，B_z の最大最小の差に関する P_u と，B_z の最小値の底上げに関する P_{Bz}，そして B_x 及び B_y における最大値の抑制に関する P_{Bh} を用意した．

ここで，各ペナルティ関数に用いられている係数 k_u，k_{Bz}，k_{Bh} は，各ペナルティ関数が目的関数に与える制約の強さを制御するパラメータである． u は測定空間内における最大磁束密度と最小磁束密度の比率を， $B_{z\min}$ は測定空間内の z 方向における最小磁束密度の値を，また B_h は測定空間内の x あるいは y 方向における最大磁束密度を示している．そして u_0，B_{z0}，B_{h0} はそれぞれのペナルティ関数における閾値である．

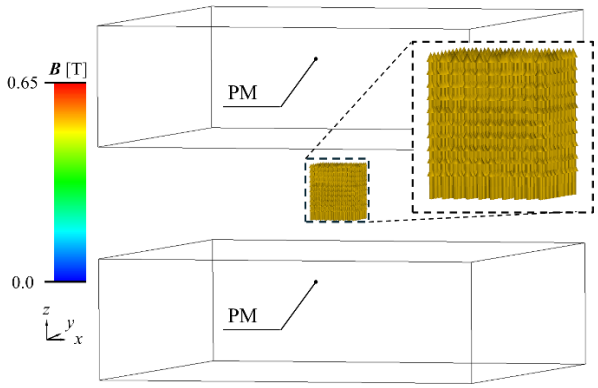
4． 最適化結果

（1）case1 における最適化結果

図 5（a）に(1+1)-ES，図 5（b）に(μ+λ)-ES の最適化後の



（a）Optimization used (1+1)-ES.



（b）Optimization used (μ+λ)-ES.

Fig. 5. Optimization structure in case 1.

Table 4. Optimization results in various methods.

best	case1（a）	case1（b）
x [m]	0.658	0.800
y [m]	0.659	0.800
z [m]	0.250	0.249
l [m]	0.031	0.065
P_u	1.327	0.611
P_{Bz}	0.000	0.000
P_{Bh}	0.064	0.000
W_{vol}	0.217	0.319
ppm	126055.7	61917.2

永久磁石構造を示す. case1 (a) における B_z の平均は 0.61T であり， case1（b）における B_z の平均は 0.52T であった.

また，各手法における最適化結果後の永久磁石の辺長及び目的関数の値, z 方向における磁場均一性を表 4 に示し図 6 に各最適化手法における目的関数の推移を示す.

ここで，case1（a）及び，case1（b）のどちらも最終構造においてペナルティ関数 P_u を満足させることができず, ppm の数値からも測定空間内の磁界にばらつきがみられることが分かった．また，case1（b）の P_{Bh} が 0 になり制約を満たしているが, x 及び y が制約いっぱいまで広がってしまった．一方で，表 4 から x 及び y が近い値を示し

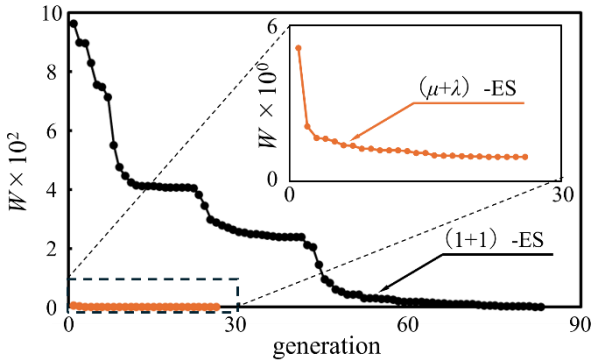
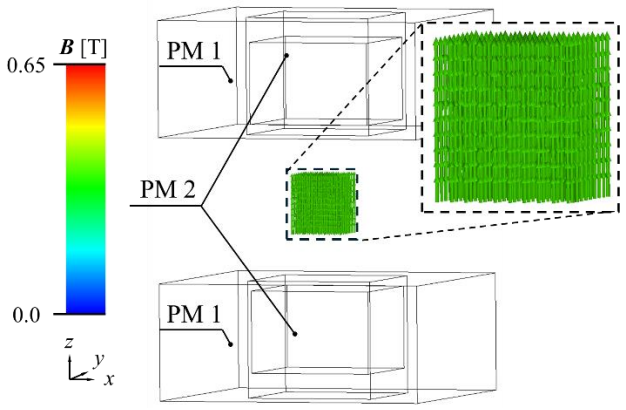
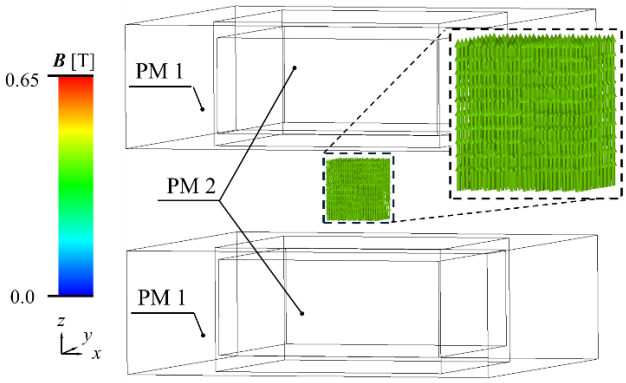


Fig. 6. The transition of the objective function in each optimization method.



（a）Optimization used (1+1)-ES.



（b）Optimization used (μ+λ)-ES.

Fig. 7. Optimization structure in case 2.

ており, PM の辺の長さによって磁束が偏る傾向を軽減する動きが見られた.

(1+1)-ES は 83 世代，(μ+λ)-ES では 26 世代の更新が行われた．表 5 から，case1（b）は case1（a）よりも目的関数と均一性が良い結果を得られているものの，B_z の平均は case1（a）と比べ，0.1 T 程度下回る結果となった．一方，両磁場均一性が数万 ppm というオーダーに達しているため, MRI が要求する均一性には遠い結果が得られた.

（2）case2 における最適化結果

図 7（a）に(1+1)-ES，図 7（b）に(μ+λ)-ES の最適化後の永久磁石構造を示す. case2 (a) における B_z の平均は 0.36T であり， case2 (b) における B_z の平均は 0.41T であった.

また，各手法における最適化結果後の永久磁石の辺長及び目的関数の値, z 方向における磁場均一性を表 5 に示す.

Table 5. Optimization results in various methods.

best	case2（a）	case2（b）
x_1 [m]	0.481	0.683
x_2 [m]	0.228	0.427
x_3 [m]	0.218	0.417
z_1 [m]	0.210	0.224
z_2 [m]	0.147	0.174
l_1 [m]	0.081	0.042
l_2 [m]	0.099	0.064
P_u	2.280	0.023
P_{Bz}	0.000	0.000
P_{Bh}	0.580	0.000
W_{vol}	0.089	0.188
ppm	253000.3	10776.2

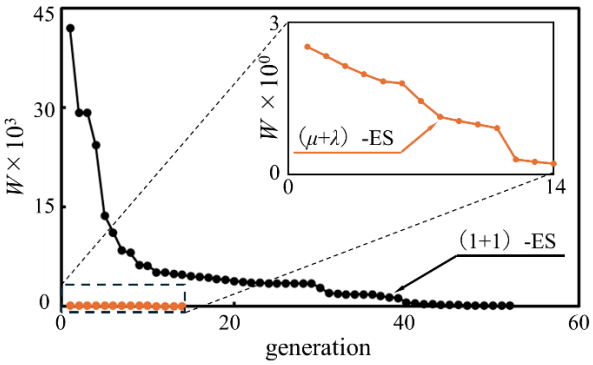


Fig. 8. The transition of the objective function in each optimization method.

表 5 より，case2（a）及び，case2（b）のどちらも最終構造においてペナルティ関数 P_u を満足させることができなかったものの，case2（b）の最適化結果と case1 の結果を比較すると，P_u の値や PM の辺長を著しく減じていることがわかる．また，目的関数の値も 80%減じた．

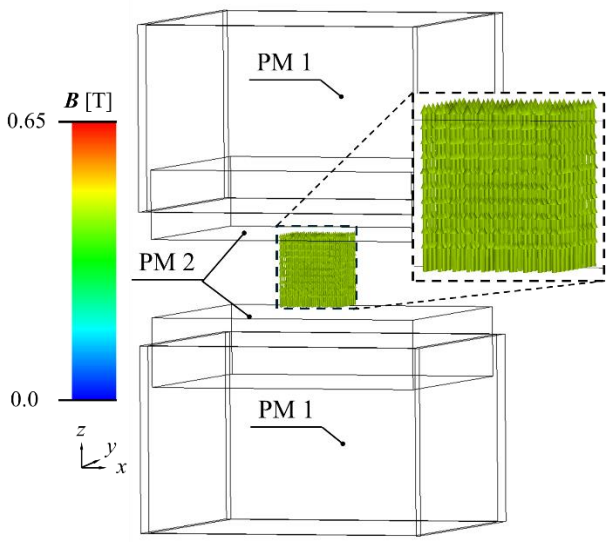
また，図 8 に各最適化手法における目的関数の推移を示す．

(1+1)-ES は 52 世代，(μ+λ)-ES では 14 世代の更新が行われた．一方，case2（b）では磁場均一性が 10,776 ppm 程度まで均一化がなされた．測定点が磁石中心部に近づくほど弱まっていき，均一性がとれなくなる問題を，新たな永久磁石の挿入により改善がなされた．case2（b）における B_z の平均はは 0.41 T 程度となったが，永久磁石型 MRI が要求する磁場強度は満たせている．

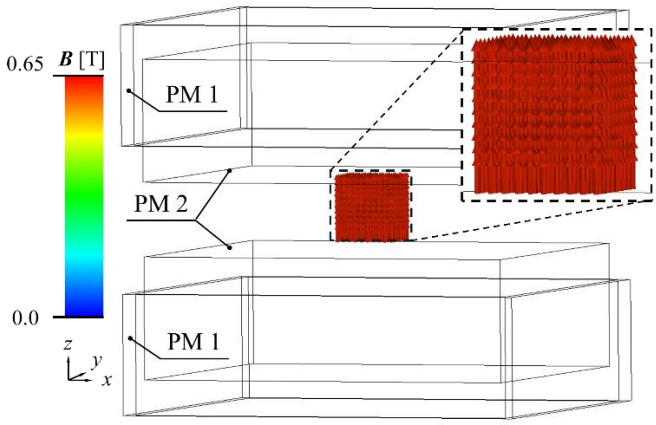
この結果から，この構造における高精度な一様磁界の形成は難しいが， PM の適切な配置や寸法によって磁界の一様性は著しく改善されることが分かった．

（3）case3 における最適化結果

図 9（a）に（1+1）-ES，図 9（b）に（μ+λ）-ES の最適化後の永久磁石構造を示す．case3（a）における B_z の平均は 0.44T であり， case3（b）における B_z の平均は 0.62T



（a）Optimization used (1+1)-ES.



（b）Optimization used (μ+λ)-ES.

Fig. 9. Optimization structure in case 3.

Table 6. Optimization results in various methods.

best	case2（a）	case2（b）
x_1 [m]	0.447	0.650
x_2 [m]	0.427	0.617
x_3 [m]	0.417	0.595
z_1 [m]	0.287	0.216
z_2 [m]	0.107	0.219
l_1 [m]	0.052	0.082
l_2 [m]	0.010	0.016
P_u	10.900	2.060
P_{Bz}	0.000	0.000
P_{Bh}	0.685	0.107
W_{vol}	0.047	0.173
ppm	961000.0	188000.0

であった．

各手法における最適化結果後の永久磁石の辺長及び目的関数の値，z 方向における磁場均一性を表 6 に示す．

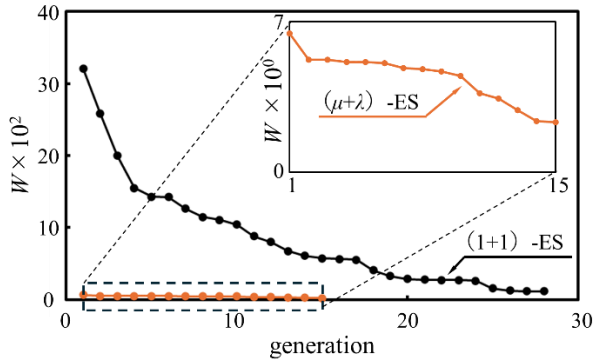


Fig. 10. The transition of the objective function in each optimization method.

表 6 より，case3（a）及び，case3（b）のどちらも，最終構造において目的関数の値が大きくなってしまった．図 9 の構造においても PM 1 が作り出す磁界が，PM 2 が作り出す磁界に対し悪影響を及ぼしてしまっているため，PM 1 は薄く，測定空間から離れてしまったことがわかる．

また，図 10 に各最適化手法における目的関数の推移を示す．

(1+1)-ES は 29 世代，(μ+λ)-ES では 16 世代の更新が行われた．表 6 から，case3（b）のほうが目的関数と均一性が良い結果を得られており，また図 9 より最大磁束密度が case3（a） と比べ 0.21 T 程度上回る結果となった．しかし，図 10 より進化戦略による世代の更新は少なく，case3 における構造では，均一性を満たす PM を得ることは難しいと考える．

５．まとめ

最適化結果より，本稿で扱った case2（b）の(μ+λ)-ES による最適化において，測定空間内に磁場の均一性が 10,776 ppm といった値で形成できた．case2（b）より，各永久磁石の寸法が case1（b）の値よりも均一性が優れており，さらに体積は 0.589 倍縮小できた．

単体の永久磁石では磁界の偏りが出てしまう部分に対し，別の永久磁石で磁界を補う方法は case1（b）及び case 2（b）の結果より，83%程度 ppm を低下させたことから有効であることがわかった．しかし，case3 の結果より，永久磁石の磁化方向を問題に適したものにしなければ悪化傾向が見られることもわかった．

上記結果より，PM の適切な配置や寸法，さらに磁化方向の考慮によって更に精度の高い均一磁場空間を作成できると考えられる．

今後，より高精度な均一性を保つ永久磁石配置を目指すため，磁化の方向や磁石の枚数などの調整を行う必要がある．

謝辞

本稿で述べた，永久磁石特性に関しまして，ご助言いただきました岡本研究室所属 山口俊介君，さらに，最適結果の裏付けをしてくださった同研究室 渥美大斗君 へ謝意を表します．

参考文献

[1] 木村浩彰：「X 線診断の概要と X 線画像の見方」，日本義肢装具学会誌，vol.32，No.1，pp.59~64 (2016)

[2] 大竹豊：「はじめての X 線 CT 形状スキャン」，精密工学会誌，vol.86，No.5，pp.328~333 (2020)

[3] P.A. Sanger, “Present Status of MRI Magnets at Oxford,” *IEEE Trans. Magn.* , vol. 21, no. 2, pp. 436-439 (1985)

[4] 角美佐：「MRI の特徴」，日本口腔インプラント学会学術大会，第 36 巻，第 3 号，pp. 31-36 (2022)

[5] 水渡英二，塩尻詢：「X 線分析」，日本ゴム協会誌，第 37 巻，第 11 号，pp.75~95 (1964)

[6] 本間一弘：「MRI（磁気共鳴イメージング）技術の現状と今後の展望」，応用物理，第 80 巻，第 2 号，pp. 91-96 (2011)

[7] 横山彰一：「超電導マグネットの技術概要」，日本磁気共鳴医学学会雑誌，第 43 巻，第 1 号，pp. 1-10 (2023)

[8] 青柳和弘（日立製作所）：「永久磁石 MRI 開発の歩み」

[9] 標準化部会標準化委員会（日本画像医療システム工業会）：「MRI の Q&A」，(2014)

[10] 巨瀬勝美（筑波大学）：「Compact/Mobile MRI の過去・現在・未来」，第 18 回マイクロイメージング研究会 (2014)

[11] Yoshihiko Ihara, kaoru Hayashi, Tomoki Kanda, Kazuki Matsui, Koichi Kindo, Yoshimitsu Kohama, “Nuclear Magnetic Resonance Measurements in Dynamically Controlled Pulse Field”, *Review of Scientific Instruments*, (2021).

[12] 玉置久：「進化的アルゴリズムの方法論」，日本ファジィ学会誌，第 10 巻，第 4 号，pp. 593-601 (1998)

[13] 張明，今井智彦，杉山正晴：「進化戦略における選択操作に関する一考察」

[14] 高速大規模電磁界数値解析技術調査専門委員会：「電磁界解析における高速大規模数値計算」，電気学会技術報告，No.1043 (2006)