

## 学位論文

# リニア振動アクチュエータを用いた 高頻度振動換気モータの開発

主査：和多田 雅哉 教授

副査：桐生 昭吾 教授

鈴木 憲吏 准教授

森 晃 教授

東京都市大学大学院 総合理工学研究科

電気化学専攻 医用工学領域 臨床器械工学研究室

2191203 島峰 徹也

## 第1章 序論

1.1	はじめに	1
1.2	人工呼吸器の原理	5
1.3	人工呼吸が及ぼす生体への影響	6
1.3.1	循環器系への影響	6
1.3.2	呼吸器系への影響	6
1.3.3	代謝系への影響	6
1.3.4	その他	7
1.4	高頻度振動換気	7
1.4.1	高頻度振動換気(HFOV)	7
1.4.2	HFOV 中の圧力減衰	8
1.4.3	HFOV の振動数が振幅圧力の伝達に及ぼす影響	9
1.4.4	HFOV の圧力減衰について換気力学と電気等価回路での考察	10
1.5	リニア振動アクチュエータ(LOA)	12
1.6	ボイスコイルモータ(VCM)	15
1.7	有限要素法による解析	16
1.8	研究目的	17
1.9	本論文の構成	17

## 第2章 ボイスコイルモータ(VCM)の解析

2.1	3次元モデルの作成	18
2.2	円筒座標法による2次元モデルの作成	19
2.3	実機を用いたHFOV用人工呼吸器の静推力測定	21
2.4	シミュレーションモデルと実測定での推力定数の比較	21
2.5	ボイスコイルモータの動推力特性	22

## 第3章 リニア振動アクチュエータ(LOA)の開発

3.1	LOAシミュレーションモデルの作成	25
3.2	LOAシミュレーションモデルの境界(限界)条件	29
3.2.1	大きさによる限界	29
3.2.2	コイル巻き数による限界	29
3.2.3	Strokeによる限界	29
3.2.4	コイルの励磁電流による限界	29
3.3	LOA初期設計の動推力特性	30
3.4	Mover, Stator のピッチ幅 $d$ の変化による動推力特性	31

3.5	Mover magnet の高さ $w$ の変化による動推力特性	33
3.6	Nd-Fe-B の素材の変化による動推力特性	35
3.7	Stator のティース長さ $a$ の変化による動推力特性	36
3.8	単巻線形 LOA モデルの各電流値による動推力特性	38
3.9	単巻線形 LOA モデルと VCM の質量あたりの推力の比較	40
3.10	単巻線形 LOA モデルの往復運動を実現する周波数範囲	41

## 第 4 章 LOA 試作機 の制作と HFOV 性能評価

4.1	LOA 試作機 1 の評価	44
4.1.1	LOA 試作機 1 の製作	44
4.1.2	LOA 試作機 1 の動推力特性シミュレーション	48
4.1.3	LOA 試作機 1 を用いた静推力測定	52
4.2	LOA 試作機 2 の評価	53
4.2.1	LOA 試作機 2 の製作	53
4.2.2	LOA 試作機 2 の動推力特性シミュレーション	55
4.3	リニア振動アクチュエータの HFOV 性能評価	59
4.3.1	VCM を用いた HFOV の性能評価の実験システム	59
4.3.2	VCM を用いた実験システムの測定結果	60
4.3.3	LOA 試作機 2 を用いた HFOV 性能評価の実験システム	62
4.3.4	LOA 試作機 2 を用いた静推力特性と HFOV 性能評価の結果	63
4.3.5	LOA 試作機 2 を用いた HFOV 性能評価の考察	67
4.3.6	VCM と LOA 試作機 2 での単巻線形 LOA の損失の検討	68
4.3.7	VCM と LOA 試作機 2 での単巻線形 LOA の損失の結果	72

## 第 5 章 結論

5.1	本研究の成果	73
5.2	今後の課題	74
5.2.1	LOA の駆動・制御方法の検討	74
5.2.2	単巻線形 LOA の動作音について	75
5.3	今後の展望	76

## 参考文献

## 発表論文

## 謝辞

# 第1章 序論

## 1.1 はじめに

未熟児の肺サーファクタント欠乏に起因する呼吸窮迫症候群(respiratory distress syndrome: RDS)の治療として、1990年代から肺サーファクタント補充療法が登場し、未熟児の呼吸管理法は飛躍的に進歩し、その生存率も向上してきた。しかしながら、1000 g未満の超低出生体重児は肺サーファクタント欠乏が主体の1000 g以上の未熟児とは異なり、①呼吸中枢の未熟性、②肺組織の未熟性、③胸郭および呼吸筋の未発達、④循環系の未熟性、などから一度人工呼吸管理となると長期にわたることが多い<sup>[1]</sup>。また、人工呼吸管理中の①吸入酸素による酸素毒性 (oxygen toxicity)、②過剰な吸気圧、③過度の吸気時間による容量損傷(volutrauma)、④サイトカインや顆粒球エラスターゼなど炎症性メディエータの関与(biotrauma)から、容易に慢性肺疾患(chronic lung disease: CLD)を発症すると考えられている。CLDを発症した児は、その呼吸管理は長期にわたり、入院期間の延長だけでなく、身体的および「うつ」の発症などの精神的予後も問題になってくることが多く、その予防は重要であり、高頻度振動換気法(high frequency oscillation ventilation: HFOV)によるCLD予防が模索されてきている<sup>[2][3]</sup>。

また長期の人工呼吸管理を必要とする子どもたちが増加している中で、在宅人工呼吸管理を必要とする子どもが急増している。田村らの報告<sup>[4]</sup>によると、図1に示す通り、在宅人工呼吸器管理が必要な児童数が2008年の468人から2018年の4,178人まで10年間で約10倍に増加している。年齢別にみると、HFOV用人工呼吸器の対象年齢である0~4歳の割合がおよそ33.2%を占め、一番多い。在宅人工呼吸器管理が10年間で約10倍に増加した要因としては、新生児医療の著しい発展や高度化の進行により、従来救命できなかった新生児の多くが救命できるようになったことや、地域包括ケアシステムの概念により、しょうがい児も含めた様々な支援を必要としている人たちが、地域で暮らしていくための地域共生社会の実現へむけた取り組みによるもの<sup>[4]</sup>があると言われている。

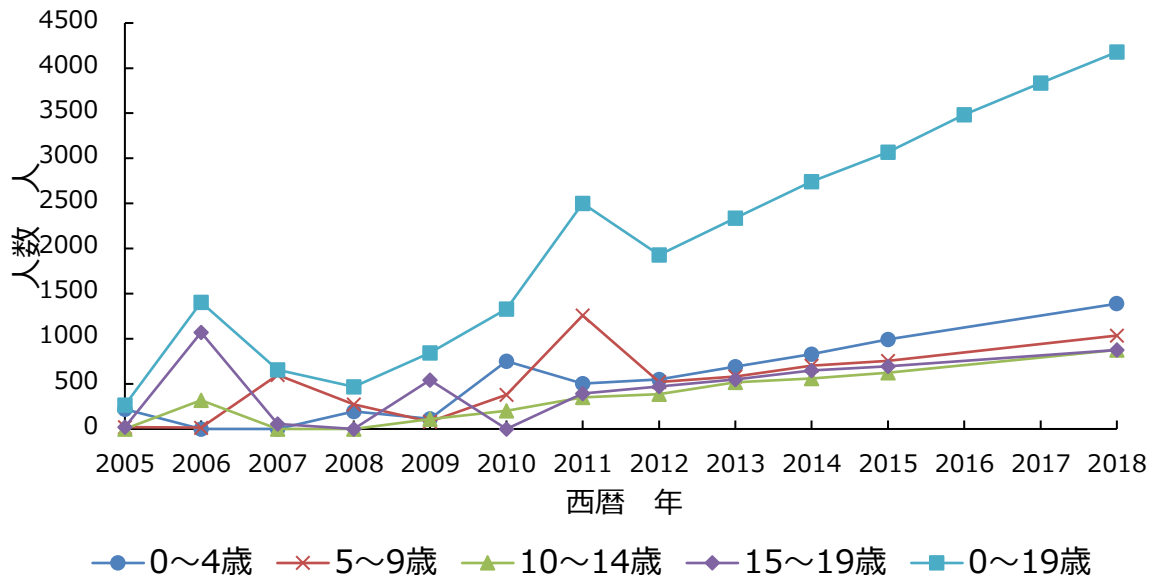


図 1-1 在宅人工呼吸器管理が必要な児童数の推移<sup>[4]</sup>

HFOV 用人工呼吸器の在宅用は発売されておらず、HFOV を使用できる在宅用人工呼吸器を開発するためには人工呼吸器自体の小型化が必須である。現在臨床で使用されている HFOV 用人工呼吸器である株式会社メトラン社製ハミング Vue は、幅 517 mm×奥行 691 mm×高さ 1350 mm、55 kg(架台含む)と在宅での使用を想定した人工呼吸器としては非常に大型となり、機器搬送にも大変な労力を要する。

また図 1-2 に示すのは、NICU にて HFOV 用人工呼吸器のハミング Vue 使用風景である。NICU では治療のために、保育器や一酸化窒素(NO)療法装置、生体情報モニタなど、大型の医療機器を数多く使用する。図 1-2 に示すように、酸素配管やコンセントが大型の医療機器に埋もれてしまい、機器配置や配管・電源ケーブルの取り回しについて難渋するケースも多い。治療スペースのせまきから、意図せぬ電源コードの脱落や人工呼吸器の回路外れなど、インシデント・アクシデントの発生が散見されている。HFOV 用人工呼吸器の小型化を達成することは、在宅のみならず、NICU での治療スペース確保、またそれによる院内インシデント・アクシデントの削減にも寄与できることを確信している。

図 1-3 に HFOV 用人工呼吸器ハミング V とハミング X の機器全景を示す。HFOV 用人工呼吸器は大きく「操作・表示部」と「駆動部」に大別される。「操作・表示部」は画面の視認性や人工呼吸器の操作性に影響を与えることから、ただ小型化すればよいわけではない。しかし「駆動部」に関しては小型化によるデメリットは少ないと考えた。HFOV 用人工呼吸器の小型化を達成するために、「駆動部」の小型化をめざし、構造を調査した。



図 1-2 NICU での HFOV 用人工呼吸器の使用風景<sup>[5]</sup>



図 1-3 HFOV 用人工呼吸器ハミング V とハミング X<sup>[6]</sup>

HFOV 用人工呼吸器の駆動部の構造を調査した結果, 図 1-4 の図面に示すように, 人工呼吸器駆動部の部品の中でもリニアモータが多くを占めていることが判明した。よって本研究では, HFOV 用人工呼吸器駆動部に使用されているリニアモータの小型化を対象とした。

リニア振動アクチュエータ(linear oscillatory Actuator: LOA)は, 構造が大変簡単で, HFOV の基本動作であるピストン部の往復動作が変換機構なしで得られるため, システムが簡単となり信頼性が向上するなどの特徴を有するアクチュエータである。HFOV 人工呼吸器用アクチュエータとして構造が簡単な単巻線形 LOA に着目し, 小型化のための開発を行う。

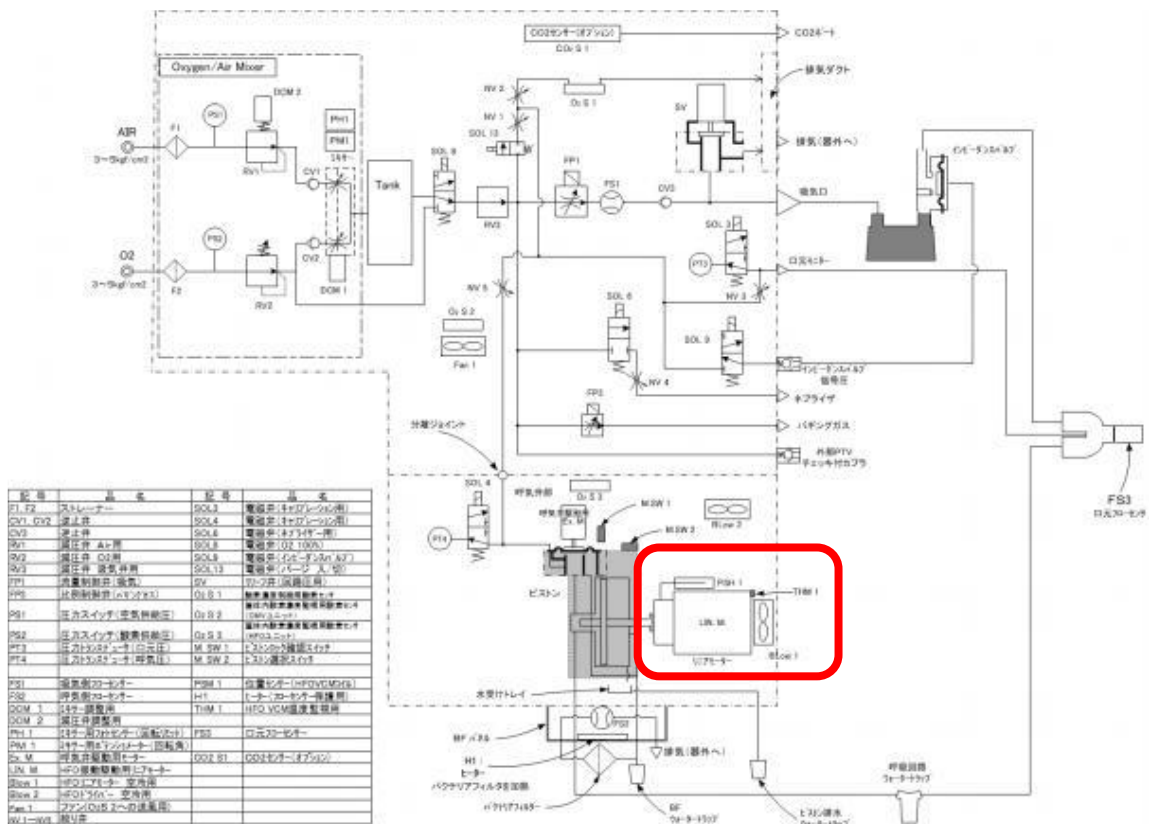


図 1-4 HFOV 用人工呼吸器ハミング X の駆動部図面<sup>[7]</sup>

## 1.2 人工呼吸器の原理

人工呼吸器の基本的な原理には胸郭外陰圧式と気道内陽圧式の2つがあるが、現在多く使用されている人工呼吸器は気道内陽圧式の人工呼吸器である<sup>[8]</sup>。

気道内陽圧様式は、人工呼吸器から気道内に直接陽圧ガスを間欠的に送り込み、肺胞を直接拡げて換気を行う方法である。

人工呼吸器の基本動作は表 1-1 に示す工程が繰り返される。その方法を図 1-5 に示す。吸気相では呼気弁が閉じることにより呼吸回路内は閉鎖状態となり、そこに設定量または設定圧のガスが人工呼吸器から患者側に送気されると、送気されたガスは呼吸回路の吸気側から気管内チューブを経由して患者の気道内に全て供給される。

呼気相では、人工呼吸器の送気ガスが停止して同時に呼気弁が開くと呼吸回路内は大気中に開放状態となり、その結果膨張していた肺は肺胸郭の弛緩と弾性により縮み、気道内のガスは呼吸回路の呼気側より呼気弁を経由して大気中に放出される。このようにガスの流れは一方向で、気道内から一度呼出されたガスを再び吸い込まない非再呼吸方式となっている。現在の人工呼吸器はこの方式が主流となっている。

表 1-1 人工呼吸器の基本動作

順序	基本動作内容
1 吸気相	患者の肺にガスを送り込む
2 転換期	吸気相から呼気相への切り替わる
3 呼気相	患者の肺からガスが呼出する
4 転換期	呼気相から吸気相へ切り替わる

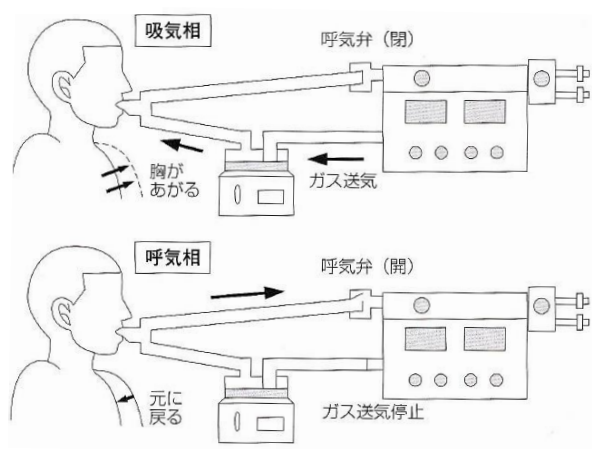


図 1-5 人工呼吸器の基本動作<sup>[5]</sup>



### 1.3 人工呼吸が及ぼす生体への影響

生理的呼吸において、吸気相では肋間筋を外側に拵げて胸郭を拡張させ、また横隔膜を下方に下げると胸腔内の容積が増大し、もともと安静呼気時に陰圧(-2~4 cmH<sub>2</sub>O)であった胸腔内の陰圧がさらに強くなる(-6~-7 cmH<sub>2</sub>O)。その陰圧により肺胞は外側に引っ張り拵げられると肺胞内の圧力は陰圧となり、その結果、外気が気道を通して肺胞内に流入する。呼気相では呼吸筋が弛緩し、肺、胸郭、横隔膜は弾性により縮むと胸腔内の陰圧が元の弱い陰圧に戻り、肺胞が元に戻ろうとする復元力によって肺胞内のガスは気道を通り大気中へ排出される。そのときの肺胞及び胸腔の各内圧は図 1-6 のごとく、胸腔内は吸気相、呼気相を通してともに陰圧であり、肺胞内は吸気相では陰圧であるが、呼気相ではわずかに陽圧となる。

一方、陽圧人工呼吸下では、肺胸郭の弾性に逆らって気道内に陽圧ガスを直接送り込むため、肺胞、胸腔の各内圧は図 1-6 のごとく、胸腔内は吸気相では陰圧かわずかに陽圧となる。呼気相ではその圧力から元の陰圧に戻り、肺胞内圧は吸気相では大気圧から陽圧となり、呼気相では陽圧から大気圧に戻る。

このように吸気相において、生理的呼吸下では肺胞、胸腔の各内圧はともに陰圧であるのに対し、人工呼吸下では肺胞内圧が陽圧となる違いがあり、この陽圧が生体への影響に深く関与している。

#### 1.3.1 循環器系への影響

肺毛細血管は非常に薄い膜で肺胞と接しているため肺胞内の圧力変化の影響を受けやすく、生理的呼吸下において胸腔内を陰圧にして肺胞を引っ張り拵げる場合はよいが、人工呼吸下では肺胞内に直接陽圧を加えるとその陽圧が肺胞の内側より肺毛細血管を圧迫する状態となり、そのため毛細血管の管径はその圧迫により細くなり、そこを流れる肺循環血液量は減少する。

また、人工呼吸による胸腔内の陽圧は静脈還流を減少させ、それにより心拍出量が減少して血圧低下の原因となる。この現象は気道内圧が高くなるに従い著明に現れる。

#### 1.3.2 呼吸器系への影響

気道内圧による圧性外傷や、それによる気胸や縦隔気腫などがある。

#### 1.3.3 代謝系への影響

循環器系の抑制が起こると、生体は循環血液量を正常に維持しようと抗利尿ホルモン(ADH)の分泌を増加して水分を体内に貯留しようと働く。そのため尿の排泄が抑制されて尿量が減少し、腎臓の機能も低下する。

### 1.3.4 その他

精神面の異常で、せん妄、ICU 症候群、ストレスなどによる消化管の潰瘍形成や出血、血圧低下による脳還流圧の低下、脳圧の上昇、肝臓機能障害などがあげられる。

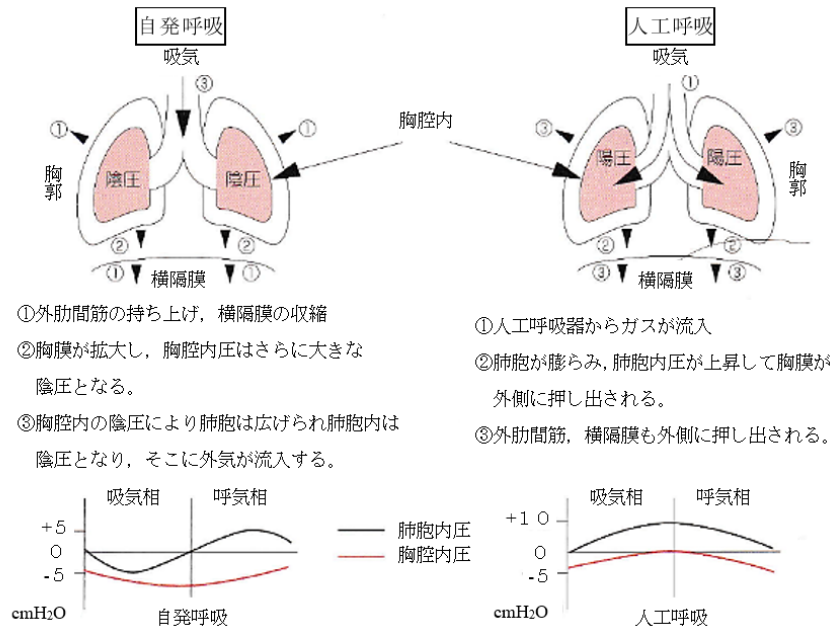


図 1-6 肺胞内圧と胸腔内圧<sup>[5]</sup>

## 1.4 高頻度振動換気

### 1.4.1 高頻度振動換気(HFOV)

生理的な呼吸回数を著しく越えた換気回数で行う人工換気法を高頻度換気(high frequency ventilation: HFV)といい、駆動源や一回換気量の違いにより表 1-2 のように分類される。

高頻度換気のうち、現在広く臨床で用いられているのは高頻度振動換気で、一回換気量が解剖学的死腔量より少ないのが特徴である。気胸や慢性肺障害などの肺損傷発生の危険性が少ない換気法であり、新生児に多く使用されている<sup>[2][3]</sup>。

HFOV の歴史としては、まず 1967 年に Sander らが気管支鏡検査中の換気のために高頻度ジェット換気の原理を提案し、1974 年に Klain, Smith らが高頻度ジェット換気の有用性を動物実験で示したことが始まりであったが、高頻度ジェット換気は吸気のみが能動的に行われるため、エアトラッピングのリスクがあった。1980 年にカナダのトロントの Charles Bryan 先生が吸気と呼気を能動的に行う HFOV を提唱し、宮坂勝之先生(前長野県立こども病院院長)やメトラン株式会社のトラン・ゴン・フック会長が、新生児医療の重要な治療戦略として日本へ導入した。その後、

田村正徳先生をはじめとする日本の新生児科医が臨床の現場でその利点と欠点を明らかにし、今や日本は新生児での HFOV においては世界の中心的存在となっている。

高頻度振動換気は RDS や肺炎などコンプライアンスが低下した疾患、肺低形成、エアリークが進行または多発する疾患で通常的人工呼吸療法でコントロールできないような症例が適応である。一方の胎便吸引症候群などのように気道抵抗が高い疾患では、振動の効果が肺胞まで到達しにくいために、効果は期待しにくい。また、気道内に分泌物が貯留した場合も同様に効果が低下する。

新生児を対象とした換気は、通常換気回数は 900 回/分(15 Hz)前後で使用されることが多い。平均気道内圧(mean airway pressure: MAP)と一回換気量(stroke volume: SV)を設定することで動脈血酸素分圧(PaO<sub>2</sub>)と動脈血二酸化炭素分圧(PaCO<sub>2</sub>)をそれぞれ調整することができる。PaO<sub>2</sub>を上げるためには吸入酸素濃度か MAP を高くする。また、PaCO<sub>2</sub>を下げるためには一回換気量を多くする。

表 1-2 高頻度換気法の分類と特徴

分類	換気回数	一回換気量
高頻度陽圧換気 (HFPPV)	60~150 回/分	3~4 mL/kg (死腔量以上)
高頻度ジェット換気(HFJV)	60~600 回/分	2~4 mL/kg
高頻度振動換気 (HFOV)	600~3600 回/分	1~2 mL/kg (死腔量以下)

#### 1.4.2 HFOV 中の圧力減衰

HFOV の生体内での圧波形の流れを図 1-7 に示す。生理学的な呼吸回数、または陽圧式人工呼吸管理では、圧波形が気道開口部(患者の Y ピース)から肺胞まで完全に伝達する時間が十分にある。一方、HFOV 中の非常に短い吸気時間では、圧波形を十分に伝達することができない。その代わりに、気道開口部から肺胞まで移動する間に圧波形が徐々に減衰している(図 1-7-A)。

新生児の肺は低コンプライアンスの状態である。低コンプライアンスの状態において(図 1-7-B)、健康的なコンプライアンスの肺が達成するのと同量の一回換気量を生理学的な呼吸回数で達成するには、吸気と呼気の時定数がより短く、より高い最大吸気圧力(または  $\Delta P$ )を気道開口部に供給する必要がある。HFOV では、気道開口部においてより高い  $\Delta P$  が必要となるだけでなく、圧力減衰範囲も縮小される。これにより、コンプライアンスの低い肺では、気道開口部から肺胞まで伝達される圧力の割合が高くなる。

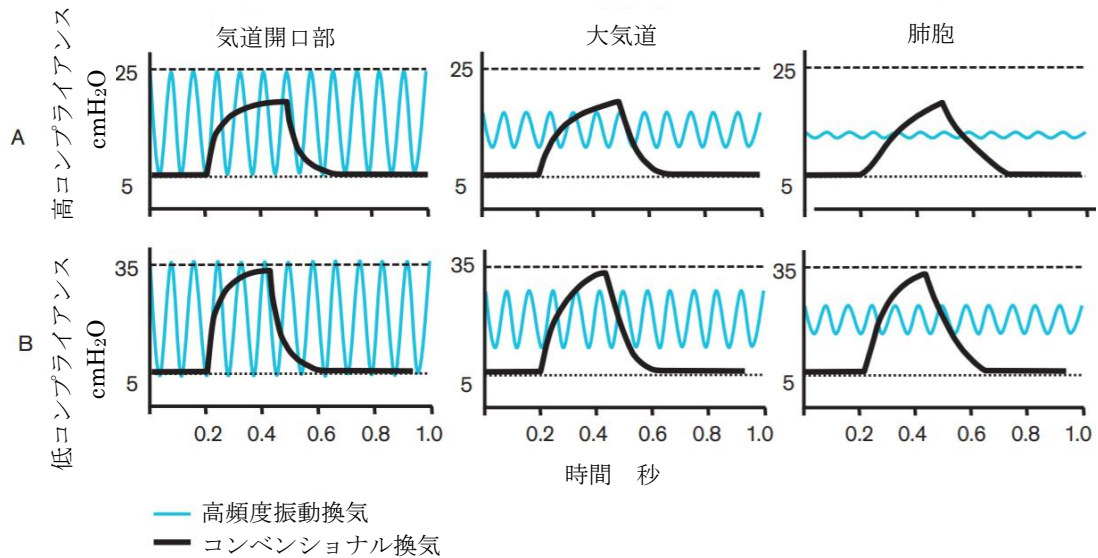


図 1-7 HFOV 中の圧力減衰<sup>[9]</sup>

### 1.4.3 HFOV の振動数が振幅圧力の伝達に及ぼす影響

HFOV の振動数が増加すると、肺末梢に伝達される圧波形の割合が減少する。振動数を下げることにより、人工呼吸器に表示される振幅圧が低くなる一方、末梢の肺では少なくとも同じ圧力か、より高い振幅圧にさらされている可能性もあり、管理には注意が必要である。この効果は、低振動数における振幅圧力の肺末梢への比例伝達がより高いことが1つの原因である。

振動数が振幅圧力の伝達に及ぼす影響を図 1-8 に示す。気道開口部における振幅圧が肺胞に伝達される割合は、高い振動数(図 1-8 例: 12 Hz)よりも低い振動数(図 1-8 例: 6 Hz)でより高くなる。重要なのは、高い振動数では、人工呼吸器に表示される絶対振幅圧は、気道開口部において必要とされる値よりも低くなる場合があるが、低振動数においては肺胞の絶対振幅圧は、実際には高くなる場合があるという点である。

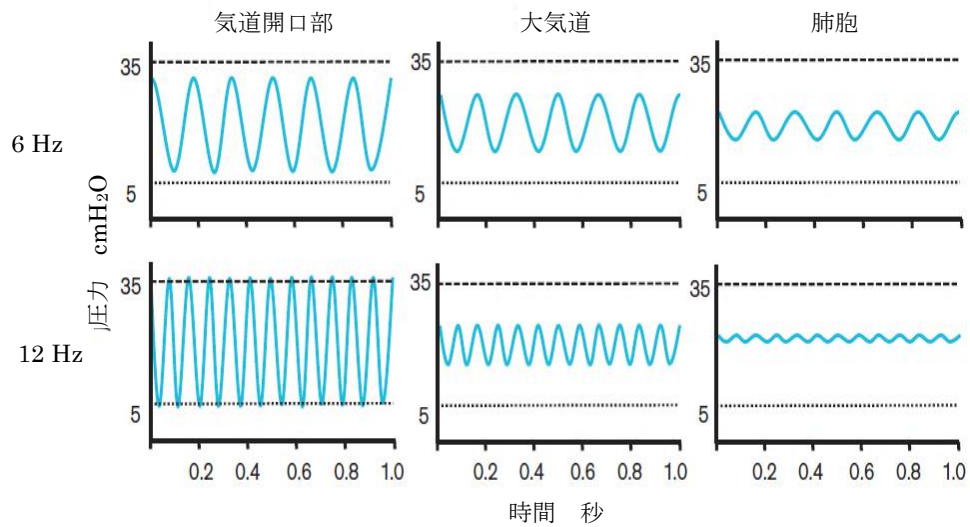


図 1-8 振動数が振幅圧力の伝達に及ぼす影響<sup>[9]</sup>

#### 1.4.4 HFOV の圧力減衰について換気力学と電気等価回路での考察

なぜ新生児では 15 Hz の換気回数で HFOV を使用するのか、HFOV 中の圧力減衰を換気力学と電気等価回路にて考察する。肺におけるガス交換(換気)は、

- ① 胸腔内圧(intrapleural pressure:  $P$ )
- ② 換気量(ventilation volume:  $V$ )
- ③ 換気速度( $=dV/dt$ )

を用いて物理的に解析できる。この 3 つを換気力学の 3 要素という。この 3 要素間の関係は以下の式で示される。

$$P = \frac{V}{C} + R \frac{dV}{dt} \quad \dots (1)$$

ここで  $C$  および  $R$  は、それぞれコンプライアンス(compliance)および気道抵抗(airway resistance)である。

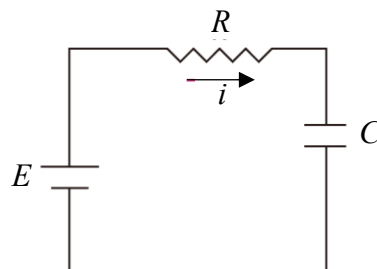


図 1-9 換気力学としての電気回路

電気容量( $C$ )のコンデンサと電気抵抗( $R$ )が電圧( $E$ )の電池と直列につながった図 1-9 のような回路において、コンデンサに蓄えられる電荷( $q$ )、抵抗を流れる電流 ( $i=dq/dt$ )は、以下のように表される。

$$E = \frac{q}{C} + R \frac{dq}{dt} \quad \dots (2)$$

上式(2)を換気力学の 3 要素の関係式(1)と対比させると、表 1-3 のような関係があることがわかる。

表 1-3 換気と電気回路の関係

	換気	電気回路
変化を起こさせる力	$P$ (胸腔内圧)	$E$ (電圧)
変化する量	$V$ (換気量)	$q$ (電荷)
変化する速度	$dV/dt$ (換気速度)	$dq/dt$ (抵抗を流れる電流)
変化に対する許容	$C$ (コンプライアンス)	$C$ (電気容量)
変化に対する抵抗	$R$ (気道抵抗)	$R$ (電気抵抗)

ここでコンデンサでの電圧を出力電圧とすると、図 1-9 の回路は入力時間の積分を出力する積分回路として規定できる。積分回路の図を図 1-10 に示す。

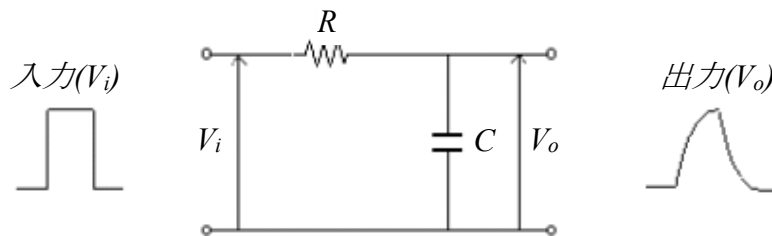


図 1-10 積分回路

積分回路の周波数特性としては、

① 低周波成分

低周波成分を入力するとコンデンサ( $C$ )のインピーダンスがほぼ $\infty$ に増加するため、出力のコンデンサ( $C$ )の出力電圧が大きくなる(抵抗( $R$ )のインピーダンスは一定でそれ程大きくないため)。

② 高周波成分

高周波成分を入力するとコンデンサ( $C$ )のインピーダンスがほぼ 0 に近くなるため、出力のコンデンサ( $C$ )の出力電圧は小さくなる(抵抗( $R$ )のインピーダンスがコンデンサ( $C$ )のインピーダンスに比べると大きくなるため)。

となる。積分回路の周波数特性のグラフを図 1-11 に示す。

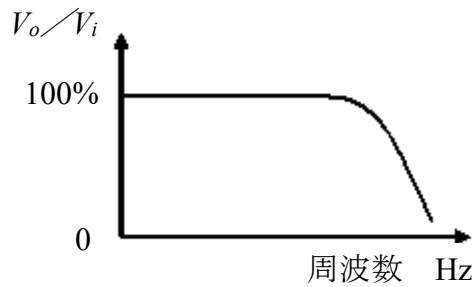


図 1-11 積分回路の周波数特性

高域遮断周波数を  $f_h$  と規定すると、

$$f_h = \frac{1}{2\pi\tau} = \frac{1}{2\pi CR} \quad \dots (3)$$

新生児の  $C=5 \text{ mL/cmH}_2\text{O}$ ,  $R=29 \text{ cmH}_2\text{O/L/s}$  のため<sup>[10][11]</sup>, 高域遮断周波数  $f_h$  は  $1.1 \text{ Hz}$  となる。

低周波は電圧(≡胸腔内圧)がそのまま出力され、高周波成分は減衰していく。高頻度振動換気の周波数の設定による胸腔内圧波形の応答の違いは、以上のことから換気力学として説明できる。

## 1.5 リニア振動アクチュエータ(LOA)

リニア振動アクチュエータ(LOA)は「電気入力によって、何の変換機構も用いずに可動体に直接、直線的な往復運動を与えるリニアアクチュエータ」と定義されている。このリニア振動アクチュエータは、以下に示す特徴を有しており<sup>[12]~[19]</sup>, これらの点からも、高頻度振動換気用人工呼吸器の駆動用アクチュエータとして最も適していると判断した。

- ①部品点数が少なく、構造が簡単である
- ②小型、軽量化が可能である。
- ③往復運動が変換機構なしで得られる。
- ④小変位の往復運動に適している。
- ⑤形状の柔軟性が大きく、高推力化が可能である。
- ⑥システムが簡単となり、信頼性が向上する。
- ⑦駆動・動作原理が簡単で、制御システムを単純にすることができる。

分類するにはいくつかの方法があるが、可動体が何であるかで考えてみると、現在までにコイル可動形、鉄心可動形、および永久磁石可動形の 3 種類に大別される。コイル可動形は、コイル(導体)を可動体としており、電流により推力を発生するため、慣性力は小さい。鉄心可動形は、鉄心(強磁性体)を、永久磁石(例えば希土類系やネオジ系)を可動形とし、磁気力により推力を得ており、大推力を発生することが可能である。反面、可動子の質量が大きいため、慣性力が大きくなる。

可動体を往復運動させる動作が必要な HFOV 用人工呼吸器用アクチュエータとしては、信頼性の問題などから鉄心可動形か永久磁石可動形を使用することが望ましい。

LOA の研究動向としては、電源から可動体を往復運動させるための仕組みとして、2 個の励磁コイルを交互に通電して動作させる方式が多く発表されている<sup>[20]~[44]</sup>。ただ 2 個の励磁コイルを用いる方式では、VCM と比較して十分な小型化を達成することが難しい。またバネ力を利用する方式が多く発表されているが<sup>[45]~[59]</sup>、往復運動の周波数がバネにより制限されるため、一定周波数の運転に限定される。しかし臨床では気道のコンプライアンス等に応じて周波数設定を可変させることも想定される。そのため可変周波数での運転が必要となり、バネを利用する周波数固定の方式を採用することはできない。本研究で提案する単巻線形 LOA は、1 個の励磁コイルの使用、さらにはバネも使用しないため、VCM より十分な小型化を達成し、さらには可変周波数での運転が可能である。HFOV 用人工呼吸器の在宅使用には小型化が要求されており、単巻線形 LOA で現行の VCM と同等以上の性能が実現できれば、在宅用の HFOV 用人工呼吸器の駆動用アクチュエータとして適している可能性がある。国内の単巻線形 LOA の応用状況<sup>[60]~[63]</sup>をみても、単巻線形 LOA では鉄心可動形、永久磁石可動形を使用している場合が多い。日本での生活家電における代表的な LOA の適用製品として、電気シェーバが挙げられる。シェーバ用の LOA は高速化だけではなく、小型化の面でも技術が進化している<sup>[12]</sup>。

医療・福祉分野への LOA の応用としては、小型でハイパワーを必要とする人工心臓用アクチュエータの開発として、武蔵工業大学(現東京都市大学)や東京電機大学、信州大学等で開発された LOA 駆動式補助人工心臓用アクチュエータが報告されている<sup>[64]~[80]</sup>。電気シェーバの LOA と、武蔵工業大学(現東京都市大学)で開発した補助人工心臓の LOA を図 1-12, 1-13 に示す。

このように、家電分野や、医療分野(心臓領域)での LOA は多く発表されているが、人工呼吸器の領域にて単巻線形 LOA を用いた方式の論文は存在しない。今後の人工呼吸器領域のモータ設計に革新をもたらすものと考えている。





## 1.6 ボイスコイルモータ(VCM)

現在臨床で使用している HFOV 用人工呼吸器ハミング V とハミング X はボイスコイルモータ(Voice coil motor: VCM)を採用している。VCM とは、フェライト磁石が作る磁界の中をコイルのみが往復運動するタイプのモータである。ラウドスピーカとまったく同じ原理で電気シグナルを機械運動に変換する。また、可動部が軽く、しかもダイレクトドライブであるため、一般のアクチュエータよりも高速で、かつ電気シグナルに合わせて運動することができる。ボイスコイルモータは、モータは磁石のエネルギー（磁場）を媒体として電気エネルギーを運動エネルギーに変換する機能を持ち、磁石の大半がこの用途に使用されている。モータは、可動部の構造により、大きく次の 2 種類に区別される。

- 1) 磁石が作る磁場の中でコイルのみが動くモータ  
(可動コイル[ムービングコイル]型)
- 2) ヨークとコイルが作る磁場の中で磁石が動くモータ  
(可動磁石型[ムービングマグネット]型)

VCM は、磁場中の導体に電流を流した時、フレミング左手の法則により力が発生するという動作原理を利用したものである。このとき、VCM が発生する力は、以下で与えられる。

$$F=B \cdot I \cdot L \quad \dots (4)$$

$F$  : 力 N

$B$  : 磁束密度 T

$I$  : 電流 A

$L$  : 磁場中のコイル線材長さ m

VCM の模式図を図 1-14 に示す。

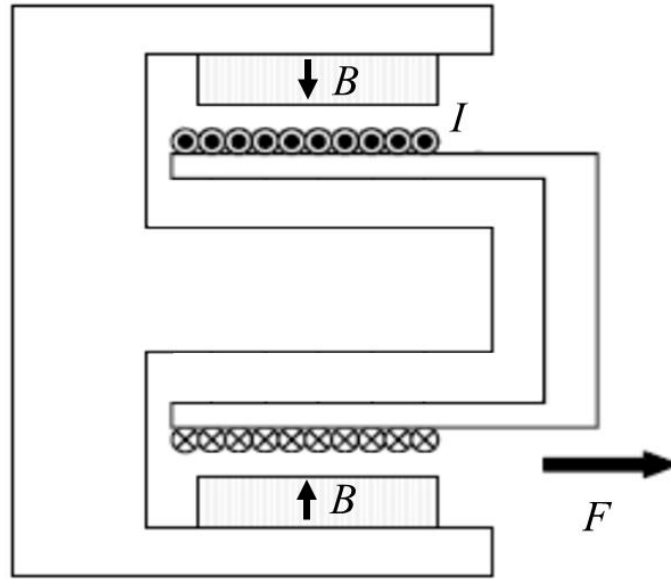


図 1-14 VCM 模式図

## 1.7 有限要素法による解析

静推力解析の測定方法として有限要素法(Finite Element Method: FEM)を使用する。有限要素法とは、微分方程式をある境界条件下で解く数値計算法の一つである。この有限要素法では、ある物質を要素と呼ばれる小さな多角形で分割する。そして、その要素を各要素に領域積分し、それらを足し合わせることで、複雑な物体全体を数学的な方程式に近似し解析する。この原理を用いることで複雑な物体でも解析することができる。要素における関数を足し合わせることによって、全体の領域を数学的な方程式にするという性質上、領域分割による要素数が多いほど、その解析精度を向上させることができる(図 1-15)。

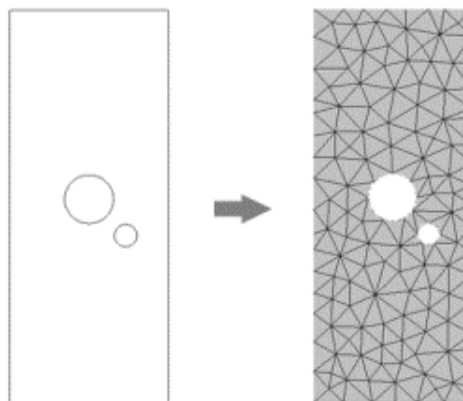


図 1-15 有限要素モデル

静推力特性の解析は、要素の重心の磁束密度分布を求め、以下に示すマクスウェルの応力の式により静推力を計算する。

$$F_x = \left(\frac{1}{\mu_0}\right) \iint B_x B_r d_x d_\theta \quad \dots (5)$$

ここで、 $F_x$ ：軸方向静推力 N

$B_x$ ：軸方向磁束密度 T

$B_r$ ：径方向磁束密度 T

## 1.8 研究目的

HFOV 用人工呼吸器の在宅用は発売されていない。現行の HFOV 用人工呼吸器は在宅での使用を想定した人工呼吸器としては大型であり、HFOV を使用できる在宅用人工呼吸器を開発するためには人工呼吸器自体の小型化が必須である。

本研究では HFOV 用人工呼吸器に使用され、多くの体積を占めているモータに着目した。現在臨床で使用されている HFOV 用人工呼吸器には VCM が使用されているが、1.5 節に示すような理由から単巻線形 LOA を応用して開発を行うこととした。

本研究で提案する単巻線形 LOA は、1 個の励磁コイルの使用、さらにはバネも使用しないため、VCM より十分な小型化を達成し、さらには可変周波数での運転が可能である。HFOV 用人工呼吸器の在宅使用には小型化が要求されており、単巻線形 LOA で現行の VCM と同等以上の性能が実現できれば、在宅用の HFOV 用人工呼吸器の駆動用アクチュエータとして適している可能性がある。単巻線形 LOA を用いて、HFOV 用人工呼吸器のモータの小型化を達成することが本研究の目的である。

## 1.9 本論文の構成

第 1 章では、人工呼吸器の原理や人工呼吸が及ぼす生体への影響、HFOV や LOA、ボイスコイルモータ(VCM)の原理、また研究目的について述べた。

第 2 章では、現在臨床で使用されている HFOV 用人工呼吸器である、VCM についてシミュレーションモデルを作成し、静推力特性や動推力特性のシミュレーションを実施した。また、静推力特性については実機を用いて値を比較し、解析の妥当性を検証した。

第 3 章では、単巻線形 LOA のシミュレーションモデルを作成し、動推力特性のシミュレーションを実施した。また、Mover と Stator のピッチ幅や Mover Magnet の高さ、ティース長さ等の各パラメータを変更することによって、単巻線形 LOA の

寸法を検討した。

第4章では、シミュレーションで得た知見をもとに、単巻線形 LOA にてピストン駆動が可能な試作機を設計・製作し、換気性能を評価することができるシステムを構築して動作検証を実施した。

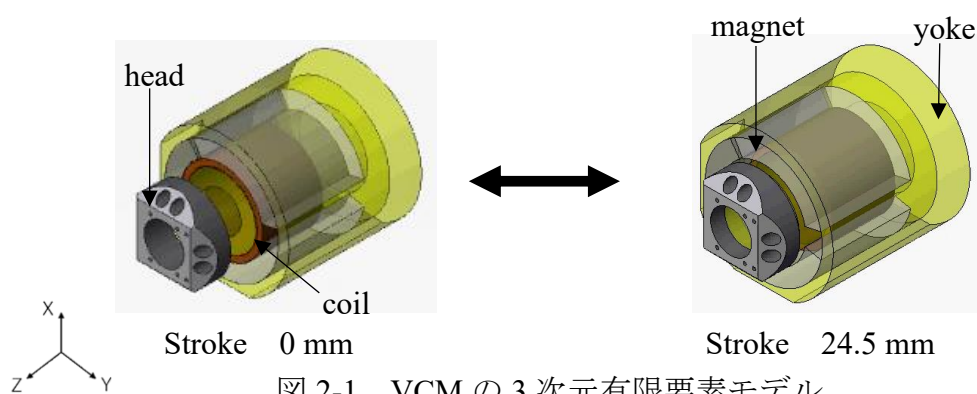
第5章では、第1章から第4章までの内容を総括し、本研究で得られた最終的な成果を要約した。

以上により、単巻線形 LOA により HFOV 用人工呼吸器のアクチュエータを小型化できる可能性について本論文で論じていく。

## 第2章 ボイスコイルモータ(VCM)の解析

### 2.1 3次元モデルの作成

現行の HFOV 用の人工呼吸器の VCM の特性を明らかにするために、電磁界解析ソフトウェアである JMAG-Designer Ver.19.1 を用いて HFOV 用人工呼吸器の VCM 3次元有限要素モデルを作成した。このモデルを使用し、メッシュモデル作成の後に磁気ベクトルポテンシャルを用いた有限要素法にてローレンツ力のシミュレーションを行った。また各直流電流値での静推力特性を解析し、推力定数を算出した。解析したメッシュは要素数 8,172,652、接点 1,519,190 であり、メッシュ間距離は gap 0.5 mm, surface 0.5 mm, 他は 1 mm で解析を実施した。作成した3次元有限要素モデルを図 2-1, 図 2-2 に、機械的仕様、電気的仕様を表 2-1, 表 2-2 に示す。



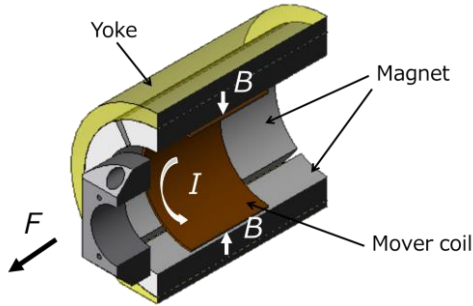


図 2-2 VCM の 3 次元有限要素カットモデル

表 2-2 VCM 電氣的仕様

項目	数値	単位
コイル巻き数	165	turn
Stroke	24.5	mm
ギャップ	0.5	mm

表 2-1 VCM 機械的仕様

項目		数値	単位
Stator(Yoke)	寸法	φ127×125	mm
	材料	SS400	
Stator(Magnet)	厚さ	15	mm
	材料	Ferrite( $BH_{max}27.0\sim30.2$ )	$\text{kJ/m}^3$
Mover(Coil)	寸法	φ74×112	mm
	材料	Copper	

## 2.2 円筒座標法による 2 次元モデルの作成

VCM の 3 次元有限要素モデルを作成することができたが、計算コストが高く解析に時間を要した。そこで VCM の構造は円筒状であるため、円筒座標法の軸対称 2 次元モデルを新たに作成した。解析方法は 3 次元モデルと同様メッシュモデル作成の後に磁気ベクトルポテンシャルを用いた有限要素法にてローレンツ力のシミュレーションを行った。また各直流電流値での静推力特性を解析し、推力定数を算出した。解析したメッシュは要素数 182,383、接点 92,351 であり、メッシュ間距離は gap 0.5 mm, surface 0.5 mm, 他は 1 mm で解析を実施した。作成した 2 次元モデルを図 2-3, 図 2-4, 図 2-5 に示す。

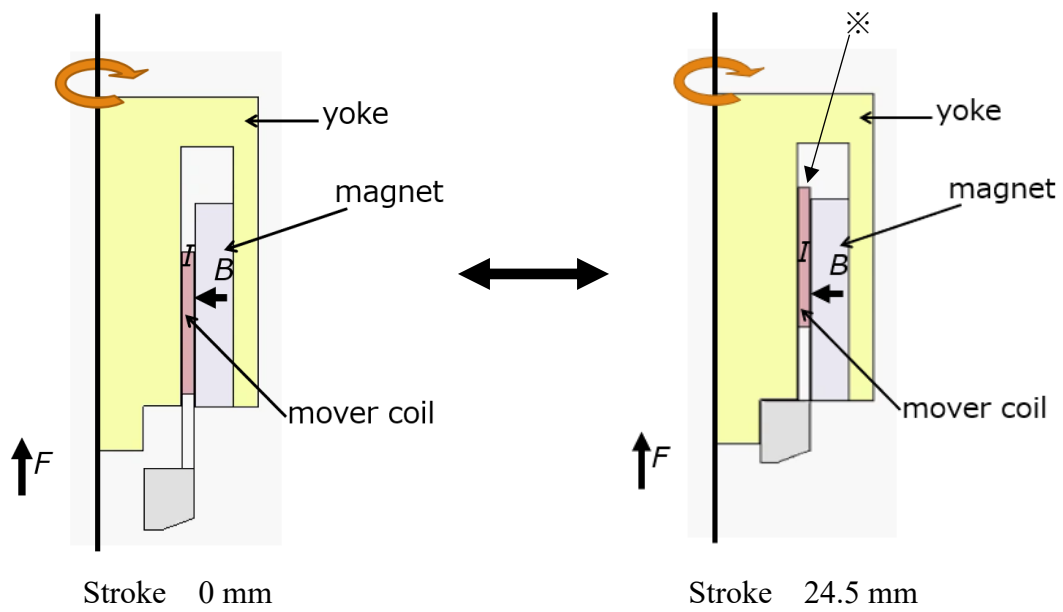


図 2-3 VCM 軸対称 2 次元モデル

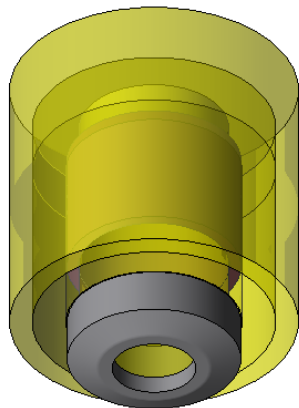


図 2-4 VCM 2 次元モデルの 3 次元再現図

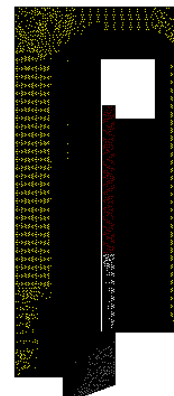


図 2-5 VCM 2 次元メッシュモデル

## 2.3 実機を用いた HFOV 用人工呼吸器の静推力測定

HFOV 用人工呼吸器ハミング V の実機を用いて、実測によりその妥当性を検証した。実機のボイスコイルモータの回路上に直流安定化電源を接続。各電流値でのコイルの反発力をロードセルで測定し、静推力とした。ロードセルは LUR-A-KNSA1(株協和電業製)を使用、各直流電流値での静推力を測定し、推力定数を算出した。静推力の実測定の実験概要を図 2-6 に示す。

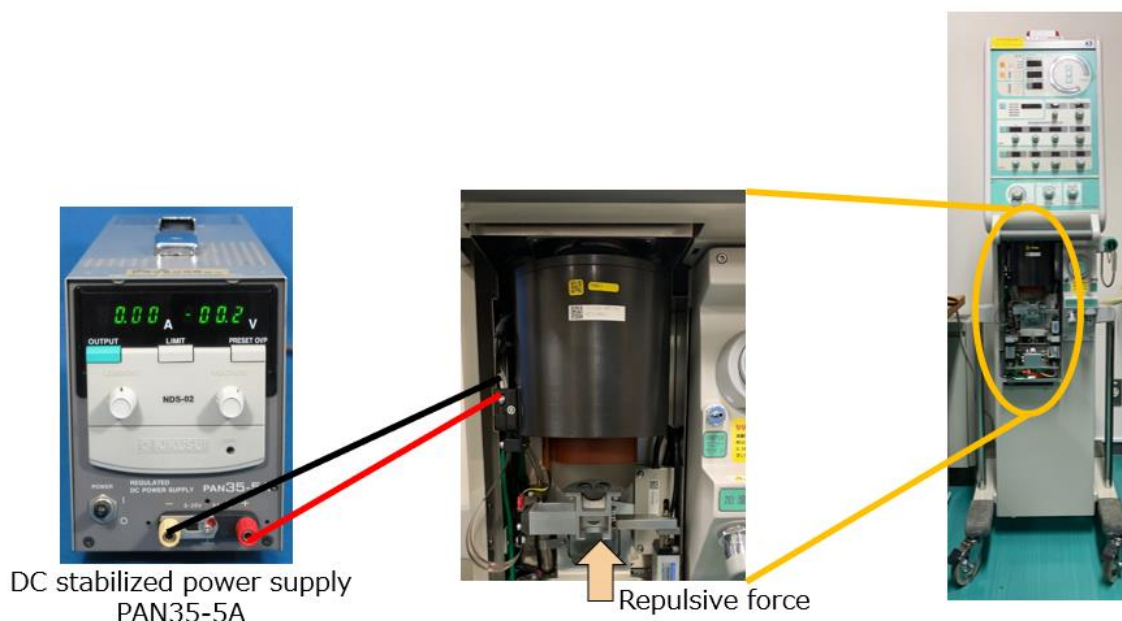


図 2-6 実機を用いた HFOV 用人工呼吸器の静推力測定

## 2.4 シミュレーションモデルと実測定での推力定数の比較

VCM の 3 次元シミュレーションモデル、軸対称 2 次元シミュレーションモデルと実機の VCM の静推力特性のグラフを図 2-7 に示す。3 次元シミュレーションモデルは推力定数  $9.9 \text{ N/A}$ 、実測の推力定数  $10.0 \text{ N/A}$  と静推力特性のグラフはほぼ一致し、解析の妥当性がある程度得られたと判断した。軸対称 2 次元シミュレーションモデルの推力定数は  $11.6 \text{ N/A}$  と実測より大きい値となったが、このモデルはマグネット間のスリットを無視しており、静推力がある程度大きくなることを想定していたため、これも妥当性のある結果と考えることができる。



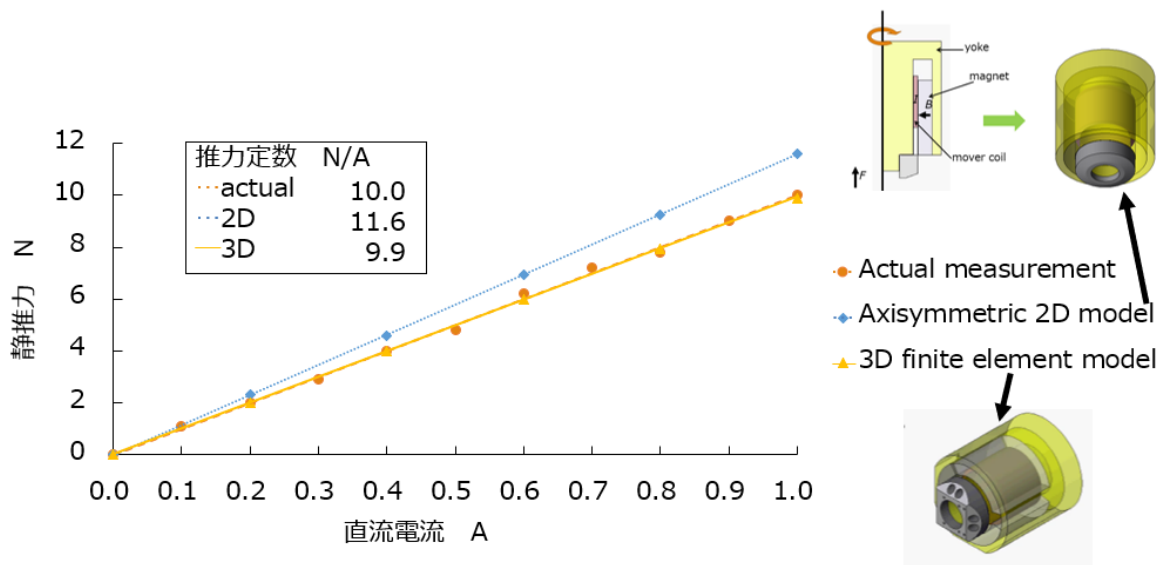


図 2-7 VCM シミュレーションモデルと実測定での推力定数の比較

## 2.5 ボイスコイルモータの動推力特性

VCM のシミュレーションモデルを用いて 15 Hz の正弦波電流 1 周期を流した際の動推力特性を計算した。正弦波入力電流の振幅値は HFOV 用人工呼吸器実機の 1 回換気量(stroke volume: SV)設定 10~60 mL に対応するデジタルマルチメータの電流値を元に規定した。SV 設定と電流振幅値の関係を表 2-3 に、入力電流測定概要を図 2-8 に示す。3 次元モデルは計算コストが大きく莫大な時間がかかるため、軸対称 2 次元モデルを用いて解析を実施した。VCM の運動方程式は、上向きを正とすると、以下のように表すことができる。

$$m\ddot{x} = F = BIL - mg \quad \dots (6)$$

$F$ : 力 N

$B$ : 磁束密度 T

$I$ : 電流 A

$L$ : 磁場中のコイル線材長さ m

$m$ : Mover の質量 kg

$g$ : 重力加速度  $m/s^2$

$x$ : Mover の変位 mm

コイルの移動距離による動推力特性を図 2-9 と図 2-10 に、経過時間による動推力特性を図 2-11 に示す。最大振幅 9.3 A の設定で最大 100 N を超える推力が出ることを示された。正と負の最大値が異なる理由としては、コイルの動きによってコイルとマグネットの近接する部分の面積に差があることが原因と考えられる。(図 2-3※参照)

VCM の動推力特性をシミュレーションすることができたため、この動推力特性を目標として小型化を目標とした LOA を開発する。

表 2-3 1 回換気量設定と電流振幅値の関係

SV mL		0.0	10.0	20.0	30.0	40.0	50.0	60.0
I A	実効値	0.0	0.5	1.0	1.7	3.2	5.2	6.6
	最大振幅	0.0	0.7	1.4	2.4	4.5	7.4	9.3



図 2-8 電流測定方法

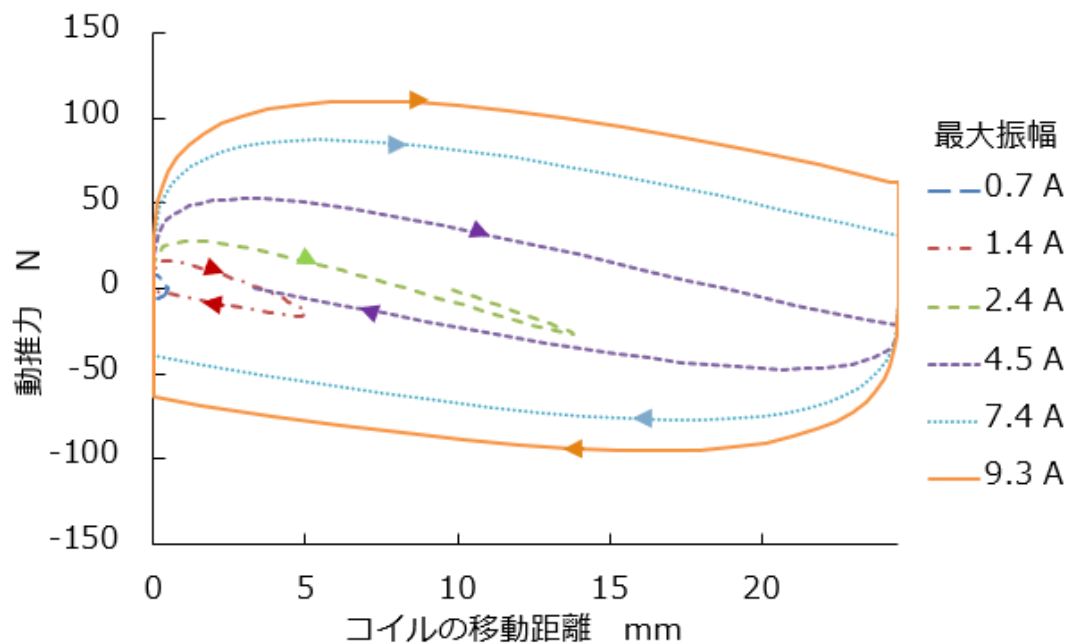


図 2-9 各電流値における VCM の移動距離による動推力特性

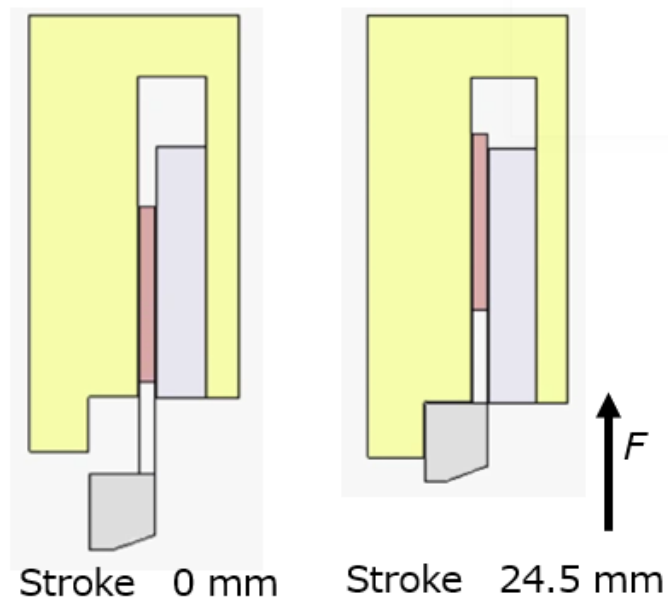


図 2-10 VCM 2次元軸対称モデルの Stroke 位置

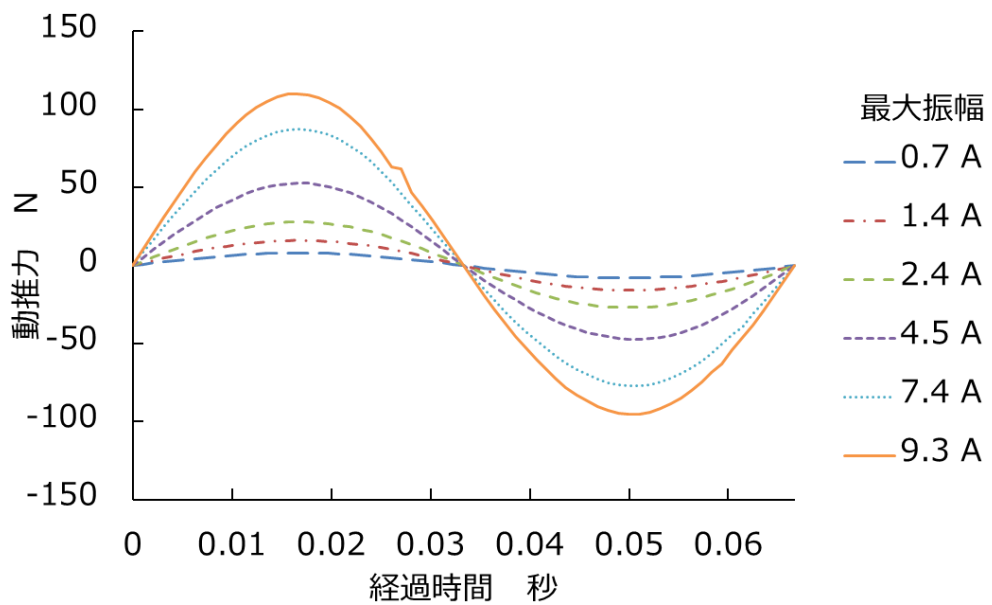


図 2-11 各電流値における VCM の到達時間による動推力特性

## 第3章 リニア振動アクチュエータ(LOA)の開発

### 3.1 LOA シミュレーションモデルの作成

LOAにおいて、電源から可動体を往復運動させるためには、2個の励磁コイルを交互に通電し、動作させる方式が一般的である。この方式に対し、1個の励磁コイルとバネ力を利用した方式も存在するが、往復運動の周波数がバネにより制限されるため、一定周波数の運転に限定される。しかし、臨床では気道のコンプライアンス等に応じて周波数設定を可変させることも想定される。そのため可変周波数での運転が必要となり、バネを利用する周波数固定の方式を採用することはできない。

また本研究ではモータの小型化が目標のため、2個の励磁コイルによる方式を採用せず、1個の励磁コイルにより可動体の往復運動が可能で、両方向に同一の推力を発生させる機構である、単巻線形 LOA にて開発を行うこととした。本稿で提案する単巻線形 LOA は、1個の励磁コイルの使用、さらにはバネも使用しないため、VCM より十分な小型化を達成し、さらには可変周波数での運転が可能である。

HFOV 用人工呼吸器の在宅使用には小型化が要求されており、単巻線形 LOA で現行の VCM と同等以上の性能が実現できれば、在宅用の HFOV 用人工呼吸器の駆動用アクチュエータとして適している可能性がある。

武蔵工業大学(現東京都市大学)で開発された LOA 駆動式補助人工心臓用アクチュエータの報告<sup>[1]</sup>を基に、VCM と同様、電磁界解析用ソフトウェア JMAG を使用し、HFOV 用人工呼吸器の LOA シミュレーションモデルを作成した。この LOA は、単巻線の Coil および Core(Stator)からなる Stator と、Magnet および Core(Mover)からなる Mover とで構成されている。Stator は Core(Stator)が Coil を包み込む構造となっており、Mover は軸方向に着磁された2個の Magnet を、3個の Core(Mover)で挟み込む構造となっている。同極どうし相対する方向に着磁された Magnet と Core(Mover)により、3極構造(N極-S極-N極)の Mover を構成しており、中心に対して軸方向に対称な構造になっている。Mover を対称な構造とすることで、Mover を往復運動させたとき、往復両方向に同一の推力を発生させることが可能になる。

以上のような構造とすることで、単巻線の Coil に流す電流の方向を切り換えるだけで、Mover を往復運動させることができる。Stator の Coil へ上から見て反時計回りに電流を流せば Mover は下側で安定し、時計回りに電流を流せば Mover は上側へ動作する。電流の切り換えによる Core(Stator)の励磁磁極と、Magnet の吸引力による引き止め力(ディテント推力)を有効に利用することで、簡単な単巻線形の構造で往復運動を可能にしている。運動方程式は、上向きを正とすると、以下のよう

$$m\ddot{x}=F=F_{LOA}-mg \quad \dots (7)$$

$F$ : 力 N

$F_{LOA}$ : 電磁力 BIL および磁気力を含めた力 N

$B$ : 磁束密度 T

$I$ : 電流 A

$L$ : 磁場中のコイル線材長さ m

$m$ : Mover の質量 kg

$g$ : 重力加速度  $m/s^2$

$x$ : Mover の変位 mm

単巻線形 LOA の最終的な設計目標としては、現行の HFOV 用人工呼吸器に搭載することを考慮し、VCM の動推力特性のシミュレーション結果より、表 3-1 に示すように設定した。

表 3-1 LOA の設計目標

項目	数値
入力電流	正弦波(最大振幅 9.3 A)
駆動周波数	15 Hz
Stroke	0～上限 24.5 mm
最大動推力	100 N 以上

Magnet は Nd-Fe-B を採用し、VCM の最大 Stroke 24.5 mm を満たす最小の寸法として LOA の Mover の高さ(24.5 mm×2=49 mm)を決定した。また、LOA 全体の直径は VCM と同じく φ127 mm に設定し、コイル断面の占積率 60%以下となるように最大コイル巻き数を設定した。作成した単巻線形 LOA モデル図 3-1 を、軸対称 2次元モデル図 3-2 に変換し、有限要素法にて動推力特性のシミュレーションを行った。LOA の機械的仕様、電氣的仕様を表 3-2、表 3-3 に示す。また、単巻線形 LOA の断面図を用いた動作原理を図 3-3 にて説明する。

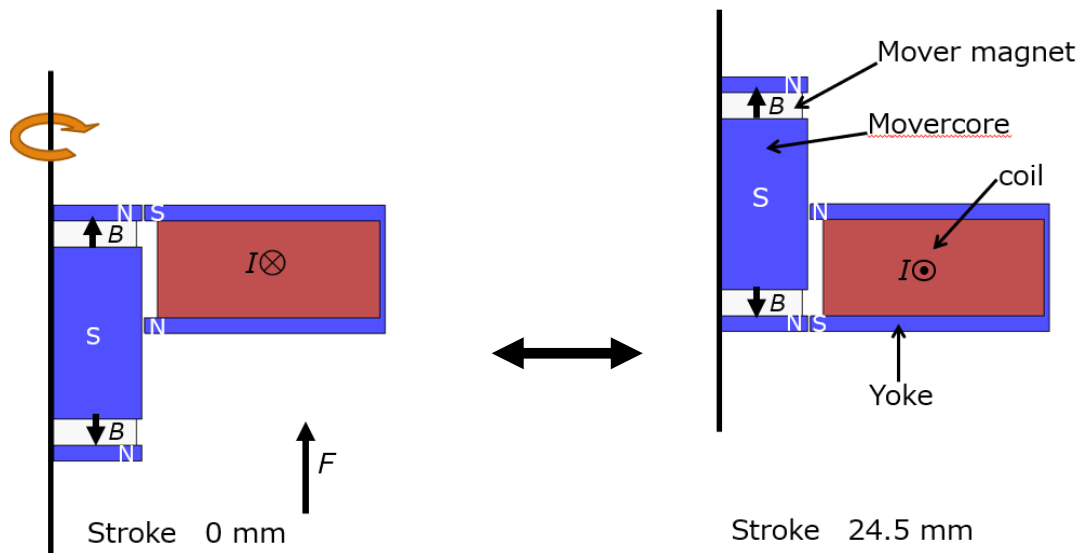


図 3-2 LOA 初期設計の軸対称 2 次元モデル

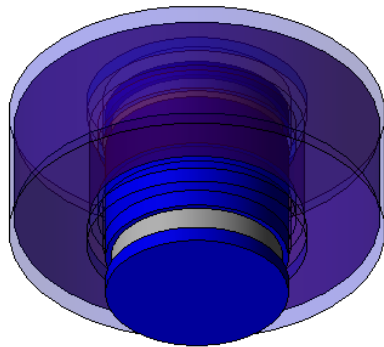


図 3-1 LOA 初期設計の 3 次元図

表 3-2 LOA 電気的仕様

項目	数値	単位
Coil 巻き数	665 turns	
Stroke	24.5 mm	
ギャップ	0.5 mm	

表 3-3 LOA 機械的仕様

項目		数値	単位
Stator (Yoke)	寸法	$\phi 127 \times 24.5$ mm	
	材料	SS400	
Stator (Coil)	寸法	$\phi 126 \times 22.5$ mm	
	材料	Copper	
Mover (Magnet)	寸法	$\phi 74 \times 112$ mm	
	材料	Nd-Fe-B+SS400 ( $BH_{max} 310 \sim 351$ kJ/m <sup>3</sup> )	

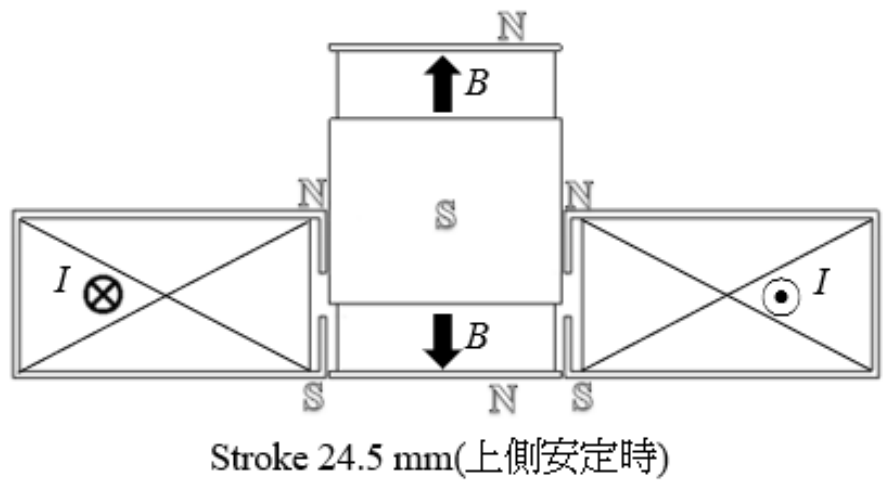
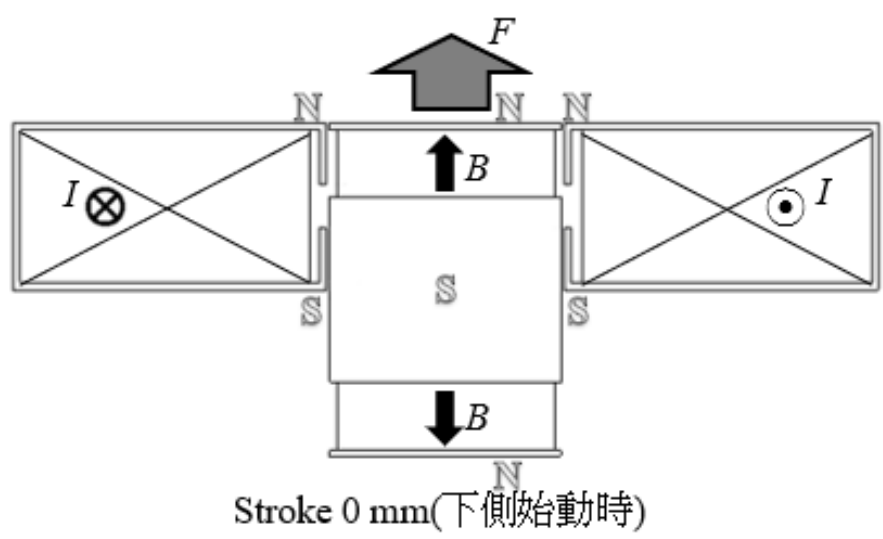
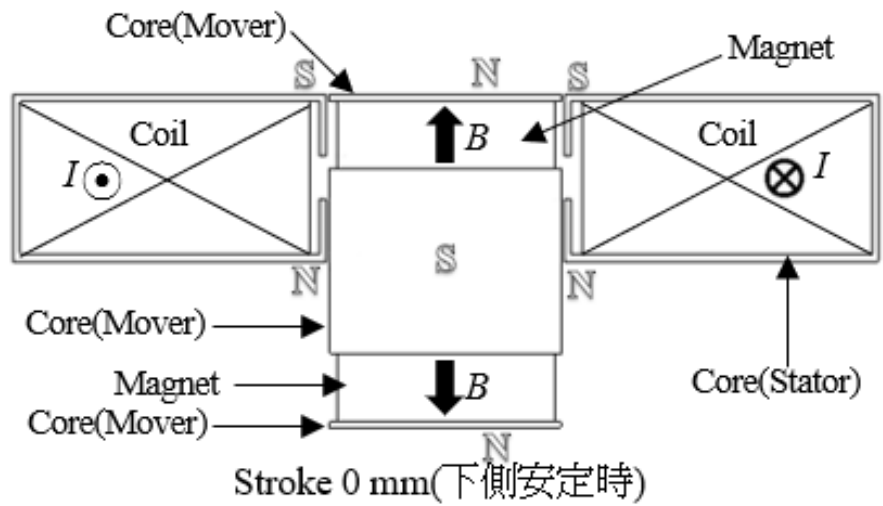


図 3-3 LOA の断面図を用いた動作原理

## 3.2 LOA シミュレーションモデルの境界(限界)条件

### 3.2.1 大きさによる限界

VCM の Stator の寸法は  $\phi 127$  mm×高さ 125 mm, Mover の寸法は  $\phi 74$  mm×高さ 112 mm である。開発する LOA はできうる限りの小型化をめざしているため, VCM の寸法よりも確実に小さくしなければならない。また Stator と Mover が重なるなどして, Mover の往復運動を阻害することのないように設計しなければならない。

### 3.2.2 コイル巻き数による限界

コイル断面積の占積率を増やす(コイルの巻き数を多くする)方が LOA の起磁力は増加するが, 一般的な円形コイルの手巻きにおける物理的限界が占積率 60%とされている。よって, 今回のシミュレーションではコイル断面積の最大占積率である 60%でシミュレーションを実施する。近年は角型コイルが発売されており占積率を上げることも可能だが, 本研究では使用しないこととする。

### 3.2.3 Stroke による限界

臨床で使用されている HFOV 用人工呼吸器の VCM は, 往復運動の最大 Stroke が 24.5 mm である。今回開発する LOA は現在臨床で使用されている HFOV 用人工呼吸器の VCM と載せ替えることも考慮しているため, 最大 Stroke 24.5 mm で固定する。

### 3.2.4 コイルの励磁電流による限界

電磁現象を取り扱う際には発生する熱に対しても考慮しなければならない。一般的なコイルの自然空冷の限界値は  $10$  A/mm<sup>2</sup> 以下, 風冷(強制空冷)の限界値は  $10\sim 20$  A/mm<sup>2</sup> とされている。VCM と同じく LOA の巻き線コイルは  $\phi 0.95$  mm を使用すると, 自然空冷の場合は  $7.08$  A 以下, 風冷(強制空冷)の場合は  $14.17$  A 以下にしなければならない。

しかし今回開発する LOA は現在臨床で使用されている HFOV 用人工呼吸器の VCM と載せ替えることも考慮しているため, シミュレーションでは VCM と同じである最大振幅  $0$  A $\sim 9.3$  A の範囲(表 2-3 参照)で LOA の入力電流を規定する。これは風冷(強制空冷)の範囲内となり自然空冷の限界値を超えることとなるが, HFOV 用人工呼吸器のモータ近くにはファンが付属しており, 風冷(強制空冷)となっているのでこれは問題のない範囲である。



### 3.3 LOA 初期設計の動推力特性

LOA 初期設計の動推力特性をシミュレーションすると、図 3-3、図 3-4 に示す通り、ピークとしては VCM の動推力を大きく超えたが、移動距離による動推力特性の波形は安定せず、しかも到達時間による動推力特性は 2 峰性の波形となってしまった。今後はこの LOA 初期設計をベースとして各パラメータを変更し、VCM と近似した動推力特性が得られるようにさらなる設計を重ねていく。

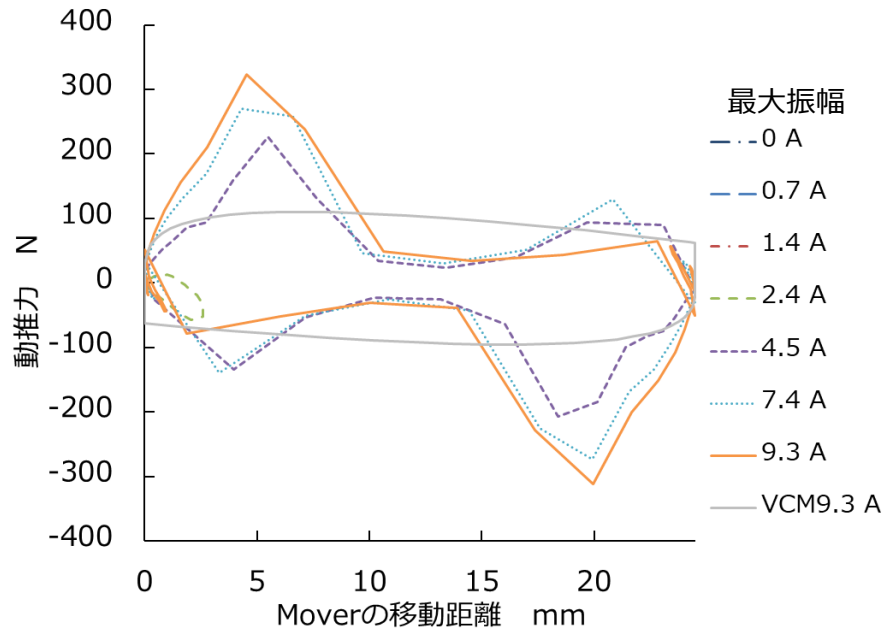


図 3-3 各電流値における LOA 初期設計の移動距離による動推力特性

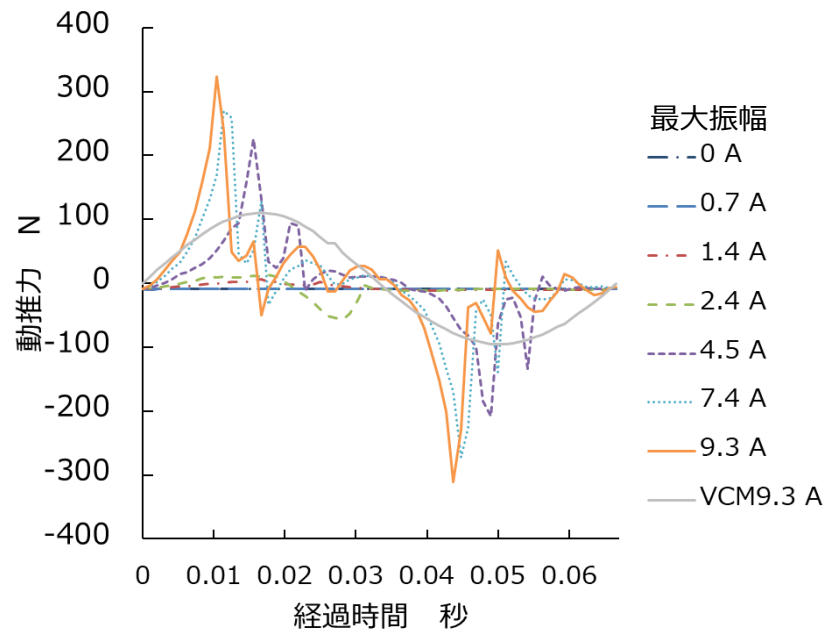


図 3-4 各電流値における LOA 初期設計の到達時間による動推力特性

次は LOA の動作原理，および推力発生原理から，以下に示す部分の寸法諸量をパラメータに選定し，磁界解析を行う。構造に起因するパラメータは多数存在するが，HFOV 用人工呼吸器のアクチュエータとして影響が大きいと考えられる 4 つをパラメータとして選定した(図 3-5)。

- ① Movercore, Statorのピッチ幅 $d$
- ② Mover magnetの高さ $w$
- ③ Nd-Fe-Bの素材の変化
- ④ Statorのテース長さ $a$

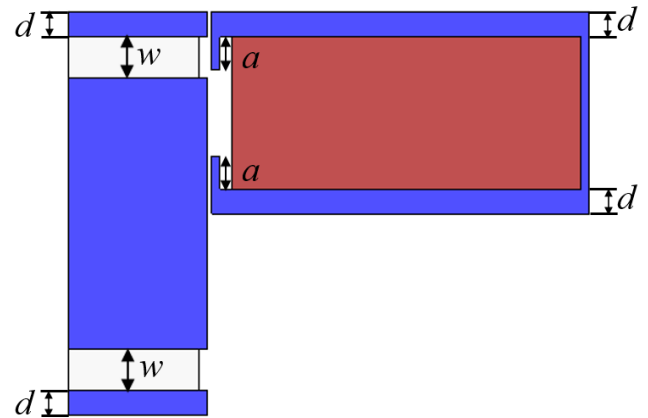


図 3-5 LOA の各パラメータ

### 3.4 Mover, Stator のピッチ幅 $d$ の変化による動推力特性

Mover の高さが 49 mm，Stator の高さ 24.5 mm 固定のまま，それぞれのピッチ幅  $d$  を変更した。ピッチ幅を太くするとコイルの断面積が縮小してしまうため，それぞれコイルの断面積の占積率 60%となるようにコイル巻き数を調整した。この軸対称 2 次元モデルを使用し，メッシュモデル作成の後に磁気ベクトルポテンシャルを用いた有限要素法にて，15 Hz 正弦波電流 1 周期(最大振幅 9.3 A)を入力した際の動推力特性のシミュレーションを行った。結果を図 3-7，図 3-8 に示す。ピッチ幅が 1 mm の場合の方が動推力値の安定が得られたため，ピッチ幅 1 mm を採用した。LOA ピッチ幅  $d$  の変化とコイル巻き数の対応図を図 3-4 に示す。

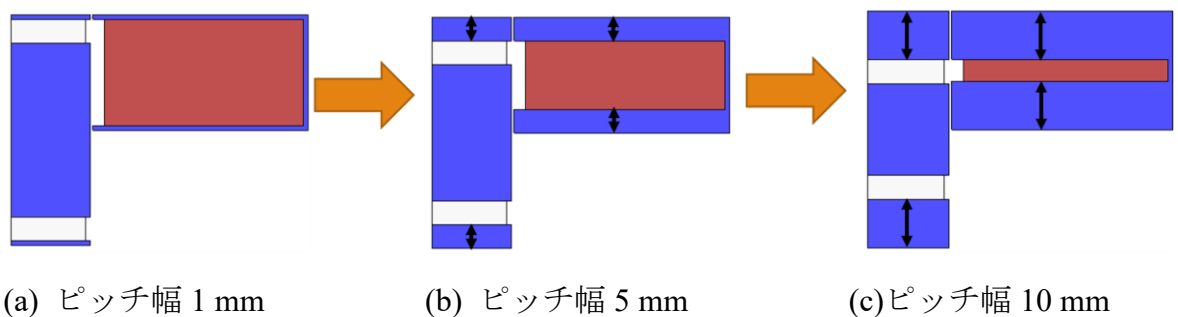


図 3-6 LOA ピッチ幅変更図

表 3-4 LOA ピッチ幅とコイル巻き数の関係

ピッチ幅 mm	1	3	5	10
Coil 巻き数 turn	809	665	521	161

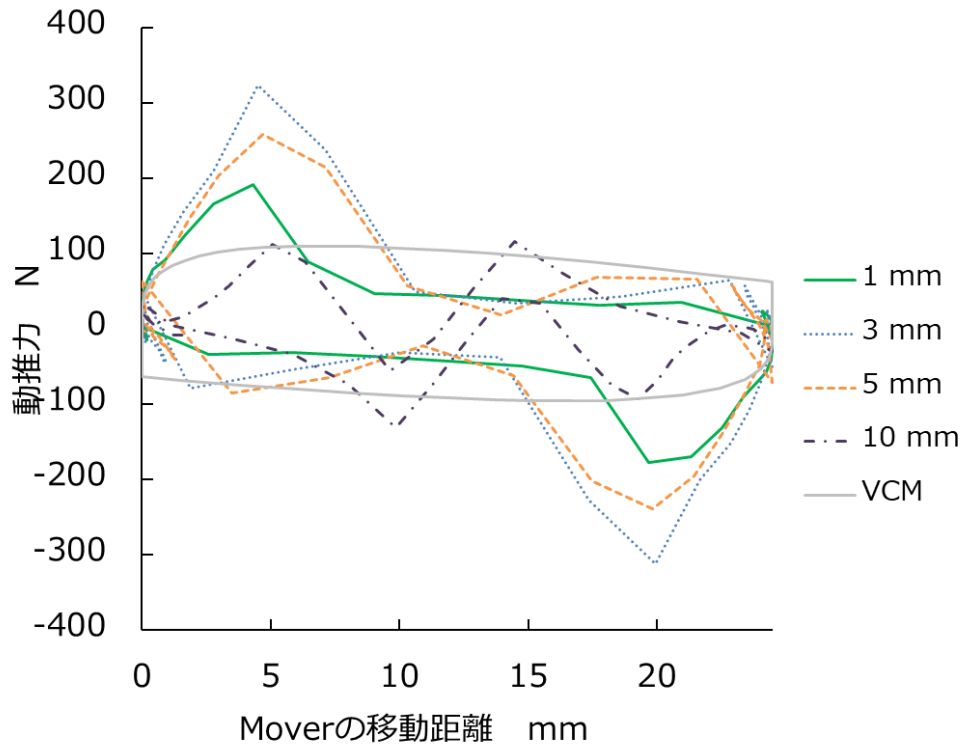


図 3-7 各ピッチ幅  $d$  おける LOA の移動距離による動推力特性

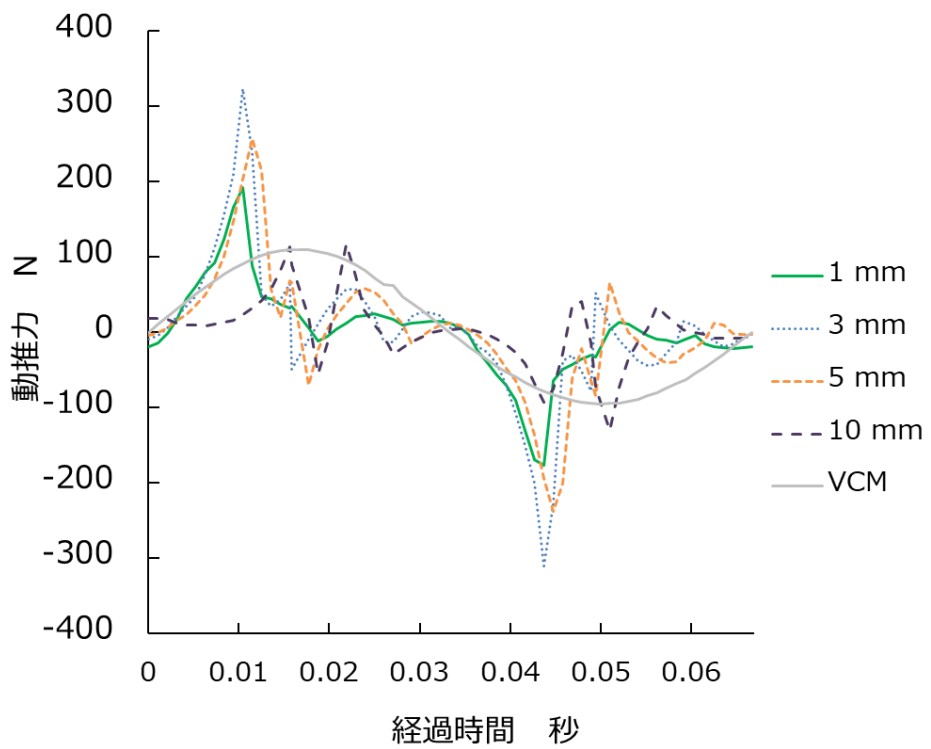


図 3-8 各ピッチ幅  $d$  における LOA の到達時間による動推力特性

ピッチ幅  $d$  の変化における LOA の最大動推力の変化のグラフを図 3-9 に示す。このシミュレーション結果のグラフより、ピッチ幅  $d$  が 3 mm まではピッチ幅  $d$  を上げるにつれて最大動推力が上昇する結果となったが、ピッチ幅  $d$  が 3 mm を超えてからはコイルの断面積が減少したことにより LOA の起磁力が減少し、最大動推力は減少していくという結果を確認することができた。

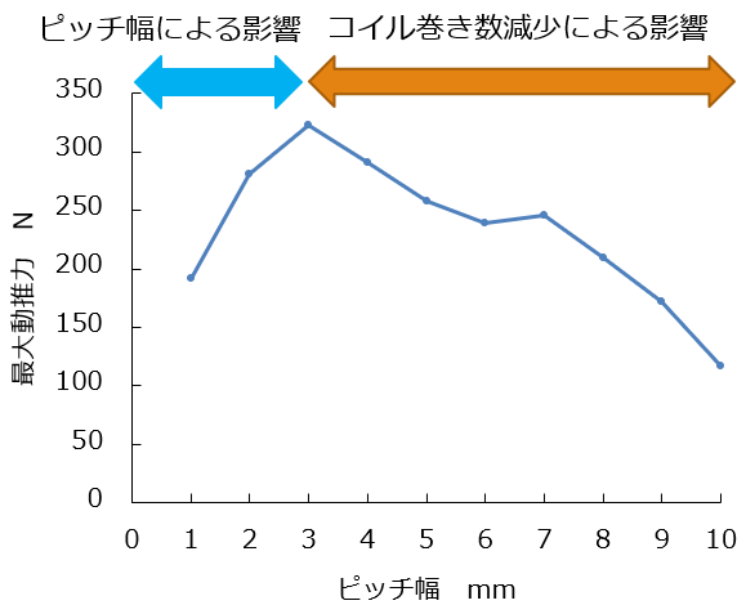


図 3-9 ピッチ幅  $d$  の変化における LOA の最大動推力

### 3.5 Mover magnet の高さ $w$ の変化による動推力特性

Mover の高さが 49 mm 固定のまま、Mover magnet の高さ  $w$  を変更し、動推力特性のシミュレーションを行った。Mover magnet の高さ  $w$  の変更図を図 3-10 に、結果を図 3-11、図 3-12 に示す。マグネットの高さによって動推力のピークが右方シフトする結果となった。次の 3.6 に示すティース長さの影響も考慮し、マグネット高さは 10 mm を採用した。

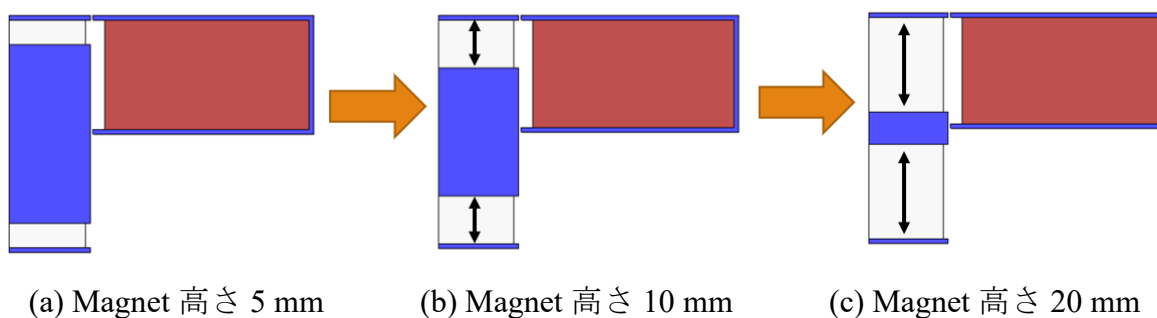


図 3-10 Mover magnet 高さ  $w$  の変更図

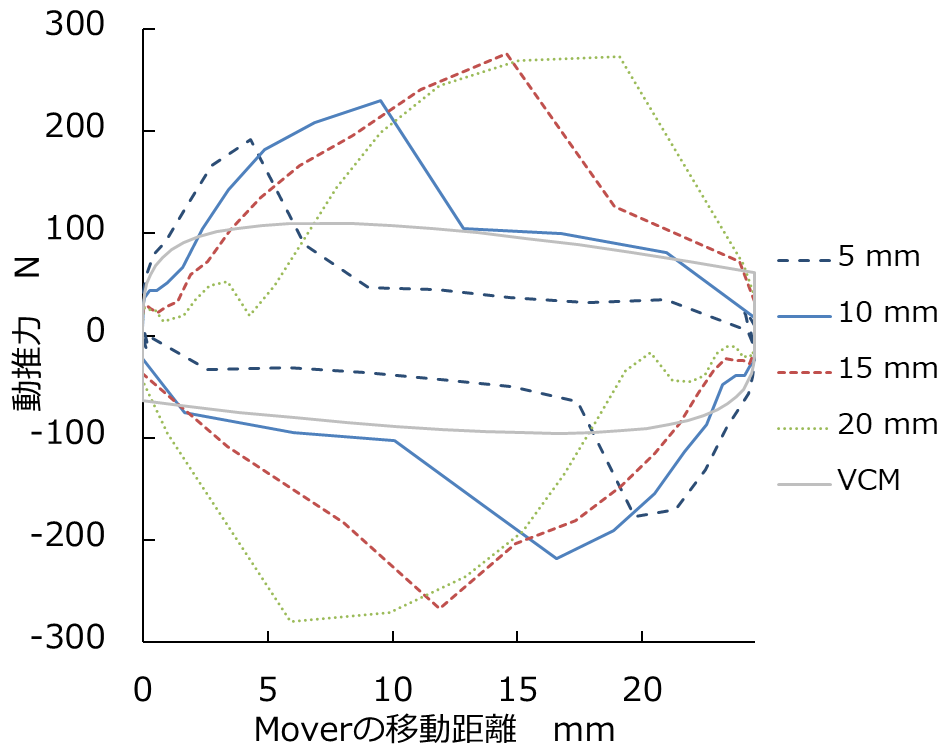


図 3-11 各マグネット幅  $w$  における LOA の移動距離による動推力特性

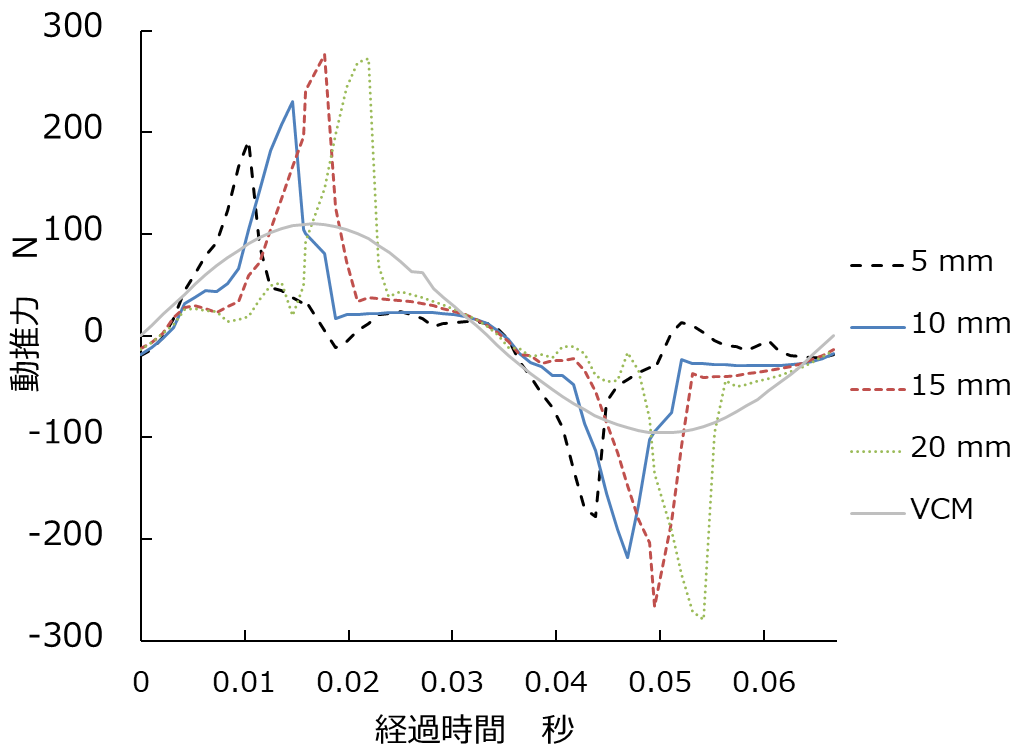


図 3-12 各マグネット幅  $w$  における LOA の到達時間による動推力特性

### 3.6 Nd-Fe-B の素材の変化による動推力特性

ピッチ幅 1 mm, マグネット高さ 10 mm の条件下で Nd-Fe-B の素材を変更し, 動推力特性のシミュレーションを行った。Nd-Fe-B の素材と最大エネルギー積の関係を表 3-5 に, 結果を図 3-13 に示す。図 3-13 より, 30 N 程度の誤差範囲はあるが, Nd-Fe-B のエネルギー積の違いによる動推力特性の変化はわずかであり, 大きな特性の違いはないことが示された。最後に動推力値の微調整ができるよう, 最大エネルギー積が中間の値である NMX-44 を採用した。

表 3-5 マグネットの種類とエネルギー積の関係

	マグネット種類	最大エネルギー積 $BH_{max}$ kJ/m <sup>3</sup>		マグネット種類	最大エネルギー積 $BH_{max}$ kJ/m <sup>3</sup>
1	NMX-34EH	238~279	21	NMX-K33ER	230~279
2	NMX-36EH	262~303	22	NMX-K33SR	230~279
3	NMX-37F	278~319	23	NMX-K35CR	246~295
4	NMX-37SH	262~303	24	NMX-K35ER	246~295
5	NMX-38PF	254~303	25	NMX-K35SR	246~295
6	NMX-39EH	278~319	26	NMX-K38R	278~327
7	NMX-40CH	294~335	27	NMX-K38SR	270~319
8	NMX-41CH	294~335	28	NMX-K40CR	295~343
9	NMX-41SH	294~335	29	NMX-K40R	295~334
10	NMX-42BH	302~343	30	NMX-K42R	310~351
11	NMX-42F	302~343	31	NMX-S38EH	270~310
12	NMX-42PF	294~343	32	NMX-S38F	270~310
13	NMX-43F	310~351	33	NMX-S41EH	294~334
14	NMX-43SH	302~343	34	NMX-S41F	294~334
15	NMX-44	310~351	35	NMX-S45F	326~366
16	NMX-44CH	326~367	36	NMX-S45SH	326~366
17	NMX-46CH	334~375	37	NMX-S49CH	358~397
18	NMX-46F	334~382	38	NMX-S49F	358~397
19	NMX-48BH	350~390	39	NMX-S50BH	374~405
20	NMX-K30ER	207~239	40	NMX-S52	388~422

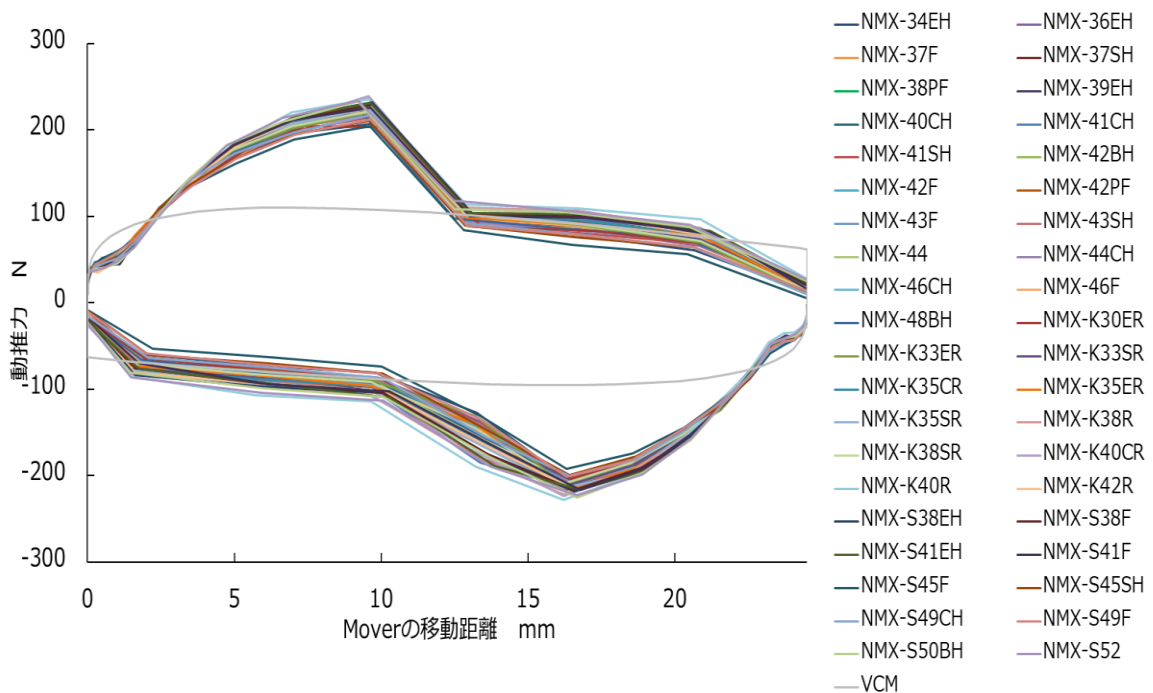


図 3-13 Nd-Fe-B の素材の変化による動推力特性

### 3.7 Stator のティース長さ $a$ の変化による動推力特性

ピッチ幅 1 mm, マグネット高さ 10 mm の条件下でティース長さ  $a$  を変更し, 動推力特性のシミュレーションを行った。ティース長さ  $a$  の変化を図 3-14 に, 結果を図 3-15, 図 3-16 に示す。ティースの長さを伸ばすことによりピーク値の減少が確認できた。より移動距離による動推力が平坦となる 8 mm を採用した。

なお, ティースの厚さは 1 mm と 2 mm でシミュレーションを実施したが, 動推力特性に変化は見られず, ティースの厚さは 1 mm を採用した。

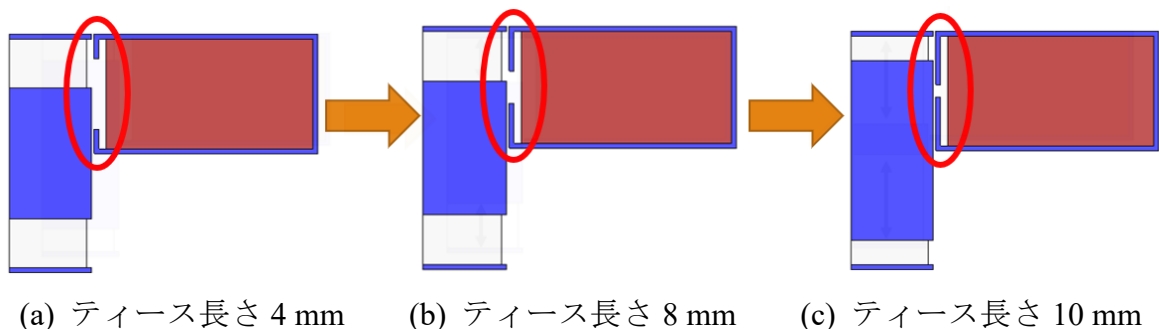


図 3-14 Stator のティース長さ  $a$  の変更図

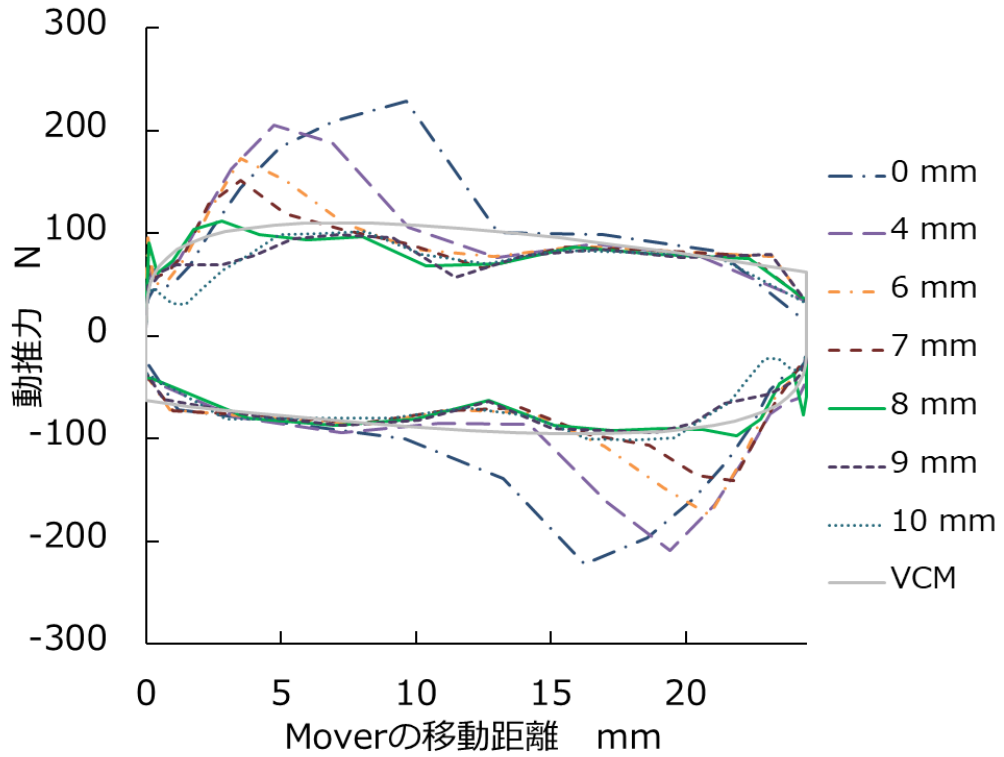


図 3-15 各ティース長さ  $a$  における LOA の移動距離による動推力特性

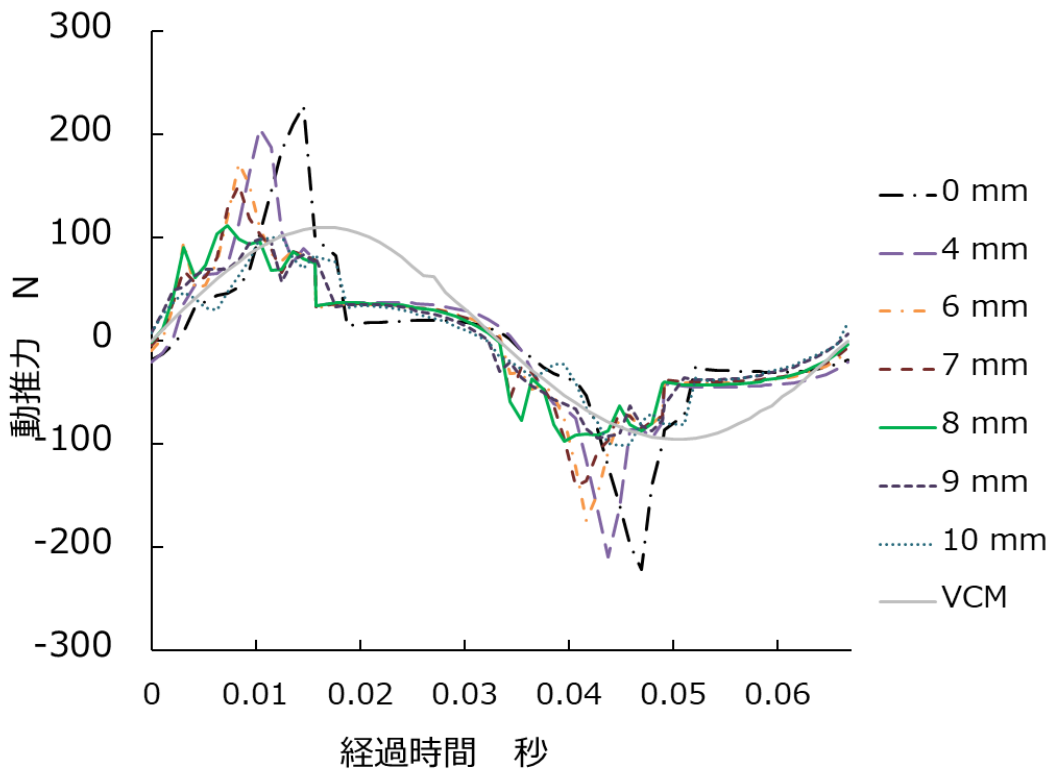


図 3-16 各ティース長さ  $a$  における LOA の経過時間による動推力特性



### 3.8 単巻線形 LOA モデルの各電流値による動推力特性

採用した3つのパラメータを用いて決定した単巻線形 LOA の寸法を図 3-17 に、VCM と同様に 15 Hz 正弦波電流を入力した際の単巻線形 LOA モデルの動推力特性の結果を図 3-18 と図 3-19 に示す。図 3-18 より、最大振幅 9.3 A の設定で最大 100 N を超える VCM の動推力特性と近似した特性が示された。LOA はマグネットとコイルのリアクタンスの合成で推力を規定しているため、コイルのリアクタンス成分だけで推力を出している VCM と比べてどうしても複雑な波形となってしまふ。しかし HFOV 用人工呼吸器はモータからピストン、人工呼吸器回路を経由して患者へ推力が伝わり、ダンピングされるので患者への大きな障害へはならないと考える。また図 3-19 より、VCM の動推力特性のような安定した正弦波出力とはならないが、Mover の往復運動を実現できる可能性が示唆された。

採用した単巻線形 LOA モデルの体積比としては、VCM と比較して、Stator で 19.6%、Mover で 9.2%まで縮小することが可能であった。

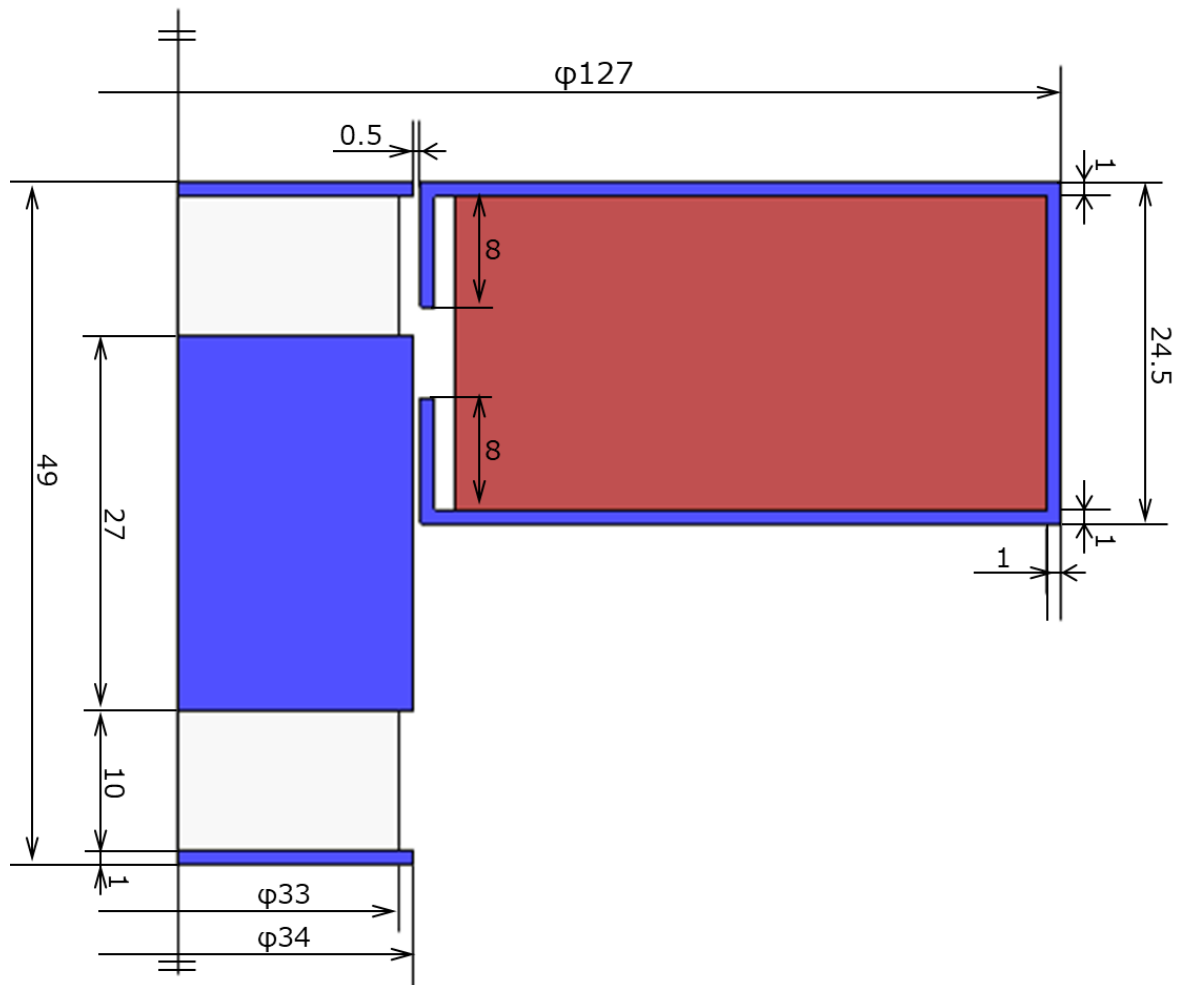


図 3-17 採用した単巻線形 LOA モデルの寸法

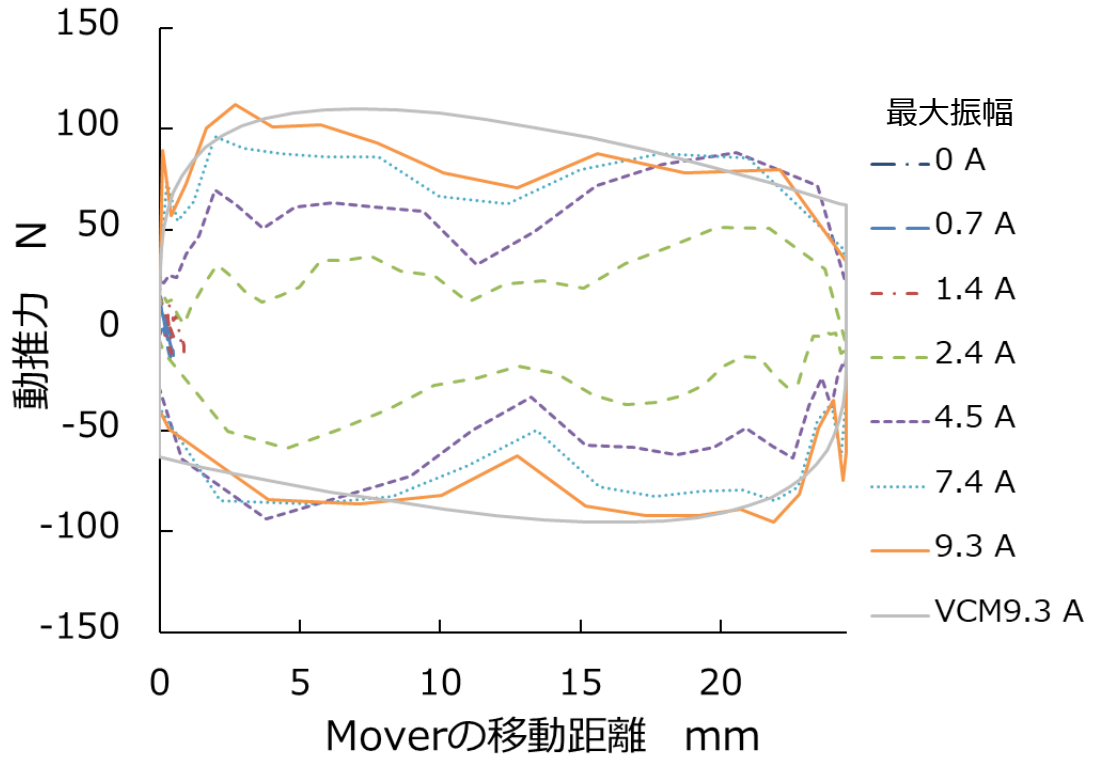


図 3-18 各電流値における LOA 単巻線形モデルの移動距離による動推力特性

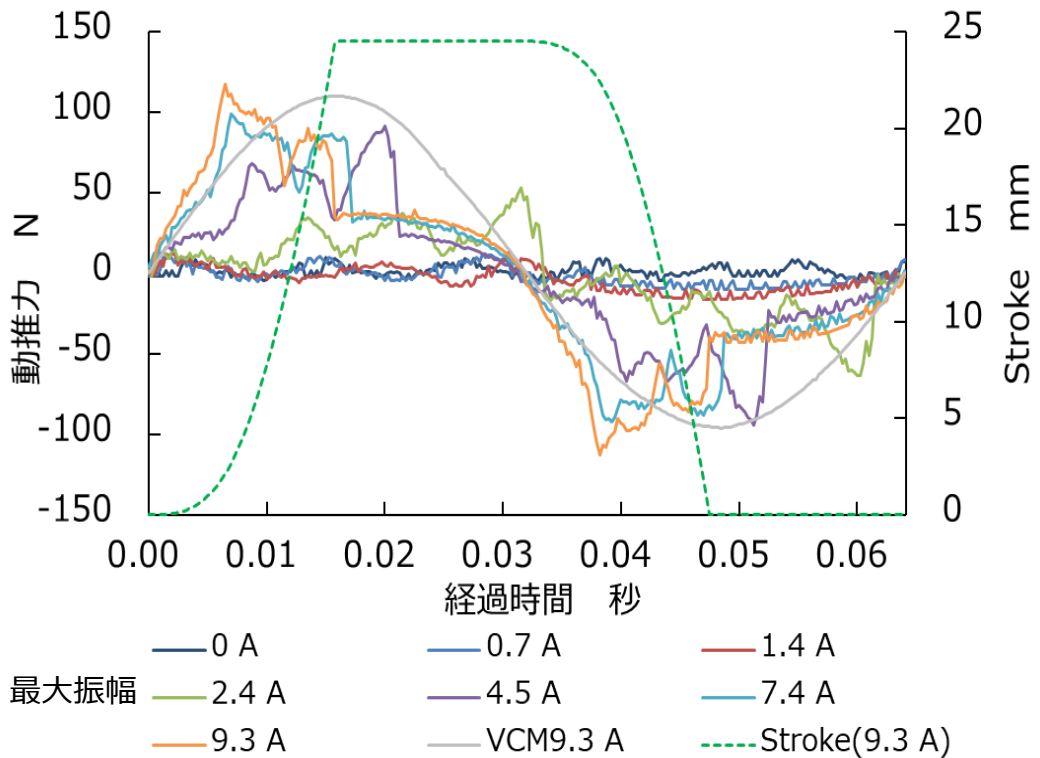


図 3-19 各電流値における LOA 単巻線形モデルの到達時間による動推力特性

### 3.9 単巻線形 LOA モデルと VCM の質量あたりの推力の比較

単巻線形 LOA モデルの優位性を示すため、質量あたりの最大推力を算出して VCM との比較を行った。まず電磁界解析ソフトウェアである JMAG-Designer Ver.19.1 を用いてそれぞれの質量を演算した。質量の結果を表 3-4 に示す。表 3-4 に示すように、重さとしても VCM と比較して 27.1%にまで軽量化が可能であった。

その後、各最大振幅値の正弦波電流を入力した際の質量あたりの最大推力を計算した。その結果を表 3-5、図 3-20 に示す。単巻線形 LOA モデルは各電流値での最大推力にバラツキがあるため、最大振幅 0.5 A ごと、9.0 A までの最大推力もシミュレーションし、サンプリング数を増やしてグラフ化した。図 3-20 より、単巻線形 LOA モデルの方が単位質量あたりの最大推力を大きくすることができ、高推力化としての LOA の優位性を確認することができた。

表 3-4 単巻線形 LOA モデルと VCM シミュレーションモデルの質量演算

	Mover の質量	Stator の質量	全体の質量
VCM	798.6 g	9584.2 g	10382.8 g
LOA	327.1 g	2486.2 g	2813.3 g
LOA/VCM	41.0%	25.9%	27.1%

表 3-5 単巻線形 LOA モデルと VCM の単位質量あたりの最大推力

1 回換気量設定 mL	0	10	20	30	40	50	60
最大振幅 A	0	0.7	1.4	2.4	4.5	7.4	9.3
VCM 最大推力 N/kg	0	0.8	1.6	2.7	5.1	8.5	10.8
LOA 最大推力 N/kg	-0.6	5.9	5.8	18.2	31.4	34.2	39.8

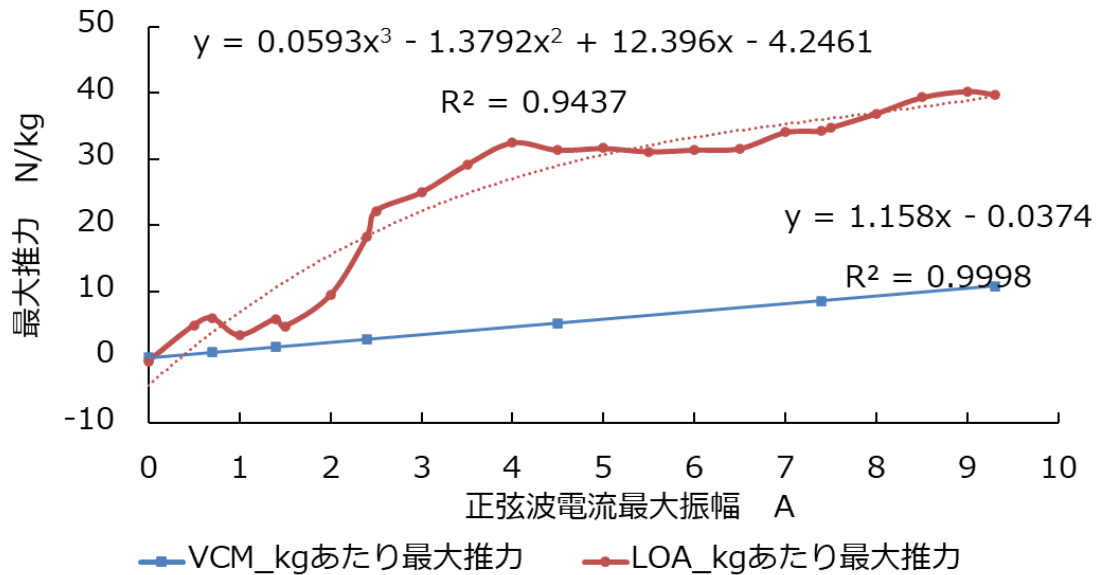


図 3-20 単巻線形 LOA モデルと VCM の単位質量あたりの最大推力

### 3.10 単巻線形 LOA モデルの往復運動を実現する周波数範囲

単巻線形 LOA モデルと VCM, それぞれに正弦波電流 1 周期を流した際の, 設定周波数と Stroke の関係をシミュレーションした。単巻線形 LOA モデルの結果を図 3-21 と図 3-22, VCM モデルの結果を図 3-23 と図 3-24 に示す。

シミュレーションの結果より, 最大振幅 2.4 A 以上の電流値の際は, 単巻線形 LOA モデルが VCM よりも周波数特性が良く, 大きい設定周波数でも最大 Stroke 24.5 mm を維持できることを確認した。しかし, HFOV に必要な 10~15 Hz の範囲では最大振幅 1.4 A の電流値で VCM ほどの Stroke を得ることができなかった。考察としては, 最大振幅 1.4 A の電流値では単巻線形 LOA モデルの起磁力がマグネットのディテント推力に打ち勝つことができなかったためと考えられる。VCM はコイルのリアクタンスのみで制御するが, LOA はコイルのリアクタンスとマグネットの磁力の混合での制御になるため, Mover の力と反対の向きに働くマグネットのディテント推力に打ち勝たなければならない。

今後は, よりエネルギー積の低いマグネット選択の再考や, 設定電流値を上げるなどして 10~15 Hz 時の Stroke を VCM と同程度保つようにすることが設計の課題である。

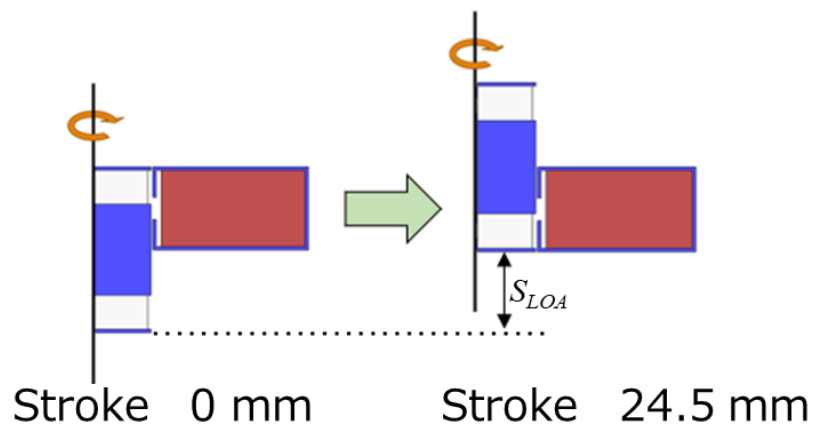


図 3-21 単巻線形 LOA モデルの Stroke 模式図

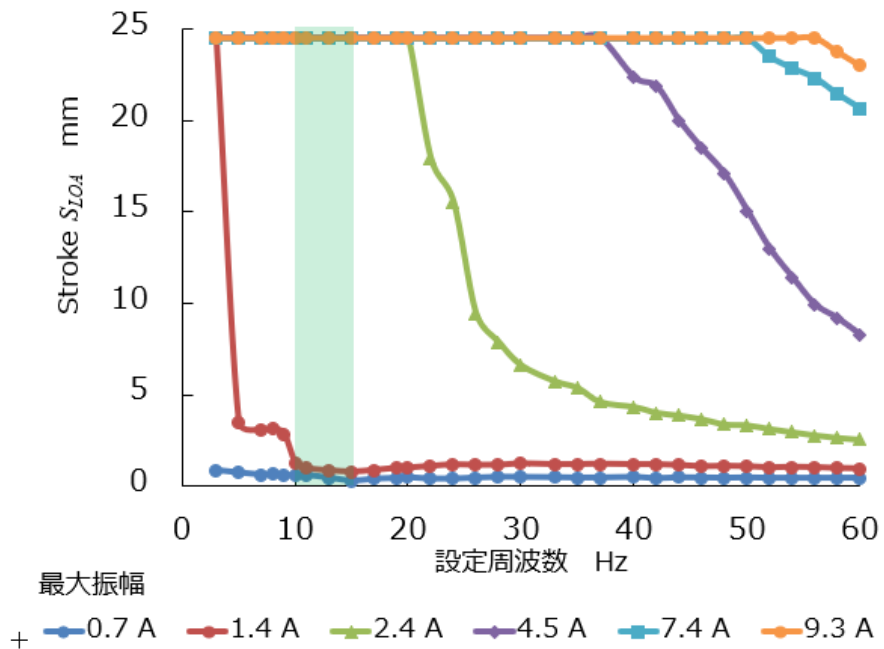


図 3-22 単巻線形 LOA モデルの設定周波数と Stroke の関係

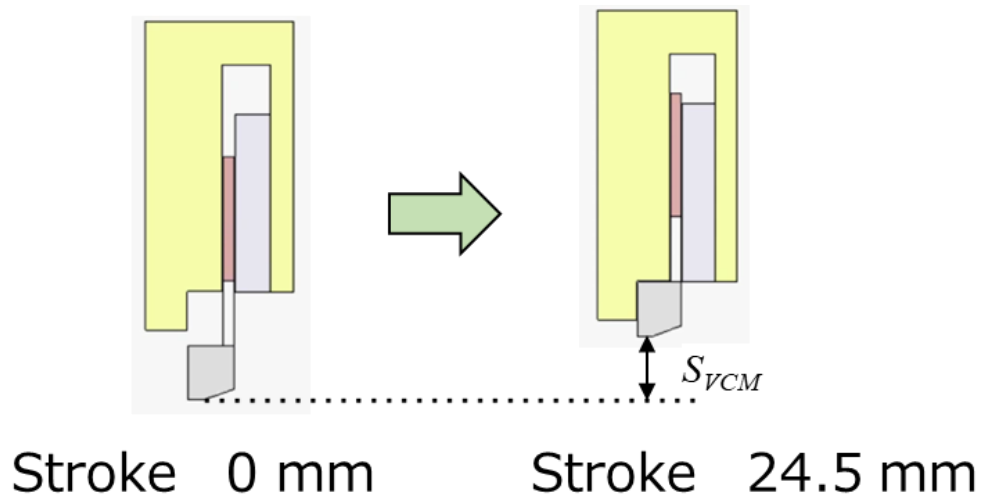


図 3-23 VCM モデルの Stroke 模式図

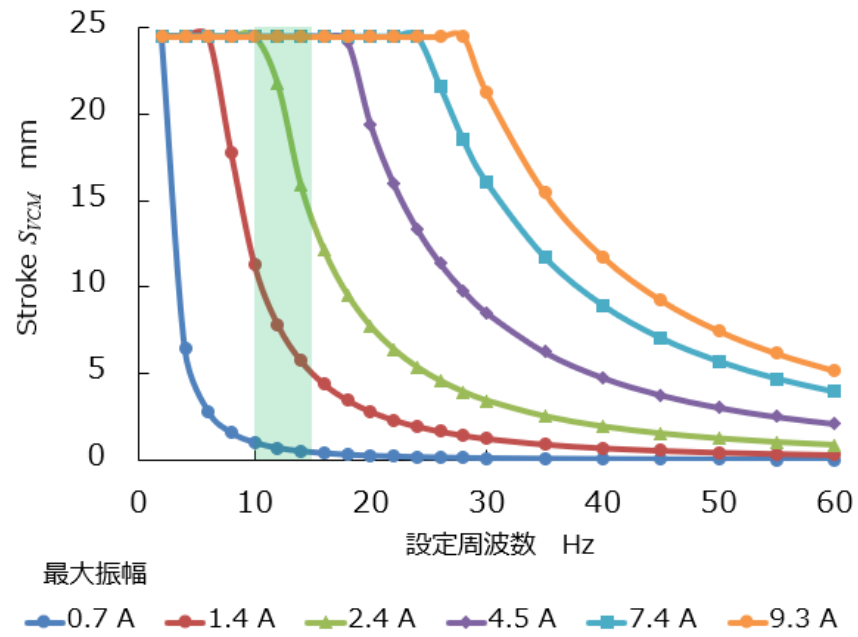


図 3-24 VCM モデルの設定周波数と Stroke の関係

## 第 4 章 LOA 試作機の制作と HFOV 性能評価

### 4.1 LOA 試作機 1 の評価

#### 4.1.1 LOA 試作機 1 の製作

第 3 章にてシミュレーションで設計した単巻線形 LOA モデルの試作機を制作するために、CAD(SOLID WORKS)を用いて図面を作成した。作成した Mover の図面を図 4-1 に、Core の図面を図 4-2 に、Coil(ボビン)の図面を図 4-3 に示す。

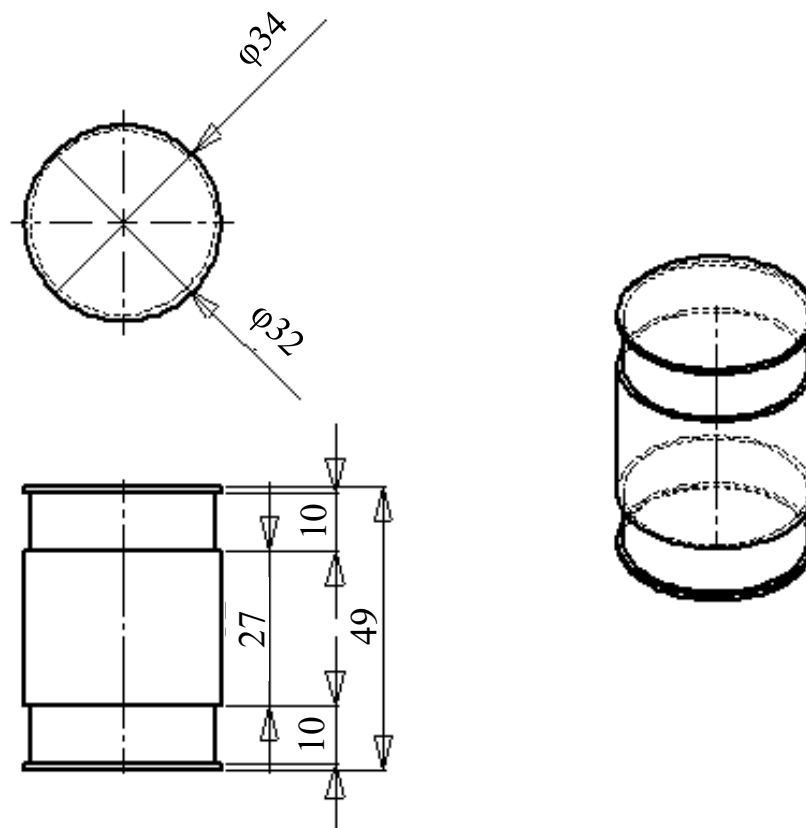


図 4-1 単巻線形 LOA モデルの図面(Mover)

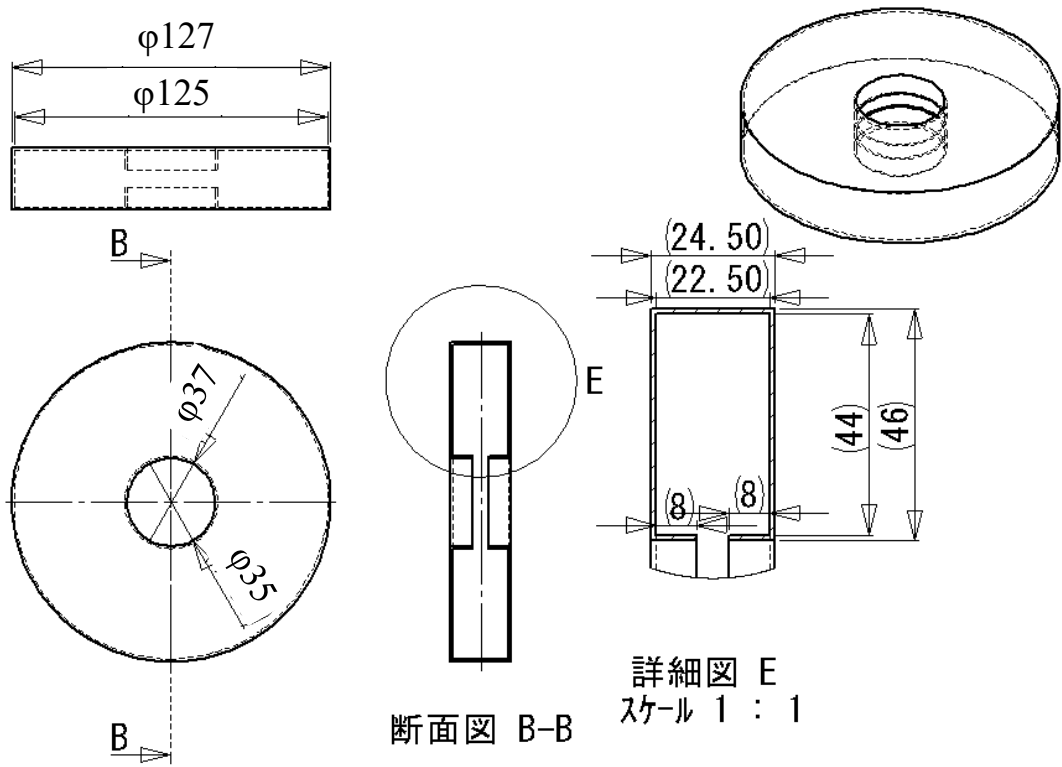


図 4-2 単巻線形 LOA モデルの図面(Core)

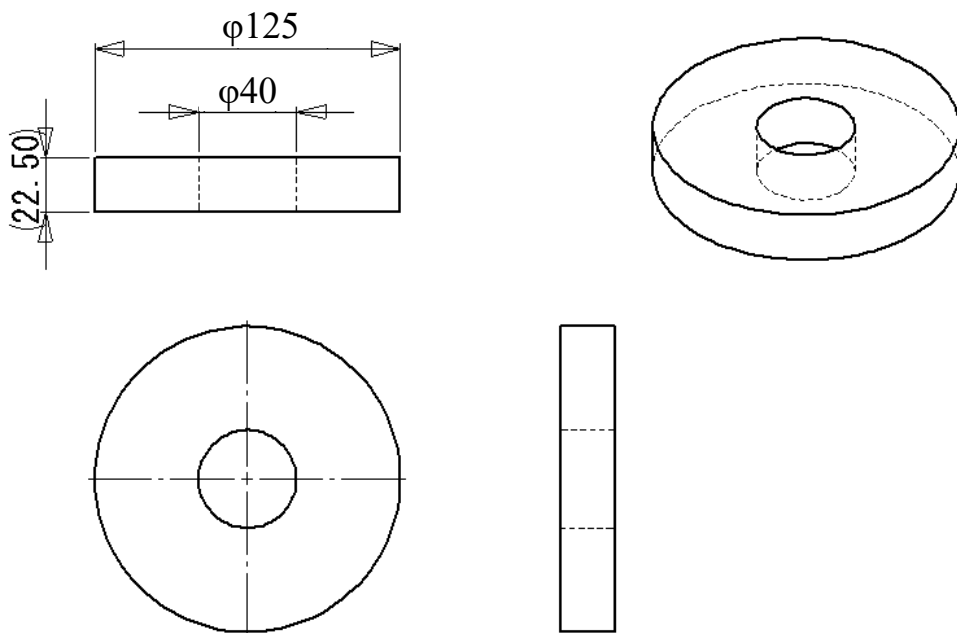


図 4-3 単巻線形 LOA モデルの図面(Coil(ボビン))



CAD(SOLID WORKS)を用いて作成した図面を元に業者と打ち合わせを実施し、単巻線形 LOA の試作機 1 を作成した。試作機 1 の図面を図 4-4 に、Mover の分解図を図 4-5 に示す。LOA の Mover は SS400 と Magnet の接着が困難なことから、厚さ 0.5 mm の真鍮の円柱内に収まるようにそれぞれ収納し、真鍮の上下端は径を広げてストッパーとした。LOA の Mover 下端にはピストン可動部との連結部品を取り付けた。Stator のコイルにはポリエステルエナメル銅線  $\phi 1.0$  mm を採用したが、手巻きではシミュレーション通りの 809 turns を巻くことができず、Stator 内に収納できる限界である 500 turns(抵抗 2.7  $\Omega$ (計算値))とした。

使用する Magnet については、市販品のラインナップよりネオジウム磁石(N45)、サマリウムコバルト(サマコバ)磁石(SS26)フェライト磁石(FR038)の 3 種類を用意した。用意した 3 種類の magnet の仕様を表 4-1 に示す。市販品のラインナップの都合により、magnet の高さに違いがあるが、Mover 中心部の SS400 の高さを調整することにより、Mover 全体の高さ 49 mm は変化しないように設計した。

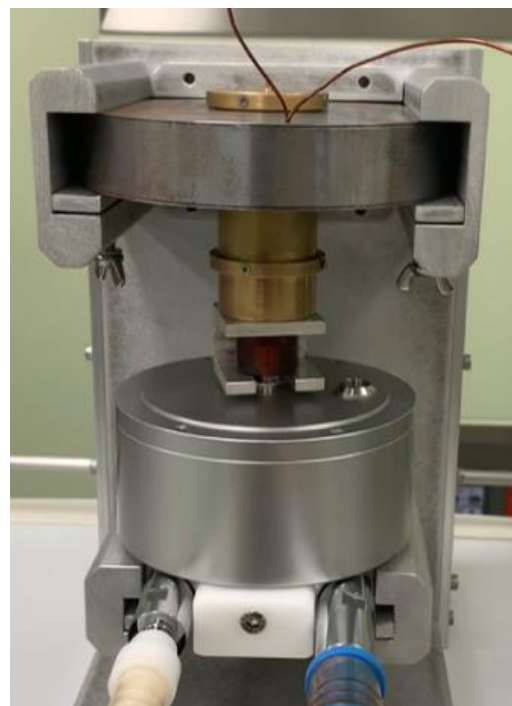
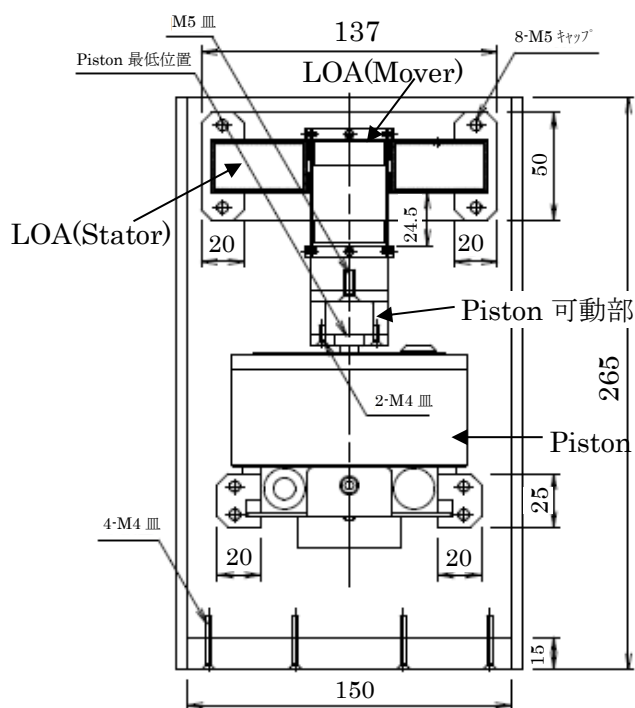


図 4-4 LOA 試作機 1 の図面と実機(Piston 装着済み)

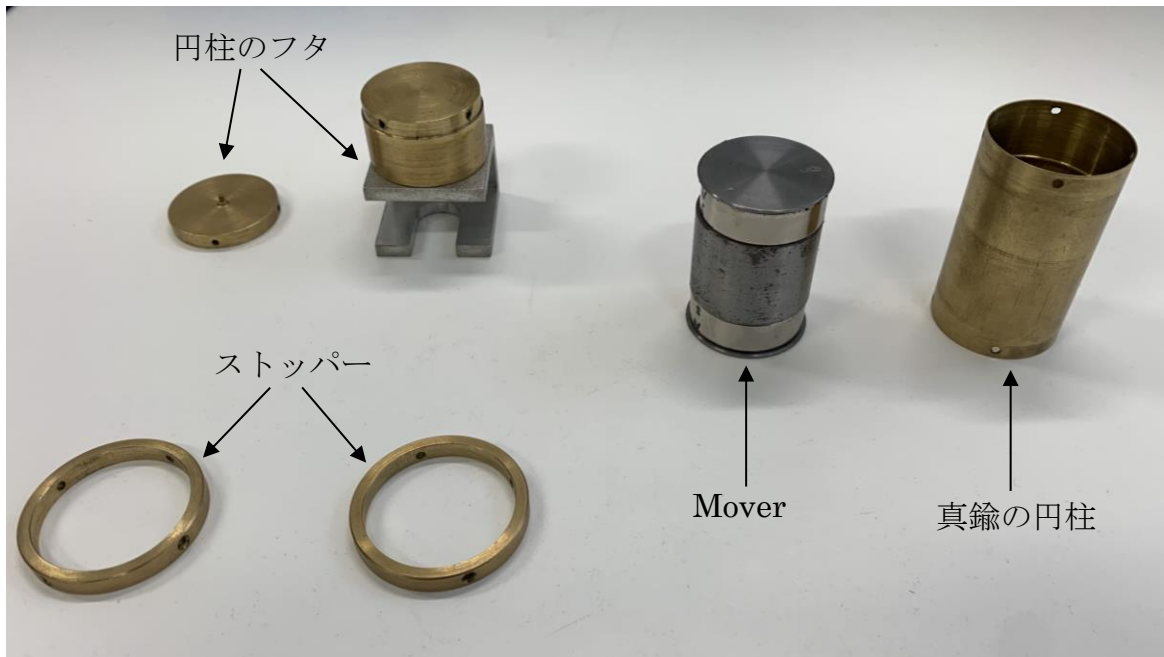


図 4-5 LOA Mover 分解図

表 4-1 使用する Magnet の仕様

	ネオジウム磁石 (N45)	サマコバ磁石 (SS26)	フェライト磁石 (FR038)
寸法	φ32×10.5 mm	φ30×10 mm	φ30×10 mm
吸着力	179.3 N	94.1 N	13.3 N
最大エネルギー積	334-366 kJ/m <sup>3</sup>	191-207 kJ/m <sup>3</sup>	27-30 kJ/m <sup>3</sup>
表面磁束密度	366 mT	283 mT	107 mT
使用温度条件	≦80 °C	≦320 °C	≧-55 °C

#### 4.1.2 LOA 試作機 1 の動推力特性シミュレーション

LOA 試作機 1 の製作により、単巻線形 LOA モデルから仕様に変更されたため、改めて電磁解析ソフトウェア JMAG Ver.20.0 を用いて動推力特性のシミュレーションを実施した。具体的な変更点としては、寸法やコイル巻き数の他、真鍮の重さを Mover の重さに加算し、327.1 g から 623.6 g と変更した。この重さは試作機 LOA Mover の重さを重量計で実際に測定した値である。

表 4-1 に示したネオジウム磁石の 15 Hz 正弦波電流 1 周期を入力した際の Mover の移動距離による動推力特性のシミュレーションの結果を図 4-6 に、経過時間による動推力特性のシミュレーションの結果を図 4-7 に示す。また、表 4-1 に示したサマコバ磁石の 15 Hz 正弦波電流 1 周期を入力した際の Mover の移動距離による動推力特性のシミュレーションの結果を図 4-8 に、経過時間による動推力特性のシミュレーションの結果を図 4-9 に、表 4-1 に示したフェライト磁石の 15 Hz 正弦波電流 1 周期を入力した際の Mover の移動距離による動推力特性のシミュレーションの結果を図 4-10 に、経過時間による動推力特性のシミュレーションの結果を図 4-11 に示す。

図 4-6, 図 4-8, 図 4-10 の結果より、Magnet を変化させたことにより、最大エネルギー積が大きいほど動推力の最大値も大きくなり、入力電流最大振幅 9.3 A にてネオジウム磁石で最大 115.3 N, サマコバ磁石で最大 114.0 N, フェライト磁石で最大 91.6 N となった。

また図 4-7, 図 4-9, 図 4-11 の結果より、15 Hz 正弦波電流の最大振幅が低い値での動推力はネオジウム磁石やサマコバ磁石よりもフェライト磁石のほうが高い値を示し、最大振幅 1.4 A にてネオジウム磁石で最大 13.6 N, サマコバ磁石で最大 13.0 N, フェライト磁石で 36.7 N であった。この原因としては、電流 0 A での Magnet の吸着力から発生するディテント推力が高いことが原因と考えられる。ディテント推力の大きさを実機にて確認することとした。

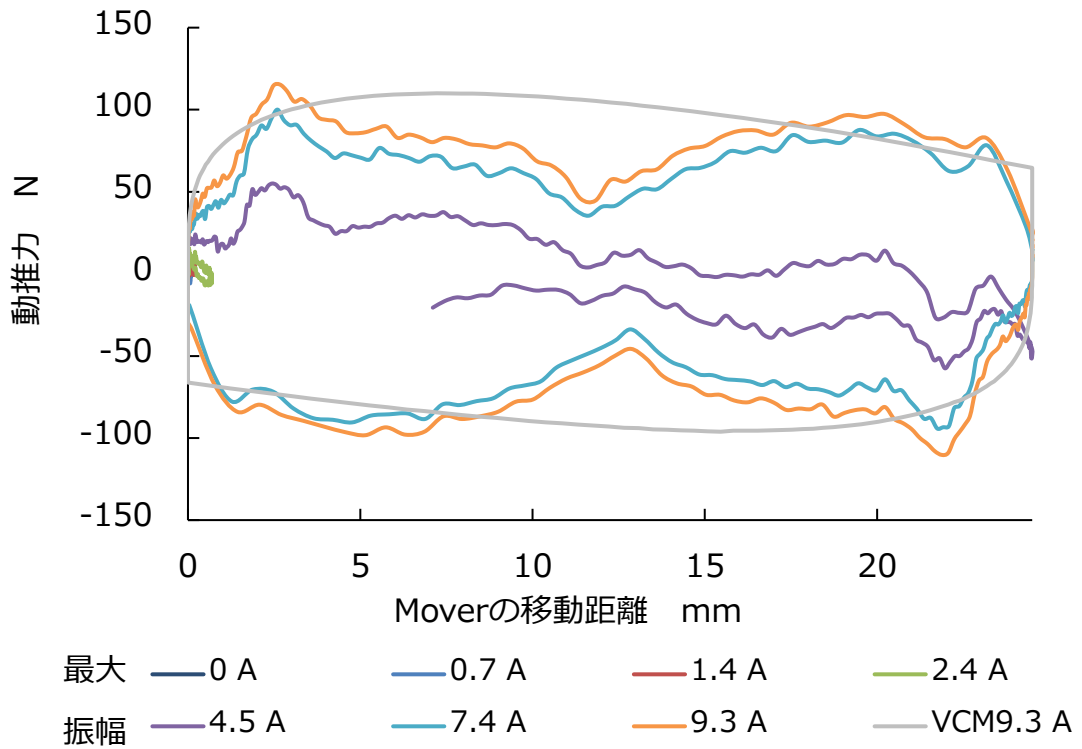


図 4-6 各電流値での移動距離による動推力特性(試作機 1：ネオジム磁石)

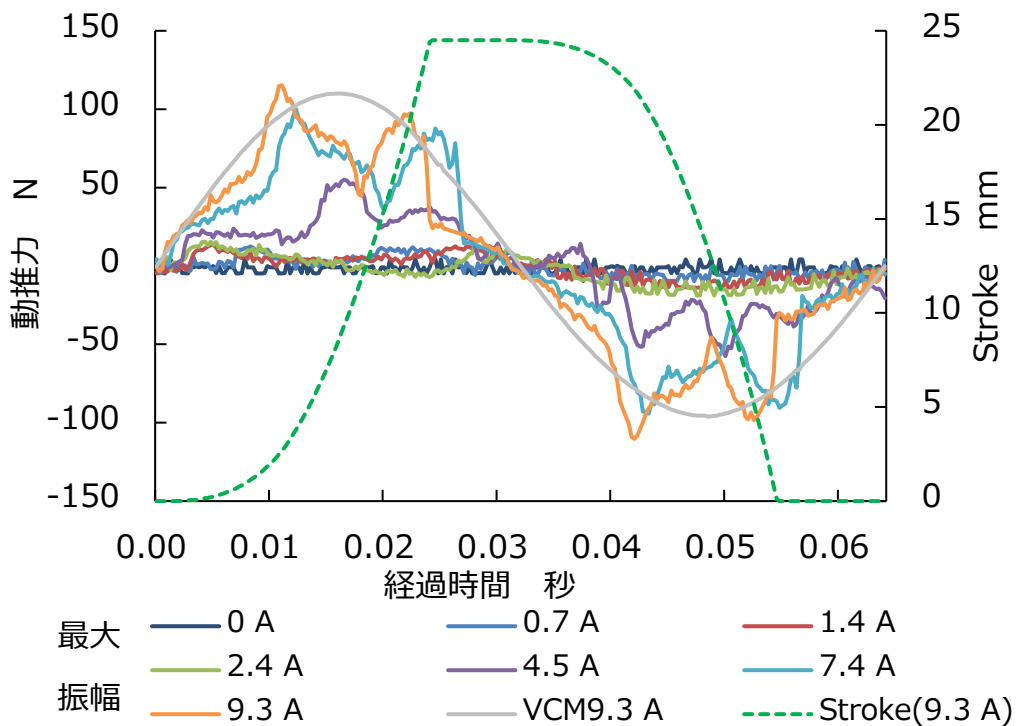


図 4-7 各電流値での経過時間による動推力特性(試作機 1：ネオジム磁石)

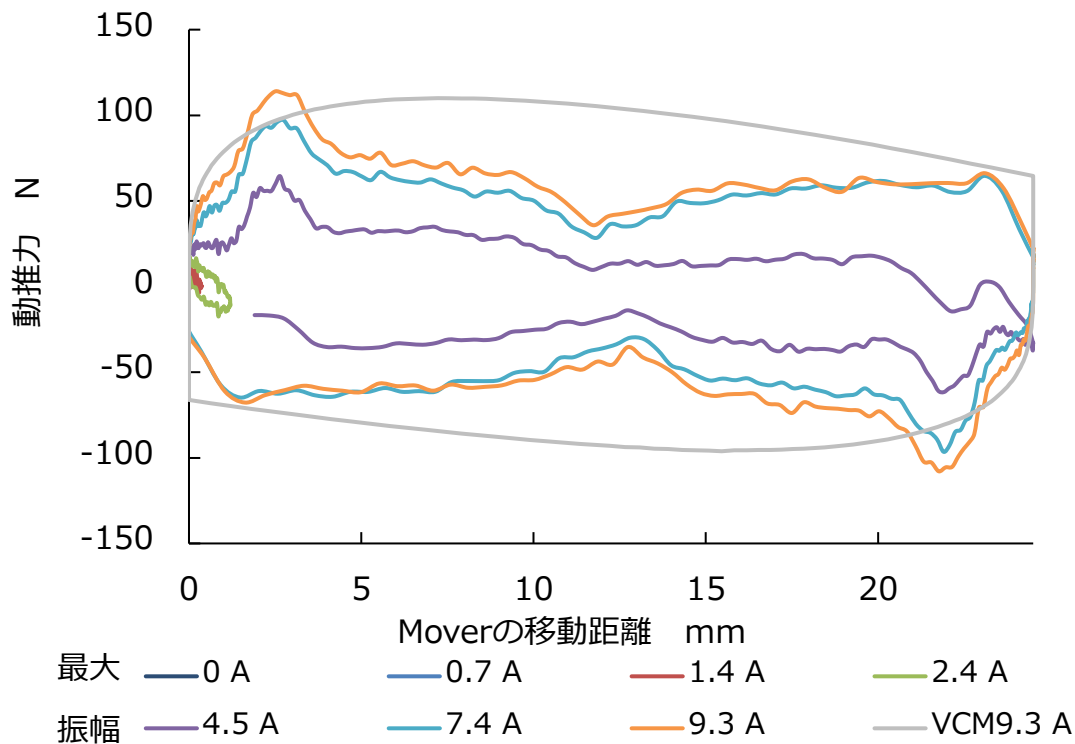


図 4-8 各電流値での移動距離による動推力特性(試作機 1 : サマコバ磁石)

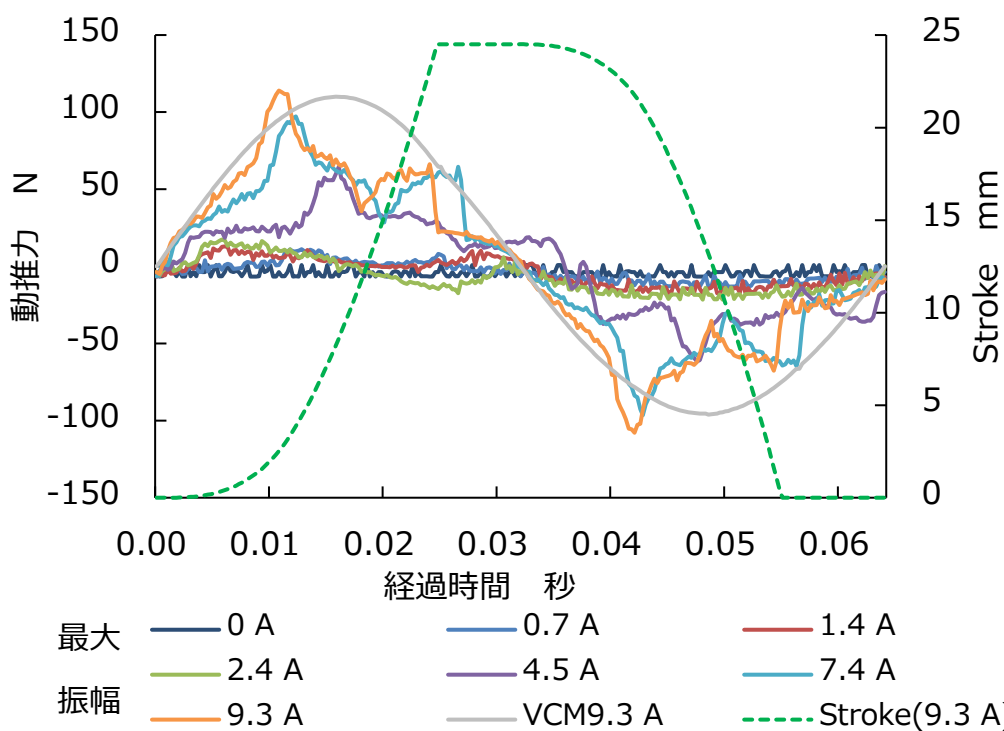


図 4-9 各電流値での経過時間による動推力特性(試作機 1 : サマコバ磁石)

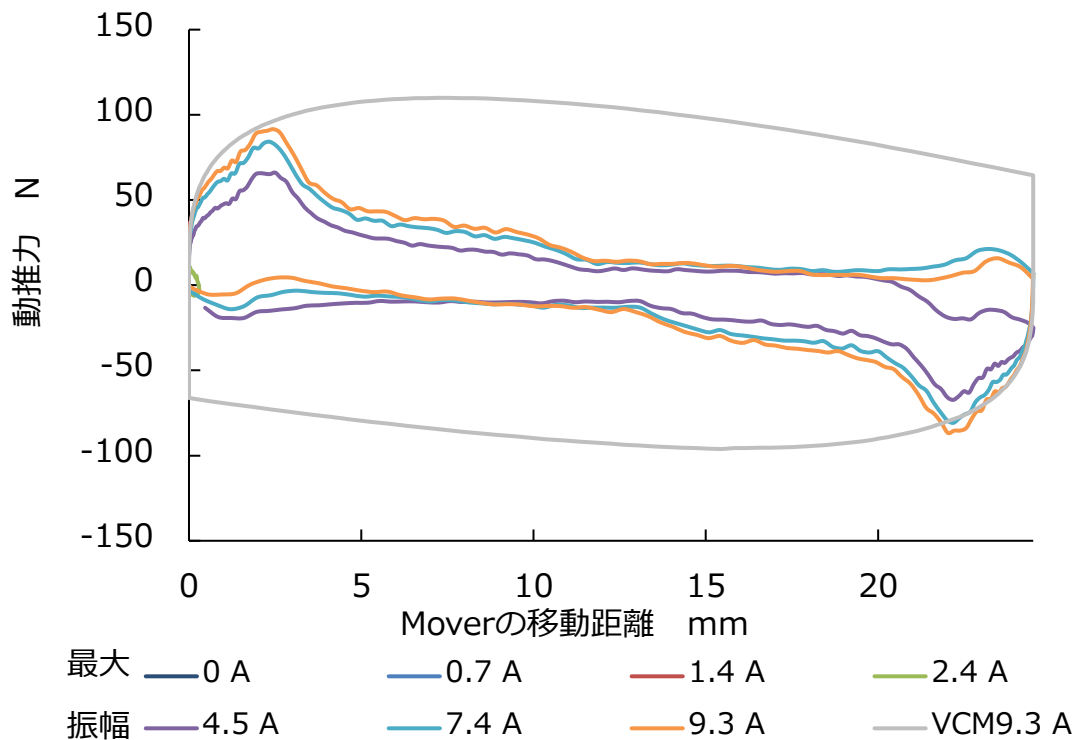


図 4-10 各電流値での移動距離による動推力特性(試作機 1 : フェライト磁石)

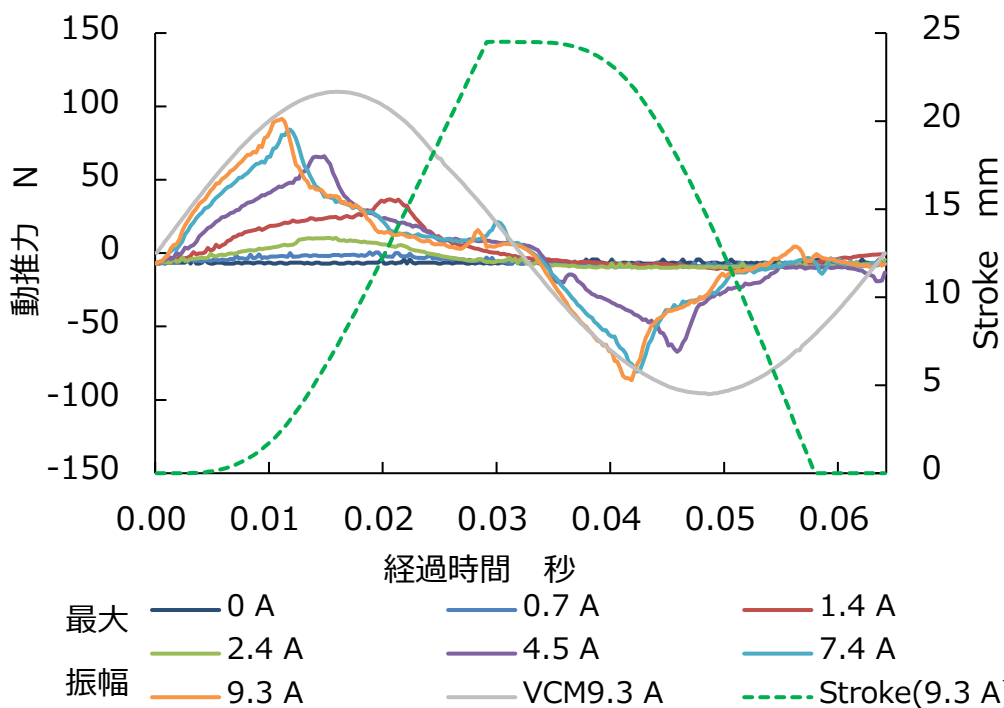


図 4-11 各電流値での経過時間による動推力特性(試作機 1 : フェライト磁石)

### 4.1.3 LOA 試作機 1 を用いた静推力測定

LOA 試作機 1 の実機を用いて、単巻線形 LOA の Stroke 0 mm(下側安定時)の位置にて、静推力特性を実測した。LOA 試作機 1 の回路上に直流安定化電源を接続。Stator の Coil に直流電流を印加した状態で Mover をゆっくりと指で持ち上げ、反発力を計測して静推力とし、推力定数を算出した。直流電流は Stator の Coil へ上から見て反時計回りがプラスで、時計回りがマイナスと定義した。反発力の測定は共和電業製ロードセル LUR-A-KNSA1 を用い、測定は 5 回実施して平均と標準偏差を算出した。静推力の実測定の実験概要を図 4-12 に示す。

静推力特性の結果を図 4-13 に示す。また VCM と LOA 試作機 1 の、推力定数とディテント推力の比較を表 4-2 に示す。図 4-13 より、静推力特性は直流電流と比例関係にあることを確認した。また、ボイスコイルモータは電流 0 A での Magnet の吸着力から発生するディテント推力が 5.7 N であったのに対して、LOA 試作機 1 はネオジウム磁石で 72.6 N、サマコバ磁石で 51.3 N、フェライト磁石で 15.7 N と高値であった。この結果より、LOA 試作機を動作させた際、Magnet の高いディテント推力が、小さな電流値でのコントロールを困難にしていると判断した。

この現象を解決するために、コイルの巻き数をより多くした試作機 2 を作成し、検討することとした。

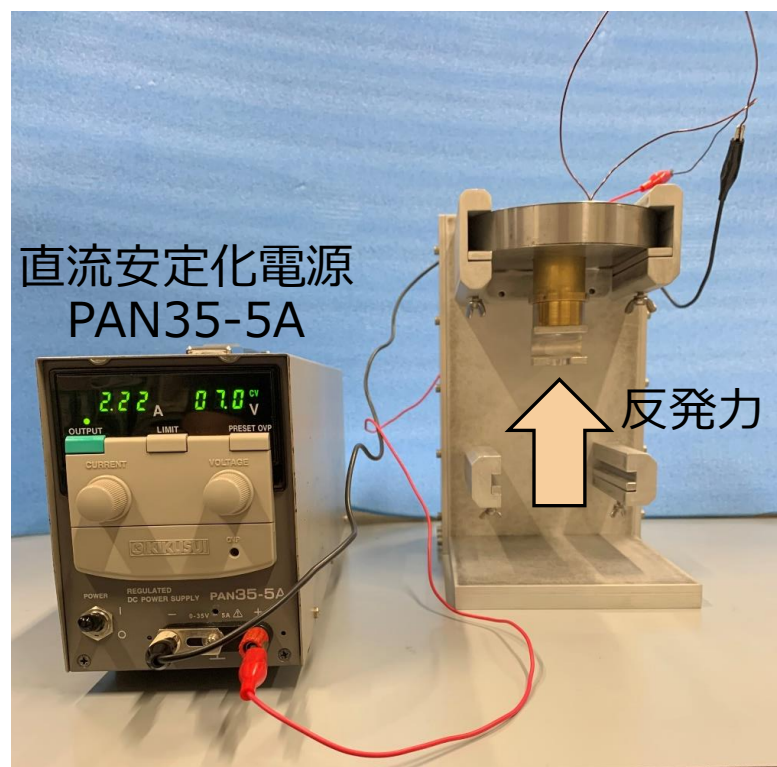


図 4-12 試作機 LOA 静推力の実測定風景

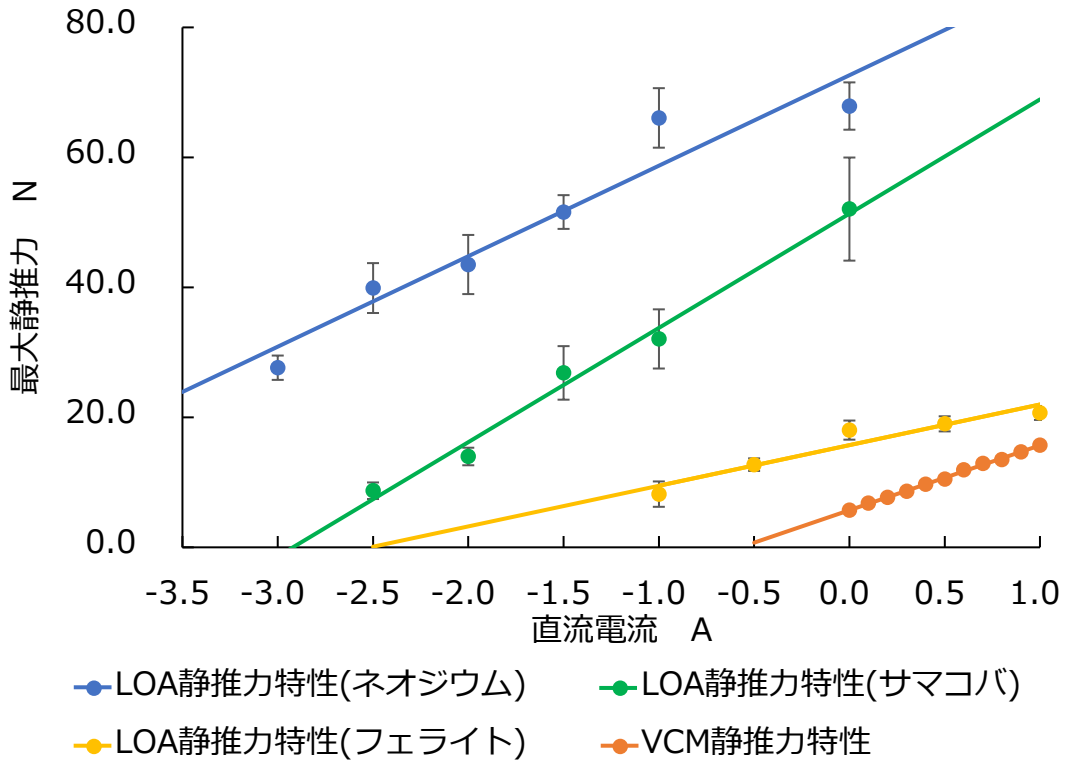


図 4-13 LOA 試作機 1 の実測での静推力特性の比較  
(電流の向き : Stator の Coil へ上から見て反時計回りがプラス)

表 4-2 VCM と LOA 試作機 1 の推力定数とディテント推力

動作原理	Magnet	Coil turns	推力定数 N/A	ディテント推力 N
LOA	SS26	500	17.6	51.3
	FR38	500	6.3	15.7
VCM	Ferrite	165	10.0	5.7

## 4.2 LOA 試作機 2 の評価

### 4.2.1 LOA 試作機 2 の製作

単巻線形 LOA の試作機 2 を製作した。試作機 1 と全体の寸法は同じで、Magnet も表 4-1 と同じ Magnet を使用するが、Coil 直径を  $\phi 1.0 \text{ mm}$  から  $\phi 0.85 \text{ mm}$  とし、手巻きの 500 turn から機械巻きの  $22 \text{ T/層} \times 48 \text{ 層} = 1056 \text{ turn}$  (抵抗  $8.0 \ \Omega$  (計算値))へ変更した。また、Coil は巻線後に炉で硬化させ、Coil 表面をガラスクロステープ(0.2 t)で絶縁した。また Stator(SS400)と Coil について、両部品間のガタにより、Coil 電流がゼロからプラスまたはマイナス方向へ変化する際の振動を抑制するために、接着剤で固定した。作成した Coil の概念図を図 4-14 に、作成した Coil の寸法を図 4-15 に示す。



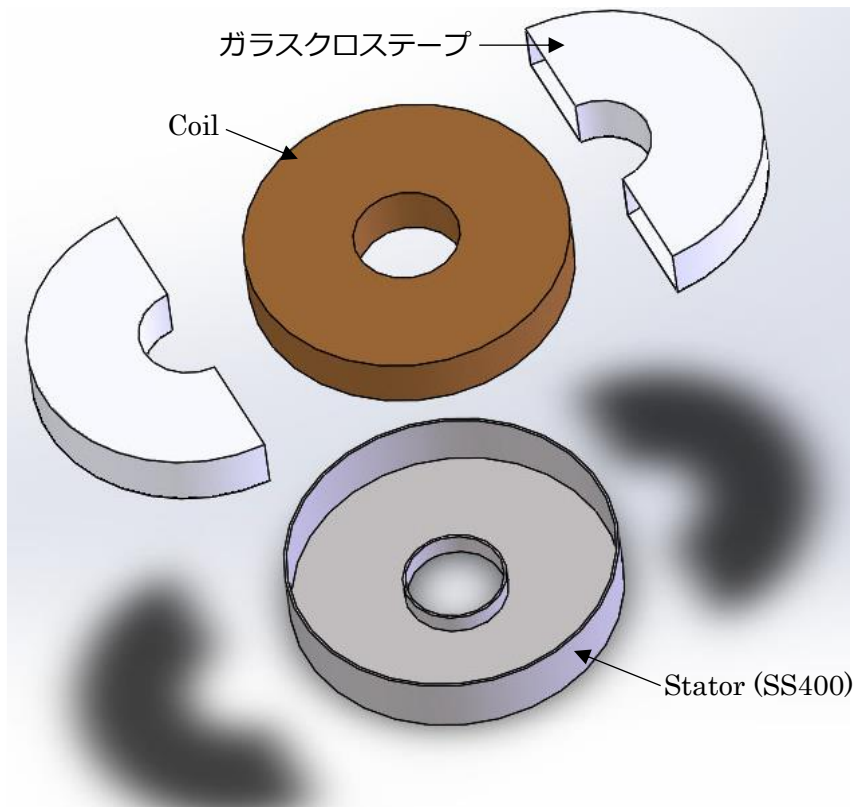


図 4-14 LOA 試作機 2 のコイル概念図

**検討図**

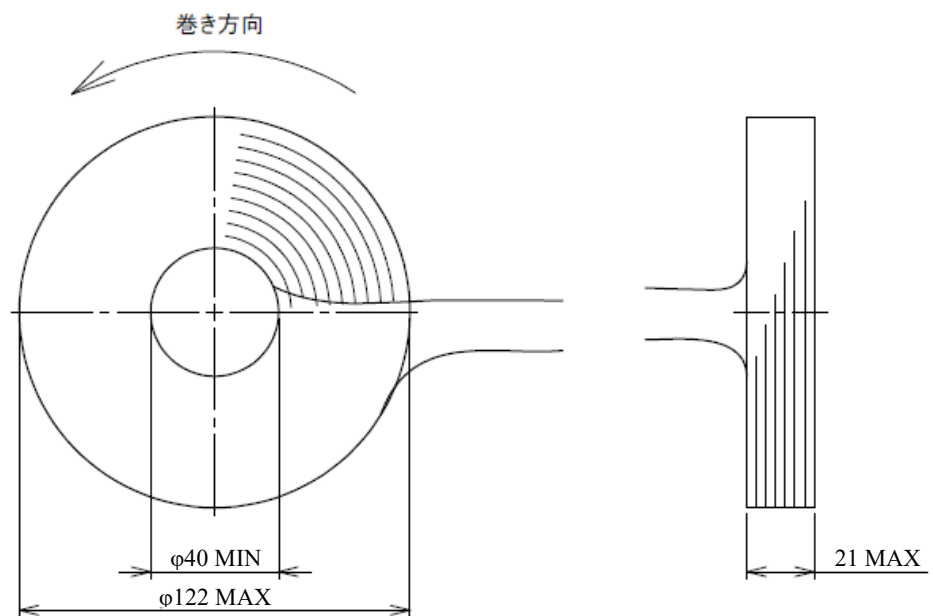


図 4-15 LOA 試作機 2 のコイル寸法

## 4.2.2 LOA 試作機 2 の動推力特性シミュレーション

LOA 試作機 2 の制作により、LOA 試作機 1 から仕様に変更されたため、改めて電磁解析ソフトウェア JMAG Ver.20.0 を用いて動推力特性のシミュレーションを実施した。

表 4-1 に示したネオジム磁石の 15 Hz 正弦波電流 1 周期を入力した際の Mover の移動距離による動推力特性のシミュレーションの結果を図 4-16 に、経過時間による動推力特性のシミュレーションの結果を図 4-17 に示す。また、表 4-1 に示したサマコバ磁石の 15 Hz 正弦波電流 1 周期を入力した際の Mover の移動距離による動推力特性のシミュレーションの結果を図 4-18 に、経過時間による動推力特性のシミュレーションの結果を図 4-19 に、表 4-1 に示したフェライト磁石の 15 Hz 正弦波電流 1 周期を入力した際の Mover の移動距離による動推力特性のシミュレーションの結果を図 4-20 に、経過時間による動推力特性のシミュレーションの結果を図 4-21 に示す。

図 4-16、図 4-18、図 4-20 の結果より、Magnet を変化させたことにより、最大エネルギー積が大きいほど動推力の最大値も大きくなり、入力電流最大振幅 9.3 A にてネオジム磁石で最大 191.2 N、サマコバ磁石で最大 159.0 N、フェライト磁石で最大 111.2 N となった。

図 4-17、図 4-19、図 4-21 の結果より、LOA 試作機 1 より 15 Hz 正弦波電流の最大振幅が低い値での動推力特性は安定した。しかし Coil 巻き数を増やした状態であっても、ネオジム磁石では電流 0 A～1.4 A での Magnet の吸着力から発生するディテント推力が非常に大きく、ネオジム磁石で単巻線形 LOA を駆動させるためには非常に大きな電流が必要になることが示唆された。またネオジム磁石の吸引力が非常に大きく、ネオジム磁石による単巻線形 LOA の Mover 製作に関しても困難であることから、今後の実験ではネオジム磁石を使用せずにサマコバ磁石とフェライト磁石を使用して検討することとした。以後、サマコバ磁石とフェライト磁石を用いた単巻線形 LOA をそれぞれ S-LOA、F-LOA と名称定義する。

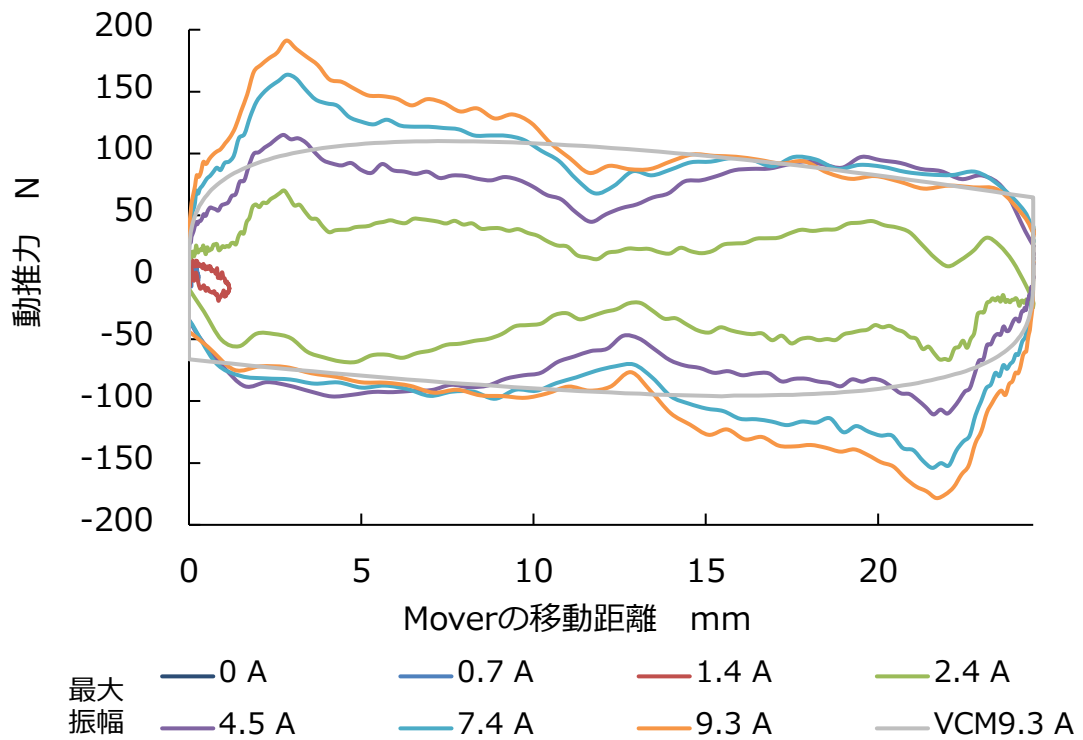


図 4-16 各電流値での移動距離による動推力特性(試作機 2：ネオジム磁石)

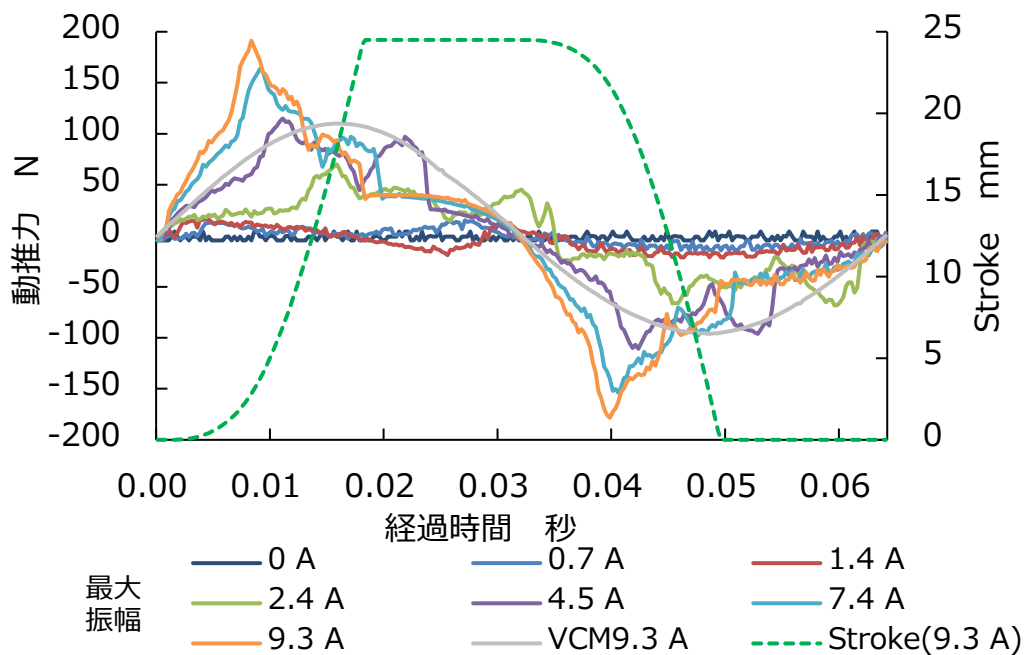


図 4-17 各電流値での経過時間による動推力特性(試作機 2：ネオジム磁石)

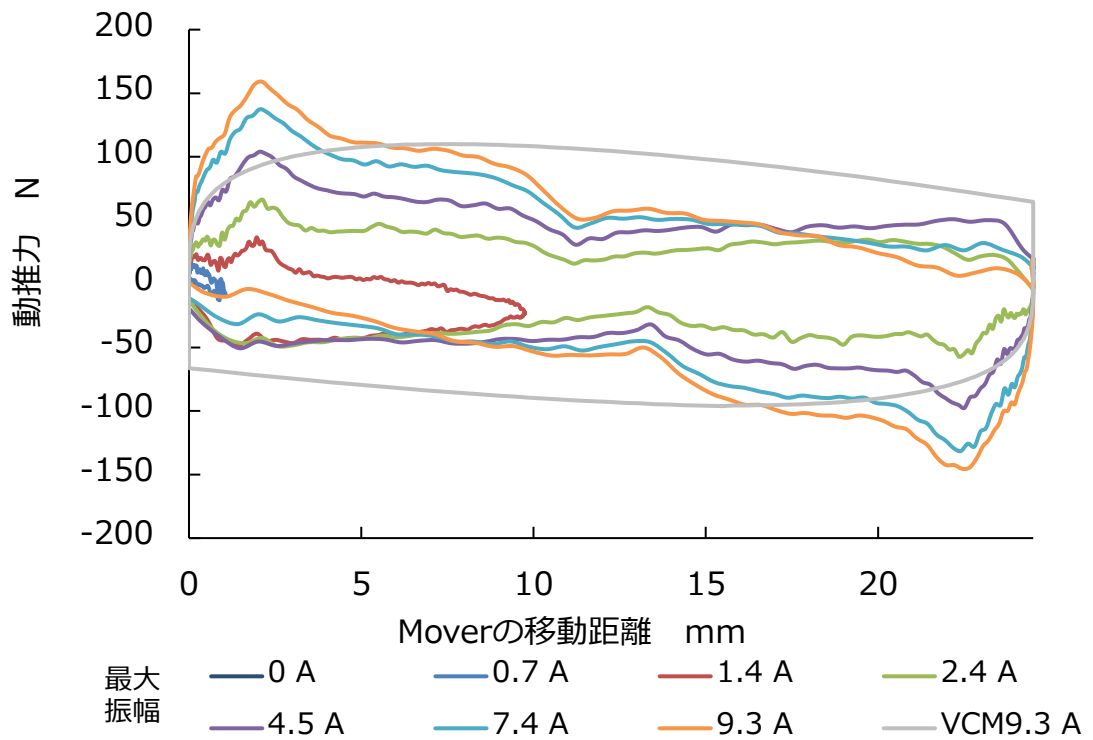


図 4-18 各電流値での移動距離による動推力特性(試作機 2 : サマコバ磁石)

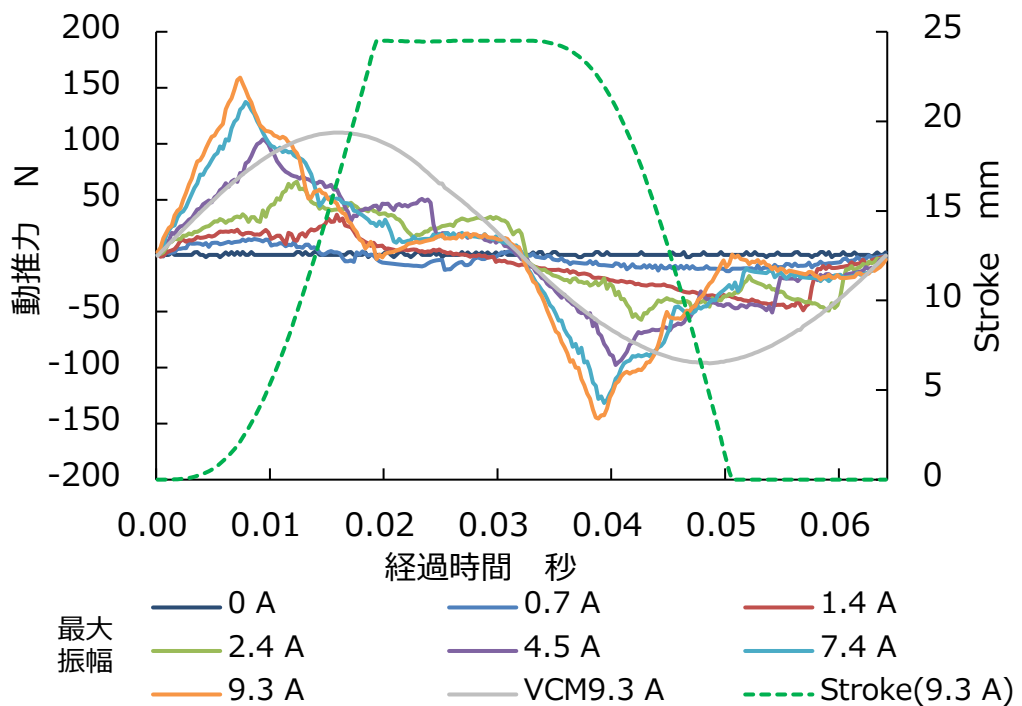


図 4-19 各電流値での経過時間による動推力特性(試作機 2 : サマコバ磁石)

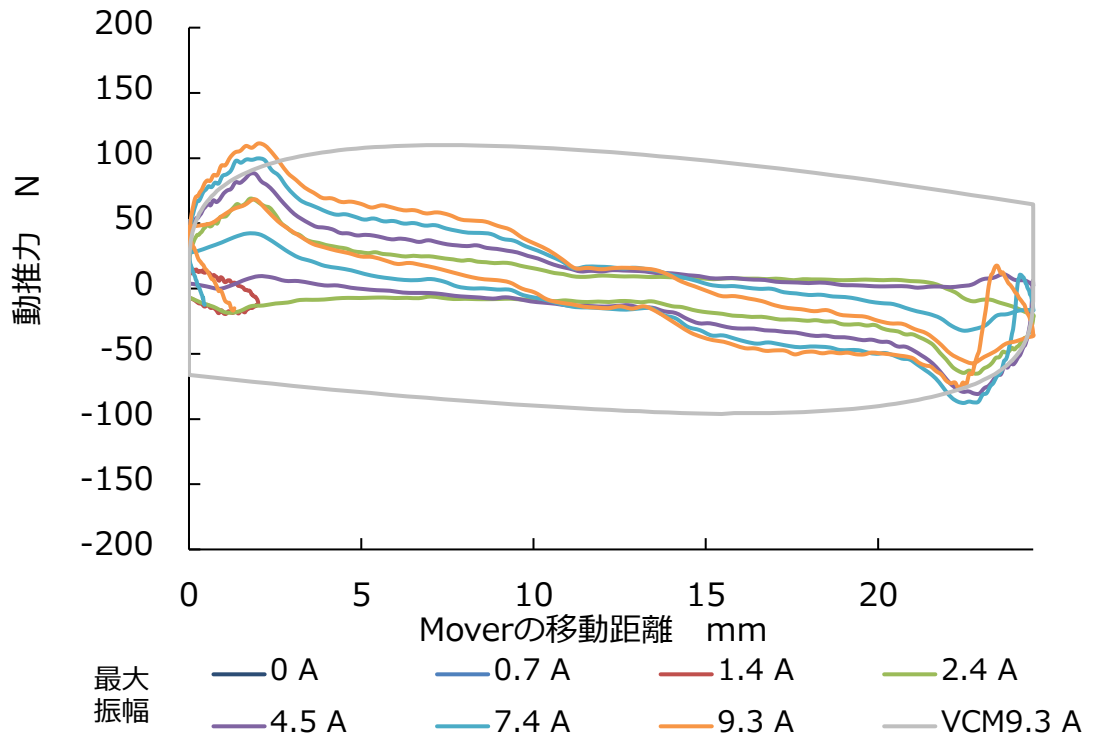


図 4-20 各電流値での移動距離による動推力特性(試作機 2 : フェライト磁石)

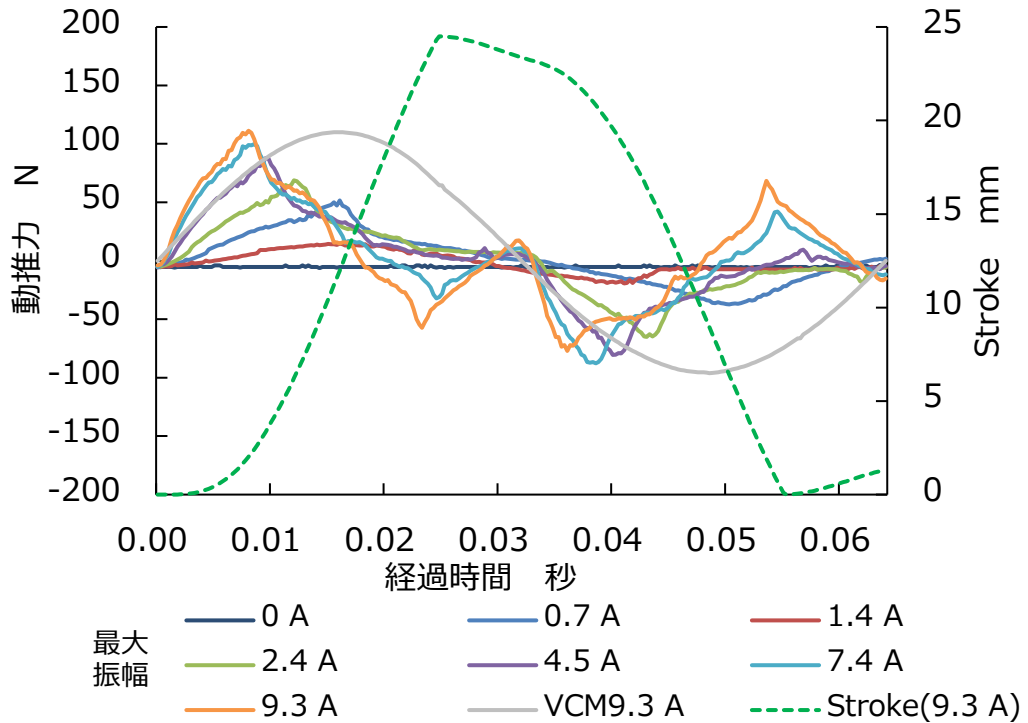


図 4-21 各電流値での経過時間による動推力特性(試作機 2 : フェライト磁石)

## 4.3 リニア振動アクチュエータの HFOV 性能評価

### 4.3.1 VCM を用いた HFOV の性能評価の実験システム

まずは現行で臨床使用している VCM の性能を確認するために、回路内圧、流量、1 回換気量を測定する実験システムを構築した。図 4-22、図 4-23 に示すように、VCM の先には Piston を装着し、HFOV 用純正人工呼吸器リユース回路の口元 Y ピース部分に imt メディカル社製フローアナライザ PF-300 を装着、フローアナライザの先には新生児用テストラング(コンプライアンス 0.60 mL/cmH<sub>2</sub>O(計算値)、抵抗 75 cmH<sub>2</sub>O/L/s(計算値)、容量 50 mL)を装着した。なお、HFOV 用人工呼吸器は通常陽圧式人工呼吸器とは異なり、呼気側に VCM と Piston が装着されており、呼気側から振動を与える構造となっている。臨床使用では吸気側に加温加湿器を挿入するが、今回の実験モデルでは除外している。フローアナライザ PF-300 の設定は、湿度 0 %、実測している大気圧(1004 mbar)とガス温度(24.5 °C)によって換気量を計算する ATPD (Ambient Temperature and Pressure Dry)とし、HFOV 駆動中の回路内圧、流量、1 回換気量をサンプリング 200 Hz でそれぞれ測定した。HFOV 用人工呼吸器の換気設定は Mode を HFO、1 回換気量 10 mL~60 mL、換気回数 15 Hz、平均気道内圧 0 cmH<sub>2</sub>O とした。

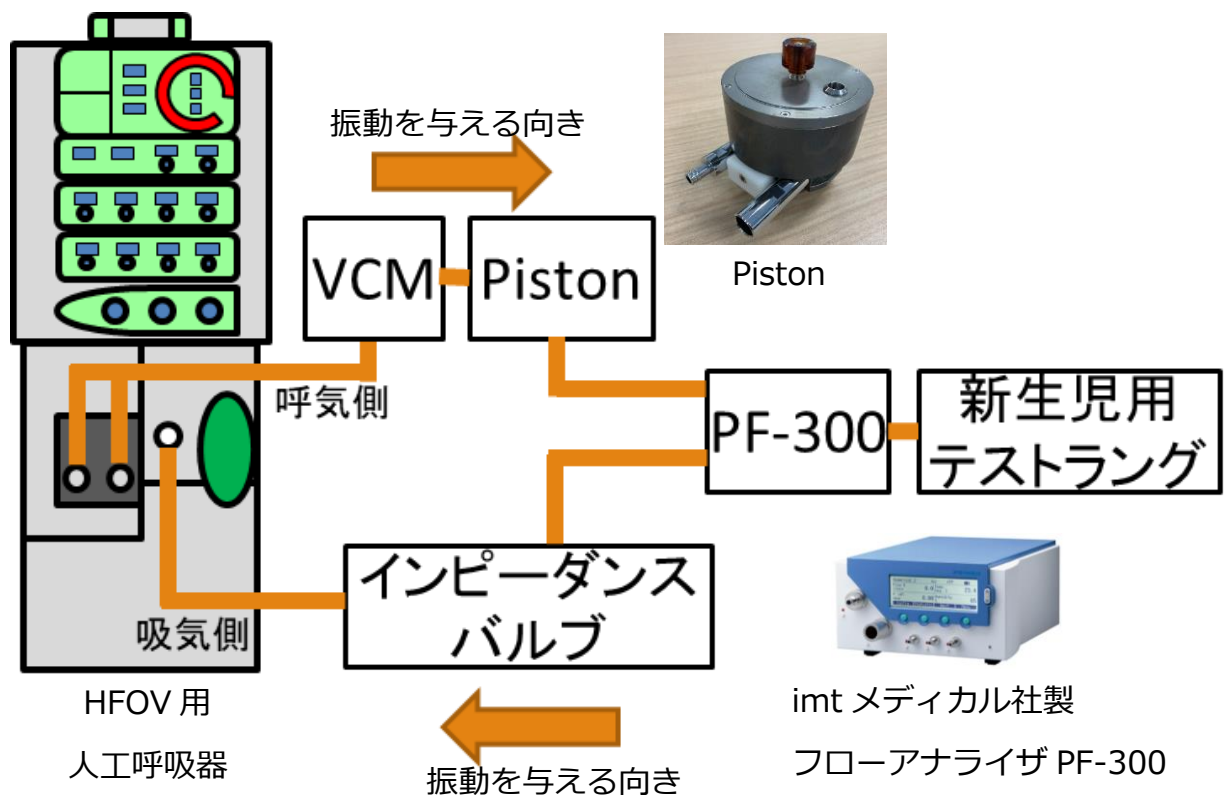


図 4-22 VCM を用いた HFOV 性能評価の実験モデル模式図



図 4-23 VCM を用いた HFOV 性能評価の実験風景

### 4.3.2 VCM を用いた実験システムの測定結果

VCM を用いた実験システムの測定結果を図 4-24, 図 4-25 に示す。図 4-24 は 1 回換気量 30 mL 設定にて 15 Hz 正弦波入力電流を流した際の, HFOV 開始 5 秒後, 測定値が安定してから 1 秒間での, フローアナライザで測定した回路内圧と流量, 1 回換気量の測定値である。このグラフより, 15 Hz の安定した回路内圧, 流量, 1 回換気量がこの実験システムの有用性を示すことができた。1 回換気量に関しては, 設定が 30 mL に対して測定結果の最大値が 7 mL 程度と 1/3 以下の値となっているが, これは回路のコンプレッションボリュームによるものと, フローアナライザ PF-300 の検出感度の限界によるものと推察し, 参考値として記載することとした。

また, 図 4-25 は HFOV を 15 秒間稼働させたときの, 各 1 回換気量設定(10 mL~60 mL)にて 15 Hz 正弦波入力電流を流した際の回路内圧と流量, 1 回換気量の最大値である。1 回換気量設定の増加と共に, 各測定値の上昇を確認した。

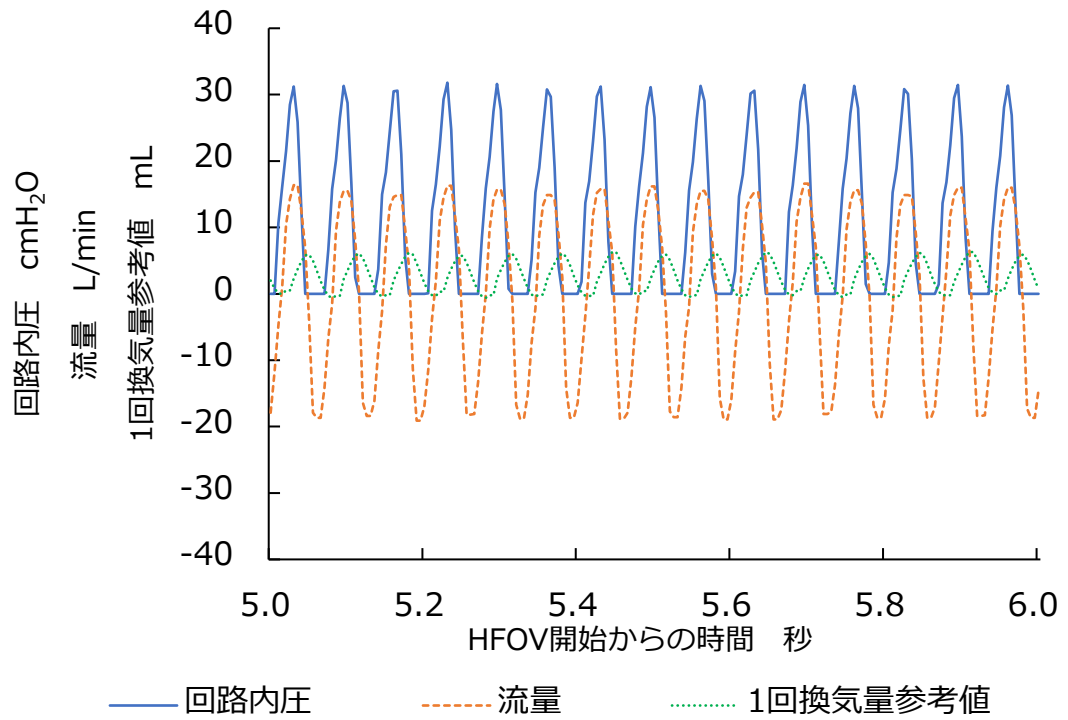


図 4-24 1 回換気量 30 mL 設定での各測定値

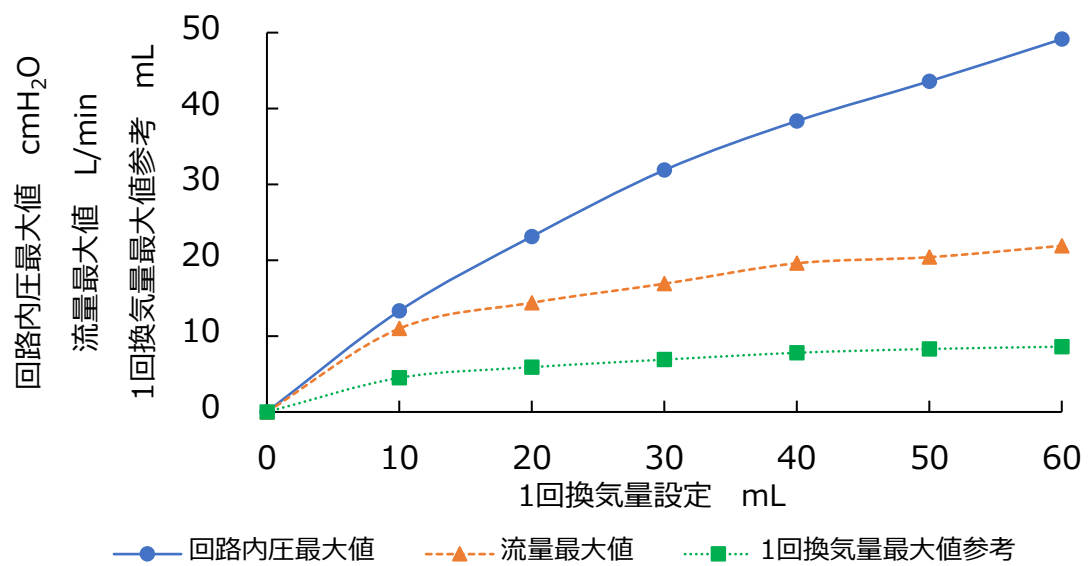


図 4-25 各 1 回換気量設定での最大値



### 4.3.3 LOA 試作機 2 を用いた HFOV 性能評価の実験システム

図 4-26 に示すように、図 4-22 の実験システムを改造して LOA 試作機 2 の試験システムを構築した。HFOV 用人工呼吸器は VCM に位置決め制御を付加してフィードバックをかけることによって、大きな Stroke となるように調整している。よって入力条件を揃えるために、HFOV 用人工呼吸器は駆動させずに、KENWOOD 製ファンクションジェネレータ FG-275 にて 15 Hz 正弦波信号を発生させ、その信号をエヌエフホールディングス製アンプ HSA4011(最大振幅 $\pm 75$  V<sub>pp</sub>)にて増幅させた電圧を入力信号とした。また入力信号は Tektronix 社製オシロスコープ TDS 3012B を用いて電圧振幅と周波数 15 Hz 正弦波を調整、確認した後に LOA 試作機 2 の Coil に接続した。

フローアナライザ PF-300 を用いて 15 Hz 正弦波入力電圧を付加した際の LOA 試作機 2 の回路内圧、流量、1 回換気量をサンプリング 200 Hz でそれぞれ測定した。PF-300 の設定は湿度 0%、実測している大気圧(1004 mbar)とガス温度(24.5 °C)によって換気量を計算する ATPD (Ambient Temperature and Pressure Dry)とした。

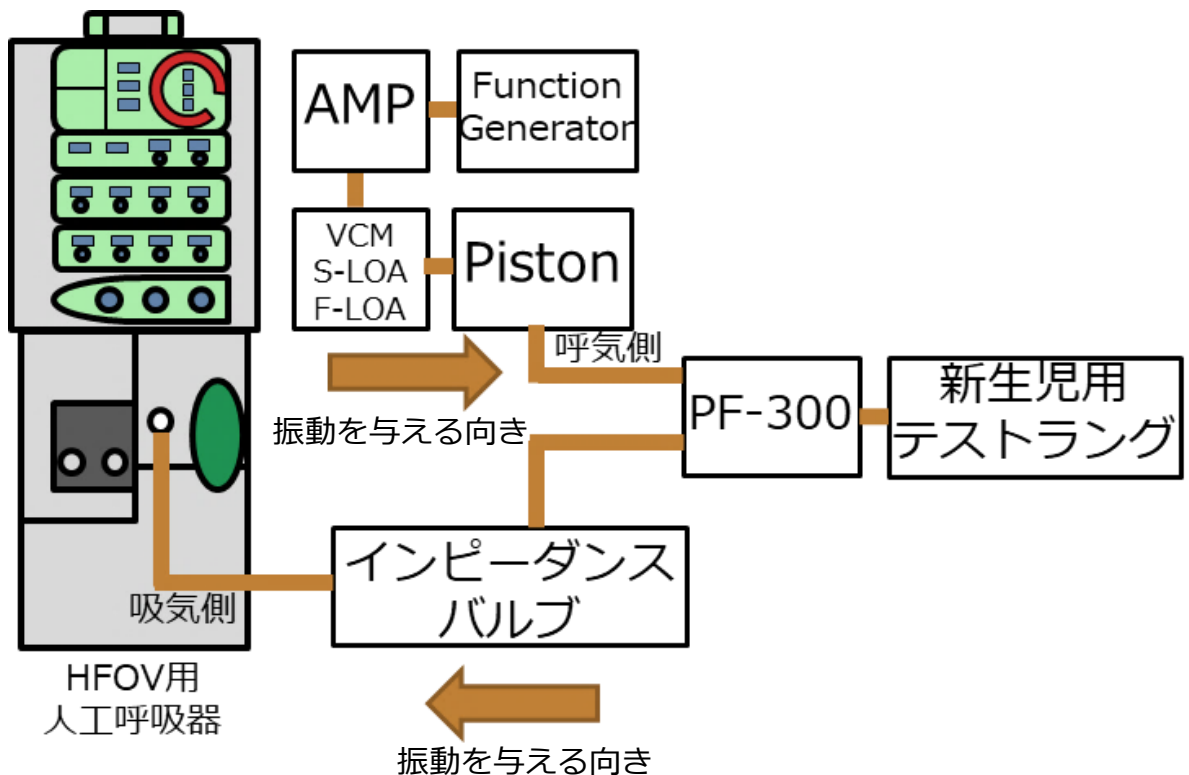


図 4-26 LOA 試作機 2 を用いた HFOV 性能評価の実験システム模式図

#### 4.3.4 LOA 試作機 2 を用いた静推力特性と HFOV 性能評価の結果

LOA 試作機 2 を用いて、Mover の Stroke 0 mm(下側安定時)の位置にて、静推力特性を実測した。測定方法は LOA 試作機 1 で実験した時と同じく、Stator の Coil に直流電流を印加した状態で Mover をゆっくりと指で持ち上げ、反発力を計測して静推力とした。直流電流は Stator の Coil へ上から見て反時計回りがプラスで、時計回りがマイナスと定義した。反発力の測定は共和電業製ロードセル LUR-A-KNSA1 を用い、測定は 5 回実施して平均と標準偏差を算出した。

測定した静推力特性のグラフを図 4-27 に示す。また、今までの実験で測定した VCM と LOA 試作機 1, 2 の、推力定数とディテント推力の比較を表 4-3 に示す。表 4-3 より、LOA では Coil の巻き数を多くした方が推力定数は大きい値となることを確認した。また、ディテント推力の値が VCM より LOA は大きい値を示した。この結果より、LOA にて 15 Hz の往復運動を達成させるためには VCM より大きな電流を流す必要性を示唆した。

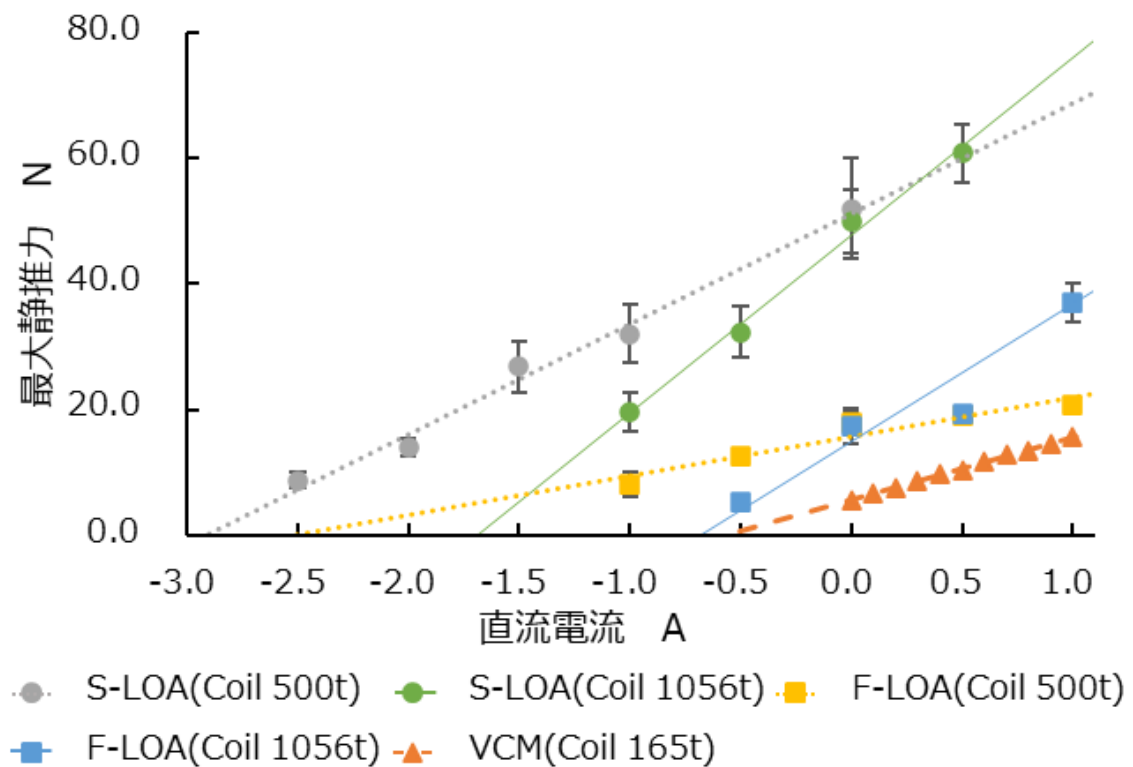


図 4-27 VCM と LOA 試作機 2 の静推力特性

表 4-3 VCM と LOA 試作機 1, 2 の推力定数とディテント推力

名称	動作原理	Magnet	Coil turns	推力定数 N/A	ディテント 推力 N
S-LOA	LOA	SS26	500	17.6	51.3
			1056	28.2	47.7
F-LOA		FR38	500	6.3	15.7
			1056	21.8	14.9
VCM	VCM	Ferrite	165	10.0	5.7

図 4-28 は S-LOA を，図 4-29 は F-LOA を，図 4-30 は VCM を 15 Hz 正弦波入力電圧振幅  $\pm 70 V_{pp}$  で駆動させた時の，HFOV 開始 5 秒後，測定値が安定してから 1 秒間での，フローアナライザで測定した回路内圧と流量，1 回換気量の測定値である。このグラフより，S-LOA でも図 4-24 に示す VCM と同様の回路内圧，流量，1 回換気量の変動が得られていることを確認した。また，F-LOA でも VCM と同様の回路内圧，流量，1 回換気量の変動を認めた。S-LOA，F-LOA 共に，位置決め制御を付加してフィードバックをかけることによって，より Stroke が安定した駆動ができる事が予想される。

また図 4-31 と図 4-32 は，HFOV を 15 秒間稼働させたときの，15 Hz 正弦波入力電圧を付加した際の回路内圧と流量の最大値の推移である。VCM は振幅  $\pm 10 V_{pp}$  にて最大回路内圧  $11.4 \text{ cmH}_2\text{O}$ ，最大流量  $8.1 \text{ L/min}$  となり，その後  $\pm 10 V_{pp} \sim \pm 75 V_{pp}$  では回路内圧と流量は変化せず同様の値であった。S-LOA は振幅  $\pm 40 V_{pp}$  までは回路内圧，流量とも測定範囲外であったが， $\pm 55 V_{pp}$  以上にて VCM を超える換気性能が測定された。F-LOA は振幅  $\pm 25 V_{pp}$  までは回路内圧，流量とも測定範囲外であったが， $\pm 25 V_{pp}$  より回路内圧，流量の値が上昇した。しかし， $\pm 75 V_{pp}$  までに VCM の換気性能を超えることはできなかった。

15 Hz 正弦波入力電圧の付加時，VCM では振幅  $\pm 10 V_{pp}$  から安定した回路内圧，流量が可能であった事に対し，S-LOA では  $\pm 40 V_{pp}$  以上でない安定した回路内圧，流量とはならなかった。これは機器の使用する電力が VCM より S-LOA の方が大きくなってしまふことを示すものだが，VCM と比較して Stator で 19.6%，Mover で 9.2% まで体積比が縮小した S-LOA でも，HFOV 用人工呼吸器のアクチュエータとして使用ができる可能性を示唆した。

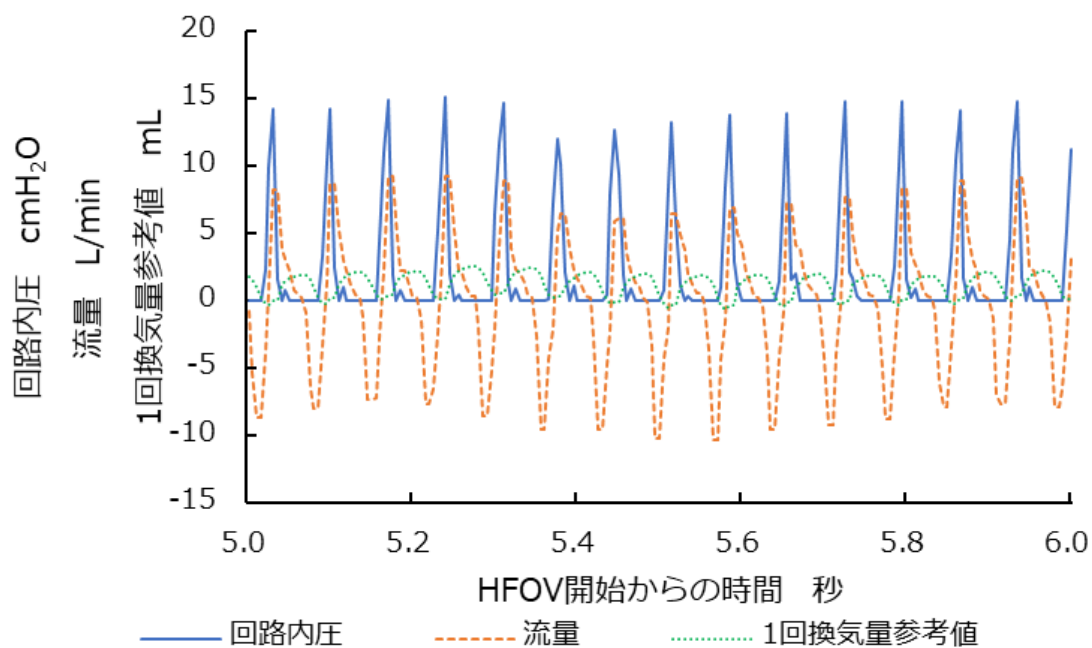


図 4-28 S-LOA の 15 Hz 入力電圧振幅±70 V<sub>pp</sub>での各測定値

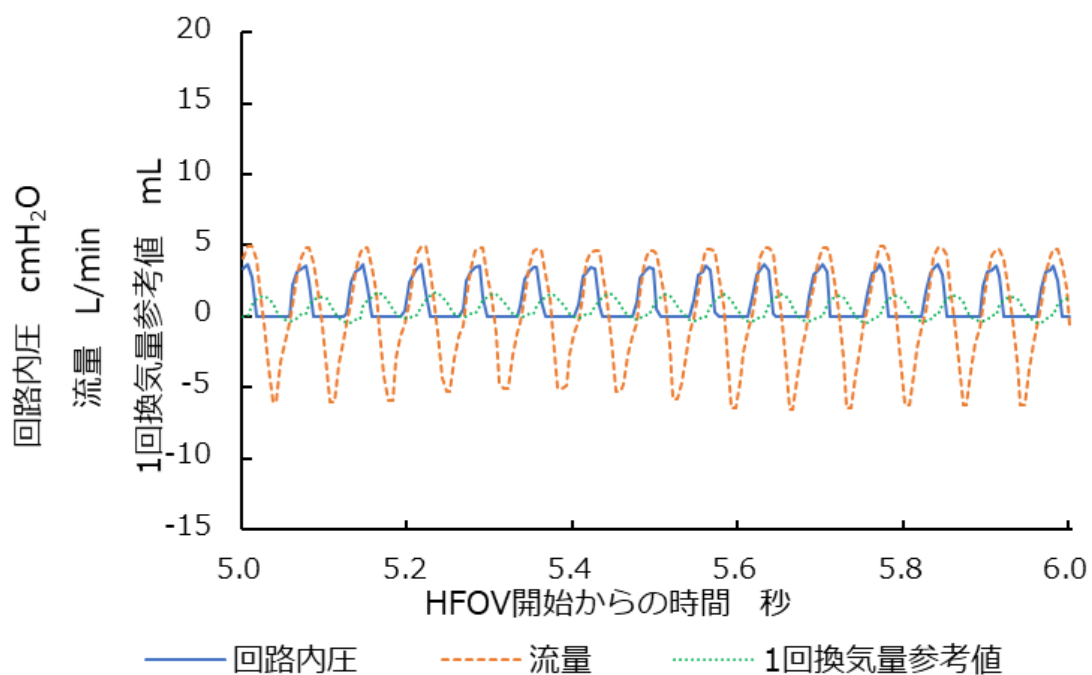


図 4-29 F-LOA の 15 Hz 入力電圧振幅±70 V<sub>pp</sub>での各測定値

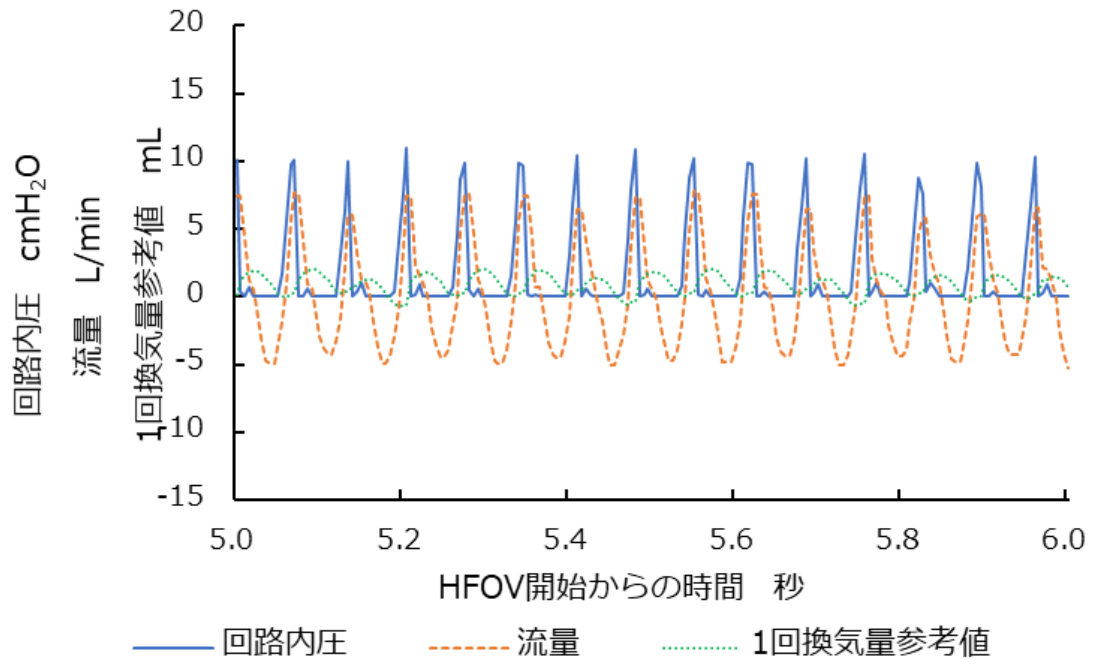


図 4-30 VCM の 15 Hz 入力電圧振幅 $\pm 70$  V<sub>pp</sub>での各測定値

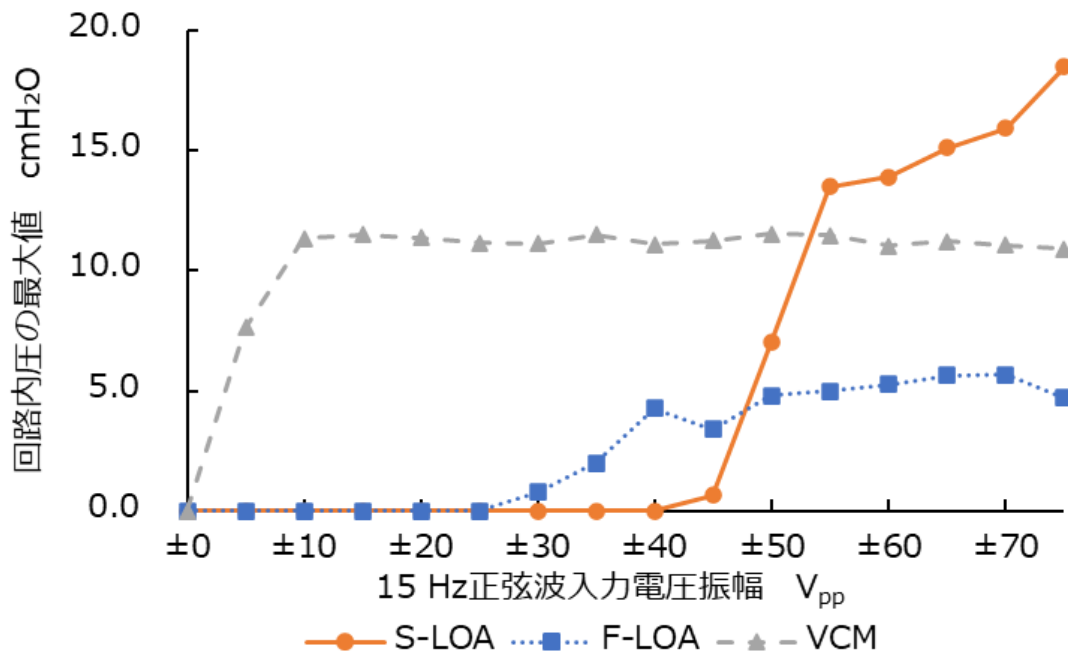


図 4-31 15 Hz 入力電圧振幅での回路内圧の最大値

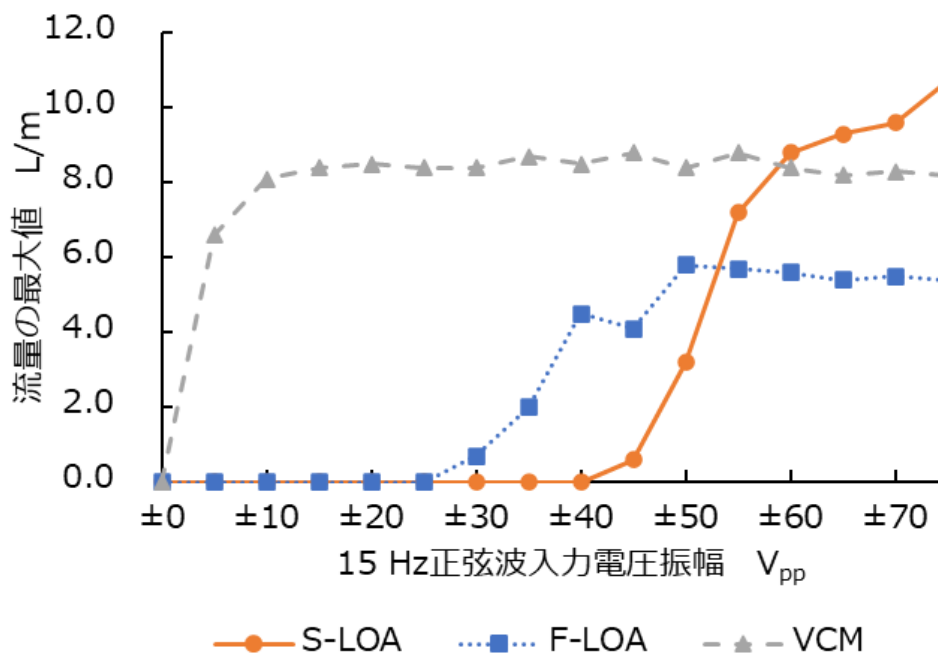


図 4-32 15 Hz 入力電圧振幅での流量の最大値

#### 4.3.5 LOA 試作機 2 を用いた HFOV 性能評価の考察

LOA 試作機の静推力特性について、表 4-3 より、VCM のディテント推力 5.7 N に対して、F-LOA は 14.9 N~15.7 N と VCM の約 3 倍程度、S-LOA は 47.7~51.3 N と約 10 倍程度大きくなる結果となった。この結果より、ディテント推力の観点から見ると、LOA では S-LOA よりもディテント推力の小さい F-LOA の方が優れていることを示している。HFOV の性能評価にて、ディテント推力の小さい F-LOA での応答性が良いという結果が想定され、回路内圧と流量が VCM を上回ることを期待した。しかし HFOV の性能評価の実験では、F-LOA では  $\pm 25 V_{pp}$  程度まで、S-LOA では  $\pm 40 V_{pp}$  程度まで LOA Mover が Stroke を開始しなかった。これは少ない電圧では LOA の重さとディテント推力を上回る推力を生み出せなかったことによって初期駆動ができなかったためと考えられる。

また VCM では振幅  $\pm 10 V_{pp}$  にて最大回路内圧 11.4 cmH<sub>2</sub>O、最大流量 8.1 L/min、F-LOA では振幅  $\pm 50 V_{pp}$  にて最大回路内圧 5.7 cmH<sub>2</sub>O、最大流量 5.5 L/min となり、その後入力電圧を上げても最大回路内圧と最大流量は上昇しなかった。VCM と F-LOA は構造的に発生推力（磁石による磁気力+コイル励磁による電流力）が飽和して、最大回路内圧と最大流量の上昇が停止したのと考えられる。一方、最大エネルギー積( $BH_{max}$ )が大きい S-LOA では発生推力による飽和を起こさず、入力電圧を上げることによって VCM 以上の最大回路内圧と最大流量を得ることが可能であった。より  $BH_{max}$  の大きいネオジウム磁石を使用することによって最大回路内圧と最大流量をさらに増やすことは可能であると考えられるが、ディテント推力によ

り初期駆動させるまでの電圧値も大きくなってしまいます。ディテント推力との関係も考慮した Magnet 選定を今後さらに検討する必要がある。また本研究はメカニカルな Stroke 制限を 24.5mm としたが、メカニカルな Stroke 制限を 24.5 mm より長く設定し、バネで固定するなどの方法でディテント推力の影響の少ないところへ Mover を持ってくることは可能である。そうすればより強い Magnet も採用することができる。

今回は機器の都合上 $\pm 75 V_{pp}$ の入力電圧が限界値であったが、今後はより入力電圧を高くできる機器を使用して S-LOA の最大回路内圧と最大流量の限界値も検討していく必要がある。

#### 4.3.6 VCM と LOA 試作機 2 での単巻線形 LOA の損失の検討

HFOV の性能評価実験より、単巻線形 LOA の推力を VCM より大きくするためには入力電圧を上げる必要性が示された。入力電圧を上げることで発生する一番の問題は損失である。VCM ではファンによる空冷を使用しているが、入力電流の許容値として  $20 A/mm^2$  が限度とすると、 $\phi 0.85$  mm の Coil を使用した場合での単巻線形 LOA の入力電流の限度値は 11.3 A である。今回の 15 Hz 正弦波電圧振幅 $\pm 75 V_{pp}$ を計算すると入力電流は約 7.1 A であり、空冷の許容範囲内ではあるが、今後位置決め制御を検討する際にはさらに大きな電流値となることが予想され、鉄損や渦電流損失などの損失による影響も考慮しなければならない。損失の分類を図 4-33 に示す。

直流電流による Coil の銅損の算出は計算でも求めることができるが、交流電流での鉄損の算出は、互いに近接した導体によって生成される磁場の影響、Mover の運動に伴う高調波渦電流、マイナーループによるヒステリシス損など様々な影響を受けるため計算による推定は困難であり、3D 有限要素解析にてシミュレーションを行うことが必要である。VCM と LOA 試作機 2 の単巻線形 S-LOA について、電磁解析ソフトウェア JMAG 20.0 を用いて求めることとした。

損失解析は 3 次元解析が求められるため、計算コストを抑えるために VCM と S-LOA の 3 次元軸対称 1/96 分割モデルを作成した。作成した 3 次元軸対称 VCM 1/96 分割モデルを図 4-34 に、3 次元軸対称 S-LOA 1/96 分割モデルを図 4-35 に示す。なお、3 次元軸対称 VCM 1/96 分割モデルは HFOV 用人工呼吸器の VCM と同じ材料と寸法、3 次元軸対称 S-LOA 1/96 分割モデルは LOA 試作機 2 の単巻線形 S-LOA と同じ材料と寸法に規定し、15 Hz 正弦波電流 1 周期  $75 V_{pp}$  を付加した際の鉄損と銅損について検討した。3 次元軸対称 VCM 1/96 分割モデルの解析条件を表 4-4、3 次元軸対称 S-LOA 1/96 分割モデルの解析条件を表 4-5 に示す。

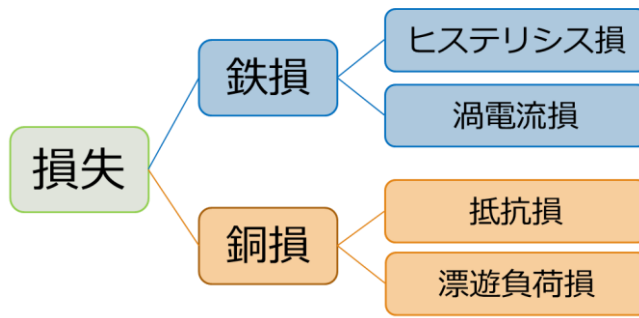


図 4-33 損失の分類

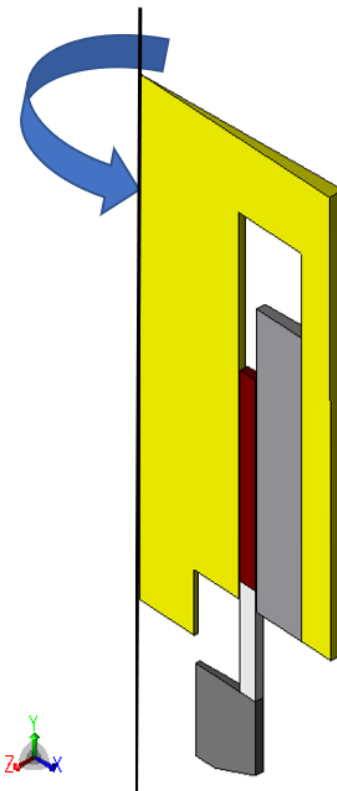


図 4-34 3次元軸対称 VCM 1/96 分割モデル(回転体の断面)

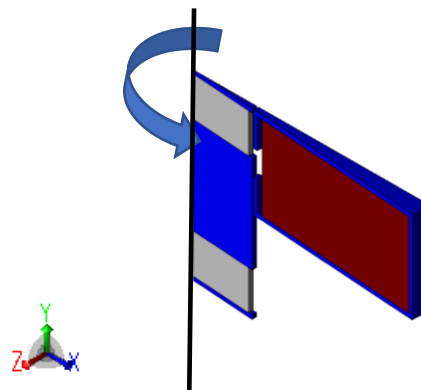


図 4-35 3次元軸対称 S-LOA 1/96 分割モデル(回転体の断面)



表 4-4 3次元軸対称 VCM 1/96 分割モデルの解析条件

解析項目	設定
寸法(Stator)	φ127×125 mm
寸法(Magnet)	φ125×125 mm
寸法(MoverCoil)	φ74×112 mm
ギャップ	0.5 mm
次元	3次元
解析タイプ	軸対称磁界過度応答解析
部分モデル	1/96 分割モデル
ステップ数	257
時間刻み	0.00026042 s(15 Hz÷256)
基本領域(メッシュタイプ)	解析ステップごとにメッシュを設定
メッシュ要素サイズ(Coil)	1.0 mm
メッシュ要素サイズ(Magnet)	1.0 mm
メッシュ要素サイズ(Stator)	1.0 mm
メッシュ要素サイズ(ギャップ表面)	0.2 mm
材料(Head)	アルミニウム
材料(Magnet)	SSR-360H(Ferrite 磁石) 29.8~33.0 kJ/m <sup>3</sup>
材料(Coil)	銅
材料(Stator core)	SS400
条件(Mover の運動)	並進(Y 軸方向) 上限 24.5 mm
条件(対称境界)	1/96 分割モデルのカット部
条件(Coil への印加電圧)	75 V <sub>pp</sub> (15 Hz 正弦波)
条件(FEM コイル巻き数)	165 turns
条件(FEM コイル抵抗)	0.94 Ω

表 4-5 3次元軸対称 S-LOA 1/96 分割モデルの解析条件

解析項目	設定
寸法(Stator)	φ127×24.5 mm
寸法(Coil)	φ125×22.5 mm
寸法(Mover)	φ34×49 mm
ギャップ	0.5 mm
次元	3次元
解析タイプ	軸対称磁界過度応答解析
部分モデル	1/96 分割モデル
ステップ数	257
時間刻み	0.00026042 s(15 Hz÷256)
基本領域(メッシュタイプ)	解析ステップごとにメッシュを設定
メッシュ要素サイズ(Coil)	1.0 mm
メッシュ要素サイズ(Mover)	0.5 mm
メッシュ要素サイズ(Stator)	0.5 mm
メッシュ要素サイズ(ギャップ表面)	0.2 mm
材料(Mover core)	SS400
材料(Magnet)	Recoma26(SmCo 磁石) 208 kJ/m <sup>3</sup>
材料(Coil)	銅
材料(Stator core)	SS400
条件(Mover の運動)	並進(Y 軸方向) 上限 24.5 mm
条件(対称境界)	1/96 分割モデルのカット部
条件(Coil への印加電圧)	75 V <sub>pp</sub> (15 Hz 正弦波)
条件(FEM コイル巻き数)	1056 turns
条件(FEM コイル抵抗)	8.0 Ω

### 4.3.7 VCM と LOA 試作機 2 での単巻線形 LOA の損失の結果

3次元軸対称 VCM 1/96 分割モデルに 15 Hz 正弦波電圧 1 周期を流した際の、ピーク電圧の変化による損失平均値の解析結果の推移を図 4-36 に示し、3次元軸対称 S-LOA 1/96 分割モデルに 15 Hz 正弦波電圧 1 周期を流した際の、ピーク電圧の変化による損失平均値の解析結果の推移を図 4-37 に示す。

解析結果より、VCM モデルの方が S-LOA モデルと比較して非常に損失が大きいことがシミュレーションによって示された。また、鉄損と銅損の割合で比較をすると、VCM は鉄損が優位に大きく、S-LOA は銅損が優位に大きくなっていることをシミュレーションによって確認することができた。

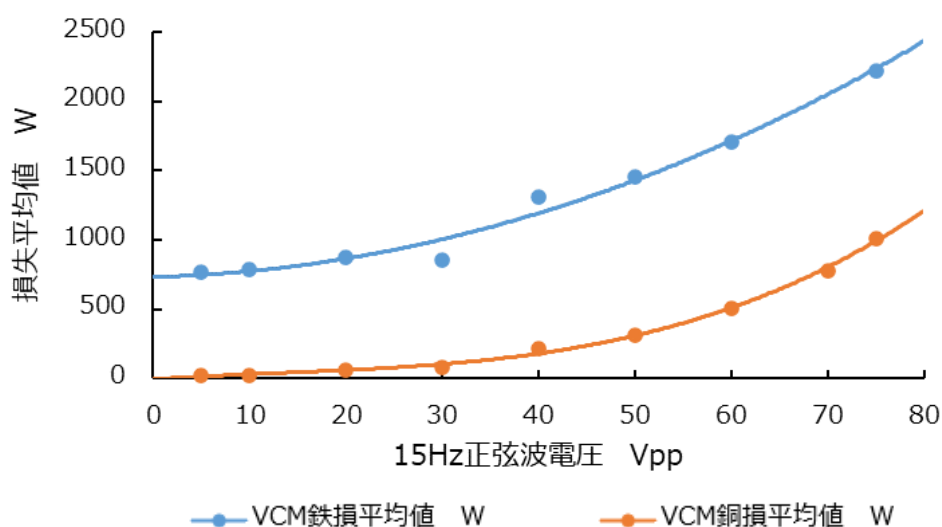


図 4-36 15 Hz 正弦波ピーク電圧の変化による VCM 損失平均値の推移

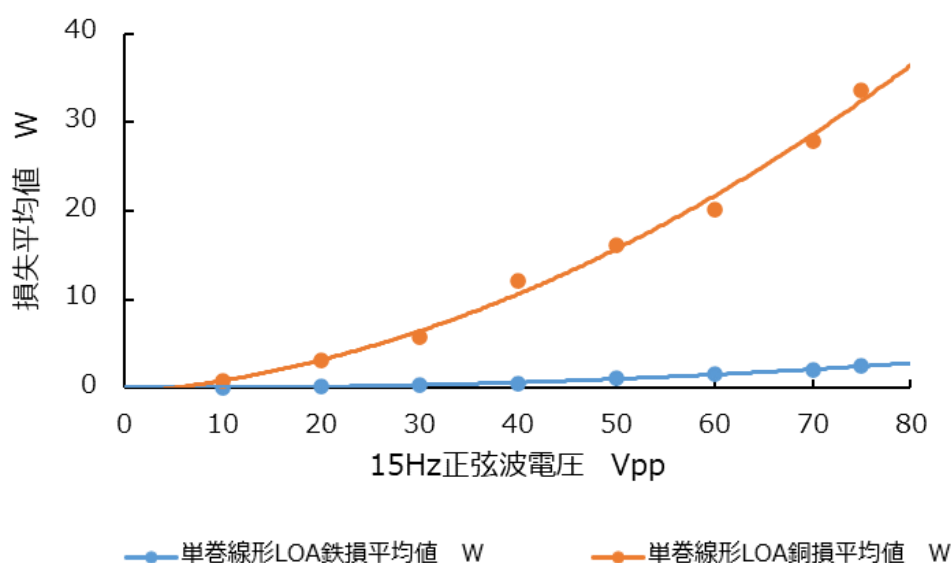


図 4-37 15 Hz 正弦波ピーク電圧の変化による S-LOA 損失平均値の推移

## 第5章 結論

### 5.1 本研究の成果

未熟児，新生児への治療で人工呼吸器を使用する際，慢性肺疾患の予防として高頻度振動換気法(HFOV)による予防が模索されてきている。また，長期の在宅人工呼吸管理を必要とする子どもたちが10年間で10倍に増加している。

現在臨床で使用されているHFOV用人工呼吸器は55 kg(架台含む)と非常に大型の人工呼吸器となり，機器搬送にも大変な労力を要する。HFOV用人工呼吸器の在宅用は発売されておらず，HFOVを使用できる在宅用人工呼吸器を開発するためには人工呼吸器自体の小型化が必須である。

本研究では，人工呼吸器の部品の中でも多くの体積を占めるモータの小型化を対象とした。リニア振動アクチュエータ(LOA)は，構造が大変簡単で，HFOVの基本動作であるピストン部の往復動作が変換機構なしで得られるため，システムが簡単となり信頼性が向上するなどの特徴を有するアクチュエータである。HFOV人工呼吸器用アクチュエータとして構造が簡単なLOAに着目し，小型化のための開発を行った。

まずは現在臨床で使用されているHFOV用人工呼吸器の駆動部であるボイスコイルモータ(VCM)のシミュレーションモデルを作成した。VCMシミュレーションモデルとHFOV用人工呼吸器のVCM実機の静推力を測定し，推力定数を比較することで，VCMシミュレーションモデルの妥当性を確認した。その後VCM軸対称2次元モデルの動推力特性をシミュレーションし，正弦波電流最大振幅9.3 Aの入力で100 Nを超える，目標とするLOAの動推力特性を確認した。

要求仕様を満たすLOAの開発として単巻線形LOAを選択した。単巻線形LOAのシミュレーションモデルを作成し，各パラメータを変更する事によって単巻線形モデルを導いた。単巻線形LOAモデルはVCMに比べ，近似した動推力特性にもかかわらず，Statorで19.6%，Moverで9.2%まで縮小することが可能であった。

シミュレーションで得た知見をもとに，単巻線形LOAにてピストン駆動が可能な試作機を設計・製作し，換気性能を評価することができるシステムを構築して動作検証を実施した。静推力特性の比較では，単巻線形LOAではCoilの巻き数を多くした方が推力定数は大きい値となることを確認した。またディテント推力の値がVCMより単巻線形LOAは大きい値を示し，このディテント推力がMoverの初期駆動に対して影響を与えることを示唆した。HFOV性能の比較では，ディテント推力により初期駆動させるまでの電圧値が大きくなってしまいう事が課題となるが，入力電圧を上げることによってVCMの測定値以上の最大回路内圧と最大流量を得ることが可能であった。以上により，単巻線形LOAによりHFOV用人工呼吸器のアクチュエータを小型化できる可能性を示唆した。

## 5.2 今後の課題

### 5.2.1 単巻線形 LOA の位置決め制御の検討

リニアモータは高速、高加減速、高い位置決め精度を実現できるため、搬送装置や工作機械などに使われている。リニアモータの一種である LOA はその原理、構造面の要因より、推力にコギングやリップルといった高調波成分を持っており、速度制御や位置決め精度に大きく影響する。また、回転型のモータと大きく異なるのは、LOA では移動方向に対し長さが無限ではなく端を持つことであり、Mover が Stator の中心部に位置する場合と端部に位置する場合とでは LOA の特性が異なる。このような背景から、高度な制御設計のためにより詳細で実機に即した挙動を示す LOA モデルが制御シミュレーションで求められており、LOA の制御に関する論文も散見されている<sup>[81]~[83]</sup>。

HFOV では安定した圧力振幅を得るために、24.5 mm の範囲で LOA の安定した 15 Hz 前後の往復運動が必要である。この動作を実現するために位置センサにて位置決め制御を行い、フィードバックをかけることによって対応する。制御のブロック概念図を図 5-1 に示す。この制御は既存の技術で対応可能であり、LOA の推力特性を制御することができる。

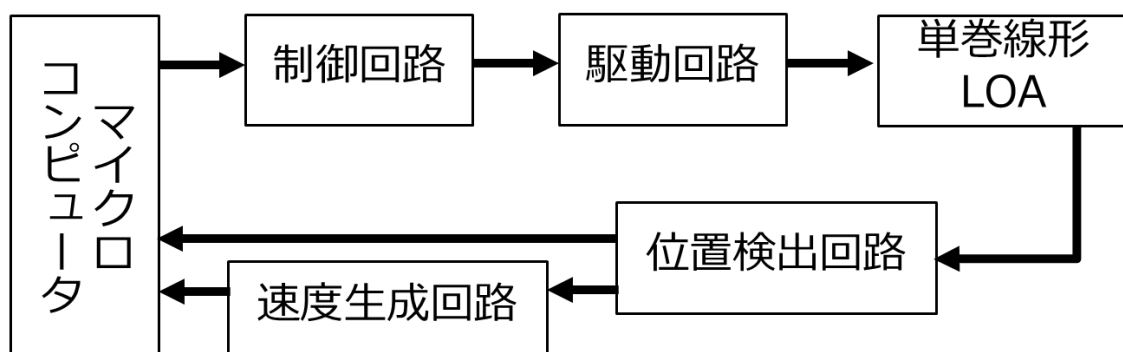


図 5-1 単巻線形 LOA を使った位置決めサーボ系のブロック概念図

電磁解析ソフトウェア JMAG では、LOA が含有する磁気飽和特性や空間高調波を考慮した、詳細で実機に即したリニアモータモデルを作成することが出来る。JMAG 20.0 を用いて、LOA の磁気飽和特性や空間高調波とドライバの制御特性の両方を考慮した連携シミュレーションを行う必要がある。

## 5.2.2 単巻線形 LOA の動作音について

今回の研究で示した VCM と単巻線形 LOA は非常に大きな動作音での駆動となった。HFOV 用人工呼吸器ではモータ部にカバーをつけることによって周囲への騒音とならないようにある程度は配慮されている。しかし、VCM や単巻線形 LOA のような大きな動作音が新生児の過剰なストレスとなり、生理学的に不安定な状況に陥るばかりでなく、その神経・運動発達にも影響を受け、将来的に認知機能や、社会的行動に重要な問題を抱える可能性があると言われて<sup>[84]</sup>。アメリカ小児科学会(American Academy of Pediatrics: AAP)では NICU 設置推奨基準を設けており、「施設内の環境音の音圧は、持続的な音圧と、処置・作業時の音圧との合計が、1 時間 Leq (等価騒音レベル)で 45 dB, 1 時間 L10 (10%時間率騒音レベル)で 50 dB を上回らないように、また一時的な音圧または Lmax (最大騒音レベル)が 65 dB を上回らないようにする」と規定している。単巻線形 LOA の動作音を低減させることも今後の重要な課題である。

### 5.3 今後の展望

本研究では、人工呼吸器の部品の中でも多くの体積を占めるモータの小型化を対象とし、単巻線形 LOA を用いることにより Stator で 19.6%、Mover で 9.2%まで縮小することが可能であった。また、15 Hz 正弦波の入力電圧を上げることによって VCM 以上の最大回路内圧と最大流量を得ることが可能であった。この技術によって、NICU 等で使用されている HFOV 用人工呼吸器を小型化できる可能性を示唆することができた。

この技術は HFOV 療法の在宅治療への転換の一助となる可能性があると考えている。HFOV 療法を自宅でご家族と一緒に、普段の生活に近い形で暮らしながら治療することで、QOL が向上、またご家族の気持ちも安定し、治療に前向きで過ごすことができる。また、一般的に入院治療を受けるよりも在宅治療を選択した方が医療費の負担も少なく、ご家族の経済的負担も減らすことができると考えている。

本研究では新生児で使用される 15 Hz の駆動周波数を中心に論じたが、可変周波数に対応する制御を実施することによって、成人への HFOV 療法への展開も期待できる。

加えて、排痰補助機器の小型化の可能性も期待できる。呼吸の異常として胸郭のコンプライアンスの低下、肺気量の減少、深呼吸とあくびの減弱、筋力低下による高二酸化炭素血症を引き起こす疾患である、神経筋疾患患者の気道クリアランス維持が近年注目されている。咳の介助を実施する機器である、排痰補助機器のオシレーション機能に対して、単巻線形 LOA を導入して応用できると考えている。加湿不足で硬くなってしまった状態の痰に対する排痰は容易ではない。排痰も在宅人工呼吸療法では重要なファクターであり、小型化を達成することは在宅人工呼吸療法のさらなる発展へ寄与することができると考える。



図 5-2 排痰補助装置 カフアシスト E70<sup>[85]</sup>

## 参考文献

- [1] 茨聡, 一ノ橋祐子:「新生児呼吸管理における Lung protective ventilation(LPV)」, 株式会社エム・イー・タイムス, 2005
- [2] 清水:「人工肺サーファクタントの臨床応用の現況と問題点」, 日本集中治療医学会雑誌, Vol. 5, No. 3, pp. 193-201(1998)
- [3] Christian J. Roth:「Gas exchange mechanisms in preterm infants on HFOV – a computational approach」, *Scientific reports on nature* (2018)
- [4] 田村正徳:「医療的ケア児に対する実態調査と医療・福祉・保健・教育等の連携に関する研究」, 平成 30 年度厚生労働科学研究費補助金障害者政策総合研究事業(2020)
- [5] 読売新聞社:「命をつなぐ人工呼吸器 メトランが貫く「想い」とは」, *METI Journal*, Vol. 6, <https://journal.meti.go.jp/p/13703/>
- [6] 株式会社メトランウェブサイト: <http://www.metran.co.jp/products/pickup/189.html>
- [7] 株式会社メトラン:「ハミング X 添付文書」, [https://www.info.pmda.go.jp/downfiles/md/PDF/780072/780072\\_22000BZX0160900\\_A\\_01\\_10.pdf](https://www.info.pmda.go.jp/downfiles/md/PDF/780072/780072_22000BZX0160900_A_01_10.pdf)
- [8] 廣瀬稔:「臨床工学講座 呼吸療法装置」, 医歯薬出版株式会社, pp. 123-126(2011)
- [9] Jane Pillow:「高頻度換気:理論と実践」, ドレーゲルメディカルジャパン(2018)
- [10] Etsuro Motoyama:「Smith's Anesthesia for Infants and Children 8th Edition」(2011)
- [11] 大原洋一郎:「Oscillation 法による新生児呼吸抵抗の測定(第 1 報)」, 日本小児外科学会雑誌, Vol. 13, pp. 1117-1120(1977)
- [12] 産業用リニアドライブ技術の応用展開調査専門委員会:「最新! リニアモータ応用の状況 2015」(2016)
- [13] 野中作太郎:「リニアドライブとその応用」, T.IEE Japan, Vol. 112-D, No.12, pp. 1134-1140(1992)
- [14] 海老原大樹, 和多田雅哉:「最近 2 年間におけるリニアドライブ関連研究の動向」, 電気学会論文誌. D, Vol. 118, No. 10, pp. 1217-1221(1998)
- [15] 産業用リニアドライブ技術の応用展開調査専門委員会:「産業用リニア電磁駆動システムの要素技術とその動向」, 電気学会技術報告, Vol. 1154(2009)
- [16] 産業用リニアドライブ技術の応用展開調査専門委員会:「産業用リニア電磁駆動システムの要素技術とその応用」, 電気学会技術報告, Vol.1195(2010)
- [17] 海老原大樹:「リニアモータの FA への応用」, 電気学会論文誌, Vol.112, No.4, pp. 223-227(1992)
- [18] 山田一:「リニア磁気アクチュエータの最近の動き」, 電気學會雑誌, Vol. 102, No. 10, pp. 913-916(1982)
- [19] 海老原大樹:「「リニアモータ・アクチュエータ」一特集号によせて一」, 電気学会論文誌. D, Vol. 120, No. 4, pp. 475(2000)
- [20] 北山文矢:「二つの可動子を有するリニア振動アクチュエータの実機検証」, 日本 AEM 学会誌, Vol.26. No.2, pp. 20-25(2018)
- [21] 宇津野良:「磁石可動形リニア振動アクチュエータの駆動方法による効率の検討」, 日本応用磁気学会誌, Vol.26, No.4, pp.657-660(2002)
- [22] 卜穎剛:「リニア振動アクチュエータの振動制御の検討」, 電気学会論文誌. D, Vol. 129, No. 2, pp. 184-190(2009)



- [23]山田一：「搾乳機に用いるリニア振動アクチュエータの 1/f ゆらぎ動作」, 日本応用磁気学会誌, Vol. 20, No. 2, pp. 601-604(1996)
- [24]山田一：「長い Stroke をもつ円筒状鉄心可動形リニア振動アクチュエータの特性解析」, 電気学会論文誌. D, Vol. 108, No. 5, pp. 501-508(1988)
- [25]水野勉：「リニア振動アクチュエータの効率測定法の検証」, 日本 AEM 学会誌, Vol. 15, No. 2, pp. 80-85(2007)
- [26]水野勉：「観測器を用いたリニア振動アクチュエータの動推力測定法」, 電気学会論文誌. D, Vol. 127, No. 9, pp. 993-999(2007)
- [27]水野勉：「大きいモータ定数をもつ磁石可動形リニア振動アクチュエータの設計」, 日本 AEM 学会誌, Vol. 9, No. 4, pp. 509-515(2001)
- [28]山口昌樹：「円筒状鉄心可動形リニア振動アクチュエータの静推力特性解析」, 電気学会論文誌. D, Vol.112, No.7, pp. 657-662(1992)
- [29]小林正嗣：「モーター一体型リニア振動アクチュエータの実験的検証」, 電気学会論文誌. D, Vol. 136, No. 4, pp. 285-290(2016)
- [30]鹿野快男：「リニア電磁アクチュエータとその農業機器への応用」, 農業機械学会誌, Vol. 47, No. 3, pp. 389-395(1985)
- [31]西澤尚武：「搾乳ユニットに用いるリニア振動アクチュエータの特性解析」, 日本応用磁気学会誌, Vol. 18, No. 2, pp. 543-546(1994)
- [32]M. Tagami : 「Vibration damping and isolation systems using direct inertia force control」, *Journal of System design and Dynamics*, Vol. 2, No. 2, pp.507-517(2008).
- [33]F. Kitayama : 「Linear oscillatory actuator with two independently drivable movers」, *Proceedings of XXIIIrd International Conference on Electrical Machines*, pp. 1586-1592(2018).
- [34]Z. Q. Xhu X : 「Electromagnetic modeling of a novel linear oscillating actuator」, *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. 44, No. 11, pp. 3855-3858(2008).
- [35]A. Yoshitake : 「Dynamic analysis of a linear oscillatory actuator under feedback control」, *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. 33, No. 2, pp.1662-1665(1997).
- [36]Muhammad Jawad : 「Design and Analysis of a Novel Linear Oscillating Actuator with Dual Stator Rectangular Geometry」, *The Applied Computational Electromagnetics Society Journal (ACES)*, Vol. 36, No. 10, pp. 1384-1392(2021).
- [37]Ahmad A : 「Performance and design comparison of moving-magnet linear oscillating actuators based on their mover positions」, *World Journal of Engineering*, Vol. ahead-of-print, No. ahead-of-print(2022).
- [38]高野豊：「円筒状磁石可動形リニア振動アクチュエータの静推力特性」, 日本応用磁気学会誌, Vol.22, No.4-2, pp. 965-968(1998)
- [39]中村亮介：「支持機構の内包による力覚提示デバイス用 3 自由度振動アクチュエータの基礎検討」, 日本 AEM 学会誌, Vol.29, No.2, pp. 408-413(2021)
- [40]Fumiya Kitayama : 「Development of Linear Oscillatory Actuator with 4-poles and 8-poles Movers」, *IEEE International Magnetic Conference (INTERMAG)*(2021).
- [41]K. H. Shin : 「Electromagnetic Analysis of Single-Phase Linear Oscillatory Actuator Based on Subdomain Analytical Model With End and Stacking Effects」, *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. 57, No. 2, pp. 8000505(2021).
- [42]Y. Zhang : 「A novel transverse-flux moving-magnet linear oscillatory actuator」, *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. 48, No. 5, pp. 1856-1862(2012).

- [43]F. Poltschak : 「Design of Integrated Magnetic Springs for Linear Oscillatory Actuators」, *IEEE Transactions Industry Applications*, Vol. 54, No. 3, pp. 2185-2192(2018).
- [44]N. Niguchi : 「A novel motor with two controllable output shafts using superimposed current」, *Proceedings of IEEE International Magnetics Conference 2014*, pp. 2328-2329(2014).
- [45]鈴木隆史 : 「リニア振動アクチュエータを用いた方向提示デバイスの開発」, 東海大学紀要工学部学位論文, Vol.56, No.2, pp. 49-54(2016)
- [46]長谷川祐也 : 「動吸振器付リニア振動アクチュエータの最適化」, 電気学会論文誌 D, Vol.125, No.8, pp. 815-820(2005)
- [47]脇若弘之 : 「携帯電話用リニア振動アクチュエータの低消費電力薄形化」, 日本応用磁気学会誌, Vol. 24, No. 4\_2, pp. 955-958(2000)
- [48]小谷雅幸 : 「携帯電話用リニア振動アクチュエータの振動パターン」, 日本応用磁気学会誌, Vol. 28, No. 2, pp. 153-156(2004)
- [49]脇若弘之 : 「小形リニア振動アクチュエータの等価回路と低消費電力化」, 日本 AEM 学会誌, Vol. 9, No. 4, pp. 476-479(2001)
- [50]富樫仁夫 : 「コンプレッサ用磁石可動形リニア振動アクチュエータの開発」, パワーエレクトロニクス研究会論文誌, Vol. 27, pp. 132-138(2001)
- [51]矢島久志 : 「携帯電話用薄型リニア振動アクチュエータの基礎特性」, 日本応用磁気学会誌, Vol. 23, No. 4\_2, pp. 1669-1672(1999)
- [52]脇若弘之 : 「磁気バネを利用した薄型リニア振動アクチュエータの携帯電話への応用」, 日本 AEM 学会誌, Vol. 8, No. 3, pp. 53-56(2000)
- [53]富樫仁夫 : 「バネ特性を有する円筒状磁石可動型リニア振動アクチュエータの設計に関する考察」, 電気学会論文誌. D, Vol. 122, No. 4, pp. 317-322(2002)
- [54]荘司典孝 : 「三次元有限要素法を用いた小形リニア振動アクチュエータの動作特性解析」, 電気学会論文誌. D, Vol. 130, No. 4, pp. 568-573(2010)
- [55]F. Hausberg : 「Experimental and analytical study of secondary path variations in active engine mounts」, *Journal of Sound and Vibration*, Vol. 340, pp. 32-38(2015).
- [56]A. Halmai : 「New linear-electromagnetic actuator used for cellular phones」, *Periodica Polytechnica Mechanical Engineering*, Vol. 51, No. 1, pp. 19-22(2007).
- [57]M. Kato : 「Development of a haptic device using a 2-DOF linear oscillatory actuator」, *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. 50, No. 11, 8206404(2014).
- [58]A. Dementyev : 「Haptics with Input: Back-EMF in Linear Resonant Actuators to Enable Touch Pressure and Environmental Awareness」, *Proceedings of the 33rd Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology*, pp. 420-429(2020).
- [59]Y. Asai : 「Dynamic Analysis Method of Linear Resonant Actuator With Multimovers Employing 3-D Finite Element Method」, *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. 46, No. 8, pp. 2971-2974(2010).
- [60]高野豊 : 「永久磁石を内蔵したリニア振動アクチュエータの推力特性」, 日本応用磁気学会誌, Vol. 21, No. 4\_2, pp. 841-844(1997)
- [61]脇若弘之 : 「小形リニア電磁アクチュエータの特性評価」, 日本応用磁気学会誌, Vol. 27, No. 4, pp. 482-485(2003)
- [62]青木昭夫, 和多田雅哉 : 「低温環境における可動永久磁石形リニア振動アクチュエータの静推力および動推力特性」, 日本応用磁気学会誌, Vol. 24, No. 3, pp. 135-140(2000)

- [63]水野勉：「リニア直流モータを用いた高応答油圧サーボバルブ」，電気学会論文誌. D, Vol. 113, No. 8, pp. 1002-1008(1993)
- [64]海老原大樹，和多田雅哉：「人工心臓用リニア振動アクチュエータの小型ハイパワー化のための構造解析」，社団法人電気学会(1991)
- [65]和多田雅哉，井沢正夫他：「人工心臓用 LOA の推力向上に関する検討」，社団法人電気学会(1992)
- [66]海老原大樹，和多田雅哉：「単巻線形リニア振動アクチュエータの開発と高出力化設計」，電気学会論文誌. D, Vol. 113, No. 1, pp. 120-125(1993)
- [67]和多田雅哉：「完全植込式人工心臓駆動用リニア振動アクチュエータの開発に関する研究」，武蔵工業大学，学位論文
- [68]福長一義：「リニア振動アクチュエータ駆動による電磁式補助人工心臓の開発」，ライフサポート学会論文誌, Vol.15, No.3, pp.12-17(2003)
- [69]高野豊：「永久磁石を内蔵したリニア振動アクチュエータの推力特性」，日本応用磁気学会誌, Vol. 21, No. 4\_2, pp. 841-844(1997)
- [70]福長一義：「リニア振動アクチュエータ駆動補助人工心臓の開発現状」，第2回生活支援工学系学会連合大会, Vol.16, pp. 99-100(2004)
- [71]福長一義：「補助人工心臓駆動用リニア振動アクチュエータの提案と推力解析」，医用電子と生体工学, Vol.40, No.4, pp. 201-213(2002)
- [72]福長一義：「補助人工心臓駆動用リニア振動アクチュエータの開発」，茨城講演会講演論文集, Vol. 2002, pp. 189-190(2002)
- [73]海老原大樹：「III. 人工心臓駆動電磁アクチュエータ」，電気学会論文誌. D, Vol.115, No.3, pp. 190-191(1995)
- [74]山田一：「リニアパルスモータを利用した人工心臓用アクチュエータの開発」，T.IEE Japan, Vol. 107-D, No. 6, pp. 788-795(1987)
- [75]水野浩司：「完全人工心臓用リニア電磁ソレノイドの損失特性」，電気学会研究会資料.LD, リニアドライブ研究会, 1996(42), pp. 107-116(1996-05-22)
- [76]山口昌樹：「リニアモータ駆動型完全人工心臓に関する研究」，信州大学大学院工学系研究科システム開発工学専攻機械システム工学講座学位論文(1994)
- [77]山口昌樹：「リニアモータ駆動型完全人工心臓2機種のパフォーマンス比較」，日本応用磁気学会誌, Vol. 17, No. 2, pp. 453-458(1993)
- [78]山口昌樹：「完全人工心臓駆動用リニア電磁ソレノイドの開発」，日本人工臓器学会大会予稿集(1993)
- [79]山口昌樹：「完全人工心臓用リニア電磁ソレノイドの静推力特性」，電気学会全国大会[7](1993)
- [80]中村孝夫：「モータ駆動式プッシュャープレート型補助人工心臓システムの開発(プロトタイプ的设计と予備実験)」，人工臓器, Vol. 13, No. 1, pp. 117-120(1984)
- [81]元辻友彰，加藤雅之，平田勝弘他：「強制振動時のエネルギー保存則に基づくセンサレス負荷推定によるリニア共振アクチュエータの振幅制御」，電気学会論文誌. D, Vol. 140, No.7, pp. 534-541(2020)
- [82]北山文矢：「制振シミュレーションによる ACM 用リニア振動アクチュエータの性能評価」，電気学会論文誌. D, Vol. 132, No. 12, pp. 1091-1096(2012)
- [83]Masayuki Kato：「Reduction of Rotational Vibration Using Coriolis Force Generated by Electromagnetic Oscillatory Actuator Moving in Radial Direction」，*IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. 58, No. 2(2022).

- [84]小西澄代：「新生児集中治療室の環境推奨基準からみた音・光環境の検討」，三重看護学誌，Vol. 22(2020)
- [85]フィリップス・レスピロニクス合同会社ウェブサイト：  
<https://www.philips.co.jp/healthcare/product/HC0066000/e70>

## 発表論文

1. 島峰 徹也，笠井 亮佑，加納 敬，上條 史記，荻野 稔，日向 奈恵，田仲 浩平，篠原 一彦，和多田 雅哉：「リニア振動アクチュエータを用いた高頻度振動換気モータの開発」，日本 AEM 学会誌，vol.29(2)，pp.104-110，2021  
(第 2 章，第 3 章)
2. 島峰 徹也，笠井 亮佑，加納 敬，上條 史記，荻野 稔，安藤 ゆうき，田中裕香子，苗村 潔，田仲 浩平，篠原 一彦，和多田 雅哉：「リニア振動アクチュエータを用いた高頻度振動換気モータの性能評価」，医工学治療，vol.35(2)，(in press)  
(第 4 章)

## 国内研究会及び学会

1. 島峰 徹也，笠井 亮佑，加納 敬，上條 史記，荻野 稔，日向 奈恵，田仲 浩平，篠原 一彦，和多田 雅哉：「リニア振動アクチュエータを用いた高頻度振動換気モータの開発」，第 29 回 MAGDA コンファレンス in 大津(MAGDA2020)～電磁現象及び電磁力に関するコンファレンス～，pp. 392-397 (2020-12)  
(第 3 章 3.1 節～3.8 節)

## 謝辞

本論文を作成するにあたり、指導教官である和多田 雅哉 教授にお礼を申し上げます。ご多用にも関わらず、有益な助言や親切なご指導を頂きましたことを心より感謝致します。

森 晃 教授には、研究室および専攻での中間発表における助言及び、機器の評価をして頂いたことに対して、深く感謝いたします。

また、入江 喬介 先生、高橋 玄宇 先生には院生ミーティングならびに中間発表において助言を頂いたことに対して、深く感謝いたします。

また、本研究を行うにあたり、HF0V 用人工呼吸器を貸して頂き、専門的な助言を与えてくださった株式会社メトランの中根副会長、平松サービス部長に厚く御礼申し上げます。

臨床器械工学研究室大学院博士前期課程 片岡 怜 さん、篠原 克弥 君、鈴木 貴也 君、武山 颯輝 君、龍野 優 君、中野 雄斗 君、中村 和平 君、中村 裕亮 君、林 賢吾 君、本田 雅貴 君、勇永 哲志 君、吉野 響太 君ならびに 1 年生の新井 駿 君、黒島 葵 さん、小林 雄人 君、中西 芙由紀 さん、深澤 猛 君、森 勇輝 君、若尾 海飛 君、渡辺 直人 君には研究関連で有益な議論をさせて頂きました。お礼申し上げます。

家族一同には、私の研究面、生活面において、献身的な支えを頂きました。深く感謝致します。

最後に、和多田 雅哉 教授と森 晃 教授と東京都市大学臨床器械工学研究室の益々のご発展をお祈り致します。