The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	ヒト手指を手本とした導電性ナイロン繊維によるセンサおよびアクチュエータに関する研究
Author(s)	厚海, 慶太
Citation	大阪大学, 2023, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.18910/92204
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

ヒト手指を手本とした導電性ナイロン繊維による
センサおよびアクチュエータに関する研究

令和 5 年 3 月

厚海 慶太

ヒト手指を手本とした導電性ナイロン繊維による
センサおよびアクチュエータに関する研究

博士（工学）論文提出先

大阪大学大学院基礎工学研究科

令和 5 年 3 月

厚海 慶太

概要

本研究の最終目標は，完全にヒトと一致した感覚機能と運動性能の両方を兼ね備えた手指ロボットの実現であり，その鍵を握る機能性材料として，導電性ナイロン繊維の可能性に着目した．

健常なヒトの手指には，外力や摩擦，温度など周囲環境からの物理的な刺激に対して敏感なセンサとしての側面と，極めて複雑で繊細な随意運動が可能である高性能アクチュエータとしての側面がある．

いわゆる匠の技と呼ばれるような卓越した手技を保持する職人が，経験と勘を頼りに長期間の訓練を通じて獲得してきた技能は，それが簡単には模倣できないからこそ高い価値がある半面，保存や継承までもが困難という事実をも同時に意味しており，一旦失われてしまうと復元することは容易ではない．仮に，ある技能を構成する本質的な要素，つまり主観的な感覚など非言語的な記憶や勘に基づく動作などを，客観的かつ永続的に定量化できたとしても，当該技能を完全な形で再現するには，それらの情報に忠実に従うアクチュエータ，すなわち人工物としての「究極の手指ロボット」の存在が不可欠である．

他方，近年，ナイロン繊維表面に銀めっき処理を施し導電性が付与されたマルチフィラメントのミシン糸（以下，導電糸）が上市されている．導電糸は，導線の性質と糸の性質を兼ね備え，単独で伸縮センサとして機能するのみならず，細長い樹脂繊維に強いねじりと熱処理を加えて作られる SCP（Super Coiled Polymer）アクチュエータの材料として利用することができ，Joule 熱によって電気的に制御できる非常に興味深い機能性材料である．

以上を踏まえ，本学位論文は以下の３部により構成される．

（i） まず，ヒトをロボットの一種と見做し，その動特性や運動戦略を知ることは、実現すべきロボットの理想形を知ることと等価である．手指は３次元的に複数の冗長な自由度を有するが，干渉が多い筋骨格構造ならではの複雑な動作も，最も基本的でミクロな視点に立てば，力ないし変位を発生する最小単位は，電気化学的な運動ニューロンの興奮と，個々の筋繊維の収縮運動に帰着することを念頭に置く．その上で，先行研究の平衡点仮説と筋シナジー仮説に基づき，手指の運動を支配する前腕内の筋の中から浅指屈筋・総指伸筋ペアを対象として機能的電気刺激を加え，等尺性条件下の手指 MP 関節における神経筋系の伝達関数を取得し，検討を行った．【主論文１】

（ii） 導電糸による伸縮センサ（人工筋紡錘）の応用例として，医療用マスク表面に複数の導電糸を取り付け，その変形を計測するセンサシステムを製作し，機械学習によってマスク装着中の表情の識別を試みた．【参考論文】

（iii） 導電糸を原材料とした SCP アクチュエータ（人工筋繊維）は有用性が高いにも関わらず現状では製品として流通しておらず，必要に応じて半ば手作業で製作せざるを得ない．そこで，施撚から熱処理まで一貫して連続処理できる SCP アクチュエータの全自動製造装置を開発し，品質が安定した長大な導電糸 SCP アクチュエータを入手できる体制を構築した．また，得られたアクチュエータの基本的な性能評価を行った．【主論文２】

これらの成果は，筋束や筋紡錘など筋繊維組織によって形成される生体組織について，形状および機能の両面から同時に模倣することを可能とし，当初の最終目標に向け，より再現度の高い忠実な手指ロボットの実現へと続く新たな布石と考えている．すなわち，導電糸を材料とした人工筋繊維と人工筋紡錘で形作られる人工筋組織は，従来のアクチュエータとして知られる各種人工筋とは一線を画し，筋紡錘の密度が高く比較的小さな組織である虫様筋などの忠実な模倣を可能とする基本的な手段を提供する．レンショウ細胞が関与する局所的フィードバックが重要な役割を果たしていると見られるヒト手指の巧緻な制御メカニズムを人工的に構成し，究極の手指ロボットの実現を目指す．

目次

第 1 章 序論

1.1 研究の目的 1

1.2 ヒト手指のモデリングと制御 —究極の手本を探る— 1

1.3 導電性ナイロン繊維の可能性１ —センサとしての応用— 2

1.4 導電性ナイロン繊維の可能性２ —アクチュエータとしての応用— 4

第 2 章 平衡点仮説に基づく機能的電気刺激を用いた等尺性条件下におけるヒト手指関節運動モデルの検討

2.1 はじめに 6

2.2 理論 7

2.2.1 機能的電気刺激 7

2.2.2 平衡点制御モデル 8

2.2.3 ヒト手指の筋骨格モデル 10

2.3 実験方法 11

2.3.1 装置の概要 11

2.3.2 手指の神経筋モデルの同定実験 12

手順 12

刺激波形 13

伝達関数の推定 14

2.3.3 評価実験 14

モデルの特性検証 15

階段状入力に対する応答 15

中枢運動コマンドとのインタラクション 15

2.4 結果 16

2.4.1 手指の神経筋モデルの同定実験結果 16

2.4.2 評価実験結果 18

モデルの特性検証結果 18

階段状入力に対する応答 20
中枢運動コマンドとのインタラクション 21
2.5 考察 22
2.5.1 神経筋モデルの同定 22
固有角周波数 23
むだ時間 23
減衰比 23
2.5.2 手指神経筋モデルの評価 24
2.6 おわりに 24

第 3 章 マスクの伸縮と導電糸を用いた表情識別システムの開発

3.1 はじめに 25
3.2 表情識別システム 26
3.2.1 システムの概要 26
3.2.2 導電糸センサとプリアンプ（フロントエンド回路） 26
3.2.3 BLE モジュールとファームウェア 27
3.2.4 センサの配置 29
3.2.5 識別する表情の定義 31
3.3 実験方法 33
3.4 実験結果 33
3.5 おわりに 36

第 4 章 導電性ナイロン繊維アクチュエータの全自動製造装置の開発と特性評価

4.1 はじめに 37
4.2 導電性ナイロン繊維アクチュエータ 38
4.3 全自動製造装置 38
4.3.1 概要 38
4.3.2 駆動軸制御部 41
4.3.3 給糸・施撚部 42
4.3.4 中間送り部 44
4.3.5 アニーリング部 45
4.3.6 巻き取り部 46
4.3.7 計測・制御部および電源部 47
4.4 製造実験 48
4.4.1 施撚 48

4.4.2 アニーリング 51
4.5 アクチュエータの基本性能評価 52
4.5.1 外観 52
4.5.2 基本特性測定治具 54
4.5.3 連続駆動時の温度変化 56
4.5.4 等張性条件（荷重一定条件における変位-温度特性） 57
4.5.5 等尺性条件（長さ一定条件における発生力-温度特性） 59
4.5.6 複数サンプルのばらつきに関する定性的な特性 61
Sample 1（等張性）：駆動周期=20[s]（120 秒間） 62
Sample 1（等張性）：駆動周期=10[s]（120 秒間） 63
Sample 1（等張性）：駆動周期=5[s]（120 秒間） 64
Sample 1（等張性）：変位-温度特性 65
Sample 1（等尺性）：駆動周期=20[s]（120 秒間） 66
Sample 1（等尺性）：駆動周期=10[s]（120 秒間） 67
Sample 1（等尺性）：駆動周期=5[s]（120 秒間） 68
Sample 1（等尺性）：力-温度特性 69
4.6 おわりに 71

第 5 章 結論
5.1 まとめ 72
5.2 結論 74

謝辞 **75**

参考文献 **76**

付録
A センサフロントエンド（アンプ）回路図 84
B プロトコルコンバータ 85
C フォースゲージ外部出力アンプ（差動-シングルエンド変換） 回路図 90
D 導電糸アクチュエータの基本特性測定結果 91
Sample 2（等張性）：駆動周期=20[s]（120 秒間） 92
Sample 2（等張性）：駆動周期=10[s]（120 秒間） 93
Sample 2（等張性）：駆動周期=5[s]（120 秒間） 94
Sample 2（等張性）：変位-温度特性 95
Sample 2（等尺性）：駆動周期=20[s]（120 秒間） 96

Sample 2（等尺性）：駆動周期=10[s]（120 秒間） 97
Sample 2（等尺性）：駆動周期=5[s]（120 秒間） 98
Sample 2（等尺性）：力-温度特性 99
Sample 3（等張性）：駆動周期=20[s]（120 秒間） 100
Sample 3（等張性）：駆動周期=10[s]（120 秒間） 101
Sample 3（等張性）：駆動周期=5[s]（120 秒間） 102
Sample 3（等張性）：変位-温度特性 103
Sample 3（等尺性）：駆動周期=20[s]（120 秒間） 104
Sample 3（等尺性）：駆動周期=10[s]（120 秒間） 105
Sample 3（等尺性）：駆動周期=5[s]（120 秒間） 106
Sample 3（等尺性）：力-温度特性 107
Sample 4（等張性）：駆動周期=20[s]（120 秒間） 108
Sample 4（等張性）：駆動周期=10[s]（120 秒間） 109
Sample 4（等張性）：駆動周期=5[s]（120 秒間） 110
Sample 4（等張性）：変位-温度特性 111
Sample 4（等尺性）：駆動周期=20[s]（120 秒間） 112
Sample 4（等尺性）：駆動周期=10[s]（120 秒間） 113
Sample 4（等尺性）：駆動周期=5[s]（120 秒間） 114
Sample 4（等尺性）：力-温度特性 115
Sample 5（等張性）：駆動周期=20[s]（120 秒間） 116
Sample 5（等張性）：駆動周期=10[s]（120 秒間） 117
Sample 5（等張性）：駆動周期=5[s]（120 秒間） 118
Sample 5（等張性）：変位-温度特性 119
Sample 5（等尺性）：駆動周期=20[s]（120 秒間） 120
Sample 5（等尺性）：駆動周期=10[s]（120 秒間） 121
Sample 5（等尺性）：駆動周期=5[s]（120 秒間） 122
Sample 5（等尺性）：力-温度特性 123

発表論文リスト **124**

図目次

2.1 Equilibrium point. 10
2.2 An EAA ratio-based FES control scheme. 10
2.3 Musculoskeletal model of a finger. 11
2.4 Experimental setup. 12
2.5 Stimulus waveform example. 13
2.6 Bode diagrams (participant C-1st trial). 16
2.7 Dual frequency response. 19
2.8 Continuous-step response. 20
2.9 EAA ratio under voluntary movement. 22

3.1 Real time measuring environment test. Oscilloscope-like waveforms are presented. 28
3.2 Data transfer test. Displaying Serial No. and 4ch A/D converted values in hexadecimal characters reported every 100[ms] interval. 29
3.3 Arrangement of sensors. 29
3.4 Definition of each comparative condition. 30
3.5 Wearing example. 31
3.6 Types of facial expressions for classification.(*:Basic facial expressions,**:Baseline) 32
3.7 UpperLipWipe(U) measurements under condition 1 for participant A. 34
3.8 Surprise(SU*) measurements under condition 1 for participant A. 34

4.1 System overview. The approximate size of prototype is W（200 [mm]）× D（250 [mm]） × H （600 [mm]） except for protrusion. 39
4.2 Pattern diagram. 40
4.3 Supply bobbin for material before processing（a） and driving main twist spindle hollow-shaft stepper motor（M1）. 42
4.4 （A）Twisting point（snail guide）（d）. （B）Twist stop wheel（e）, tension gauge for twistin process（f）, miniature loadcell1（T1）. 43

4.5 Feeder wheel（g）,pully for extend to appending auxiliary process （i）, tension gauge for twistin process（j）, miniature loadcell2（T2）, feed control stepper motor（M2） 44
4.6 Electric heating section for annealing process（h） 45
4.7 Traverse mechanism（k）, product bobbin（l）, final winding stepper motor（M3） . 46
4.8 Overview of control hardware structure. 47
4.9 （A） An original multi-filament Ag-coated nylon thread. （B） Material with an additional twist. （C） Spring-shaped twisted material（target shape）. （D） A “snarl” occurring thread. 48
4.10 Long-term fluctuation （90 [min]） of each tension of a twisting point and steady annealing process. Highly frequent changes in twisting tension （T1） are isolated from annealing point（T2） by feed wheel, keeping T2 approximately 1.8 times greater than T1. 50
4.11 Comparison of （A） before/（B） after processing. 52
4.12 Comparison of enlarged pictures between （A） material before processing （Ag-coated sewing thread） and （B） continuously produced long super coiled polymer actuator. It has lost its metallic luster and is only about one-third of its original length. 53
4.13 Experimental setup for measuring the produced SCP actuator’s basic characteristics. 55
4.14 Temperature changes on driving with DC15[V] constant voltage. 56
4.15 Typical measurement results of displacement. 58
4.16 Displacement changes with heating temperature corresponded to waveforms in Fig.??. 58
4.17 Typical measurement results of force. 60
4.18 Produced force changes with heating temperature corresponded to waveforms in Fig.??. 60
4.19 All measurement values under isotonic condition of sample 1(1/3) 62
4.20 All measurement values under isotonic condition of sample 1(2/3) 63
4.21 All measurement values under isotonic condition of sample 1(3/3) 64
4.22 Displacement vs Heating temperature characteristics 65
4.23 All measurement values under isometric condition of sample 1(1/3) 66
4.24 All measurement values under isometric condition of sample 1(2/3) 67
4.25 All measurement values under isometric condition of sample 1(3/3) 68
4.26 Force vs Heating temperature characteristics 69

D.1 All measurement values under isotonic condition of sample 2(1/3) 92

D.2 All measurement values under isotonic condition of sample 2(2/3) 93
D.3 All measurement values under isotonic condition of sample 2(3/3) 94
D.4 Displacement vs Heating temperature characteristics 95
D.5 All measurement values under isometric condition of sample 2(1/3) 96
D.6 All measurement values under isometric condition of sample 2(2/3) 97
D.7 All measurement values under isometric condition of sample 2(3/3) 98
D.8 Force vs Heating temperature characteristics 99
D.9 All measurement values under isotonic condition of sample 3(1/3) 100
D.10 All measurement values under isotonic condition of sample 3(2/3) 101
D.11 All measurement values under isotonic condition of sample 3(3/3) 102
D.12 Displacement vs Heating temperature characteristics 103
D.13 All measurement values under isometric condition of sample 3(1/3) 104
D.14 All measurement values under isometric condition of sample 3(2/3) 105
D.15 All measurement values under isometric condition of sample 3(3/3) 106
D.16 Force vs Heating temperature characteristics 107
D.17 All measurement values under isotonic condition of sample 4(1/3) 108
D.18 All measurement values under isotonic condition of sample 4(2/3) 109
D.19 All measurement values under isotonic condition of sample 4(3/3) 110
D.20 Displacement vs Heating temperature characteristics 111
D.21 All measurement values under isometric condition of sample 4(1/3) 112
D.22 All measurement values under isometric condition of sample 4(2/3) 113
D.23 All measurement values under isometric condition of sample 4(3/3) 114
D.24 Force vs Heating temperature characteristics 115
D.25 All measurement values under isotonic condition of sample 5(1/3) 116
D.26 All measurement values under isotonic condition of sample 5(2/3) 117
D.27 All measurement values under isotonic condition of sample 5(3/3) 118
D.28 Displacement vs Heating temperature characteristics 119
D.29 All measurement values under isometric condition of sample 5(1/3) 120
D.30 All measurement values under isometric condition of sample 5(2/3) 121
D.31 All measurement values under isometric condition of sample 5(3/3) 122
D.32 Force vs Heating temperature characteristics 123

表目次

2.1 Parameter values for five participants. 17
2.2 Parameter values comparison. 24

3.1 BL652 module specification （excerpted） 27
3.2 F-measure of classified facial expressions 35
3.3 Importance of variables 35

4.1 Name of each part. 40
4.2 Motor specifications. 41
4.3 Driving parameters. 49

第 1 章

序論

1.1　研究の目的

はじめに，本研究で対象とするヒト手指の巧緻動作は，ダイナミックな運動を伴わない指先の微妙な感覚と繊細な操作の組み合わせで実現されるものと位置づけ，たとえば，手はんだによる微細ソルダリング作業や，経外耳道的内視鏡下耳科手術（TEES)[*1]手技 [1] のような作業，換言すれば，関節を駆動する拮抗筋の等尺性運動に近い状態での指先力の精密な随意制御を想定する．卓越した巧緻動作の技能，いわば匠の技は，簡単には模倣できないからこそ大きな価値がある半面，その保存や継承が著しく困難であることと表裏一体の関係にある．研究の究極的な最終目標は，ヒトと完全に一致した感覚機能と運動性能の両方を備えた人工物としての手指ロボットを実現し，今なお困難な匠の技の完全で永続的な再現を目指すことである．この試みの第一歩として本研究を位置づけた上で，ヒト手指の運動メカニズムの理解と導電性ナイロン繊維のもつ潜在的な可能性について考察する．

1.2　ヒト手指のモデリングと制御　―究極の手本を探る―

手指を多関節・多自由度系アクチュエータとして直感的にモデリングする手法は，たとえばデータグローブのような専用ハードウェアを装着して個々の関節角度を取得したり，画像など非接触で得られる光学的情報からの 3 次元姿勢推定によって幾何学的な情報を取得し，運動学に基づいた剛体リンク等で近似するアプローチが考えられる．しかし，こうした手法は比較的簡便で客観性が担保できる利点があるものの，大きな動きを伴わない巧緻動作に適用する時点で難点があるのみならず，多くの場合，被測定者自身が知覚している力触覚や筋活動の状態，個々の関節に動的に作用している力のバランスの変動など，非常に多くの重要な情報の一部あるいは全体が欠落してしまうため，何らかのアクチュエータによって当該動作を再現する試みは，古典的なティーチング・プレイバック方式の延長線上から逃れることができず，あくまで表面的な運動の再現のみに留まるという宿命的な限界を抱えている．そもそも，ヒトが随意的に身体を動かすとき，いかにして中枢神経系

[*1] Transcanal Endoscopic Ear Surgery

が骨格筋の制御を行っているかという問いに対し，我々は未だ全貌を精確に説明できるような確定的で明快な解答を得るには至っておらず，医学的・工学的・心理学的視点を含む様々なアプローチによる解明が継続的に試みられている [101],[102]．しかし，少なくともヒトの脳は，各関節角度の組み合わせとして想起した目標姿勢の逆運動学に基づき個々の筋を個別に制御しているのではなく，いくつかの筋群をまとめて制御しているものと推定される複数の証拠を基にした「筋シナジー仮説」が知られている [5],[7],[8]．個々の手指関節の運動を支配している筋は，各関節と１対１の対応関係に無いのみならず，必ずしも互いに独立していないことが解剖学的に良く知られている点も，この仮説を支持する有力な証拠と言える．肘や足関節などを対象とした従来研究 [5],[9]–[11] とは関節の数や複雑さが大きく異なるものの，対象が手指であっても同様の仮説が成立するならば，適当な制約条件下において機能的電気刺激（FES*2，2.2.1 節参照）を投入し，平衡点仮説を基盤とする制御モデル（平衡点制御モデル，2.2.2 節参照）を援用することで，本物のヒトの手指，すなわち目標とする構造の究極の姿そのものを，アクチュエータの一種として直接モデル化できると考えられる．ただし，手を構成する筋骨格全体では構造が複雑すぎること，および，後述するように表面電極式 FES の技術的な限界を考慮し，本研究では最もプリミティブな条件，すなわち，等尺性条件下においた左手中指の中手指節（MP）*3関節１自由度のみに注目し，近位指節骨間（PIP）*4関節，遠位指節骨間（DIP）*5関節ほか対象外の関節は拘束した上で，浅指屈筋・総指伸筋ペアへの FES 同時印加時の挙動を計測し，FES（入力）から指先力（出力）へ至る神経筋系モデルを記述する伝達関数の同定を試みた．詳細は 2 章で述べる．

なお，本研究に関係する実験協力者を使った一連の実験に際しては，所属機関*6において適切に倫理審査および承認を受けて実施した．

1.3 導電性ナイロン繊維の可能性１ ―センサとしての応用―

もともとナイロンは米国 DuPont 社が 1938 年に発表したポリアミド（PA）*7の一種を指す商標名 [99] であったが，現在では一般名称として広く認知されている．強靭さとしなやかさ，無給油状態での潤滑性，適度な吸湿性などを備えた樹脂材料で，用途に応じ組成を変えて合成された各種ナイロン製品が，エンプラ（エンジニアリングプラスチック）と呼ばれる工業材料や繊維製品などと

*2 Functional Electrical Stimulation
*3 Metacarpo Phalangeal
*4 Proximal Inter Phalangeal
*5 Distal Inter Phalangeal
*6 著者は信州大学に入学後，大阪大学に転学したため，本学位論文に関係する一連の研究について，以下のとおり複数の機関で倫理審査と承認を受けている．
(1) 信州大学「ヒトを対象とした研究に関する倫理委員会：（166）機能的電気刺激を用いたヒト手指フォワードダイナミクスの推定」（2016.8.22 承認）
(2) 信州大学「ヒトを対象とした研究に関する倫理委員会：（231）機能的電気刺激を用いたヒト手指運動のモデリング」（2019.2.6 承認）
(3) 大阪大学「基礎工学研究科における人を対象とした研究に関する倫理委員会：（R2-21）協調的な機能的電気刺激を用いたヒト手指運動のモデリング」（2021.1.15 承認）
*7 polyamide

して，日常的に幅広く利用されている．身近なところでは，モノフィラメントからなる糸状製品として釣り糸など，マルチフィラメントの繊維製品は衣料品原材料などとして良く知られるが，近年，表面に銀めっきを施したナイロン繊維が上市され，注目を集めている．本来ナイロン自体の導電性は低く体積抵抗率は代表値で 10^{12}[Ω m] に達し [100]，ワイヤハーネスのコネクタ（ハウジング）のように電子機器類の絶縁材料として利用されることもあるほか，静電気を嫌う衣料品では，いわゆる制電加工によって帯電性を抑えた材料が使われることがあった．しかし，銀めっき加工により著しく導電性が増加し，糸の特性を有した導線として，新たな可能性が生まれた．銀イオンによる抗菌性を期待した肌着や靴下，マスクなど各種加工品が既に広く市販されていることは，金属アレルギーのような特定の体質でない限り人体に直接触れても特に問題ないことの証左でもあり，ウェアラブルデバイスの配線材料や電極材料としての利用が期待できる．この導電性ナイロン繊維を使用し，ミシンでの縫製に耐える均一さと強度を備えたマルチフィラメントの糸製品（導電性ミシン糸．以下「導電糸」と呼称する）が容易に入手できるようになった．導電糸は同程度の太さの金属撚り線と比較して非常に柔軟性に富み，適度な電気抵抗を有している．また，外力を加えて糸を引っ張ると電気抵抗の増加が観察され，低荷重であれば繰り返し可逆的な抵抗変化が認められる．この変動が銀の金属薄膜としての比例限内における可逆的な伸展に起因するものか，めっき表面に生じた多数のクラックによるものか支配的なメカニズムは明らかではないものの，微小なひずみを高い精度で計測し荷重を定量化する一般的な抵抗式ひずみゲージが適さないような，曲げを伴う非常に大きなひずみの定性的な測定への応用が好適と見られる．大ひずみを測定するセンサとして代表的な抵抗薄膜式や静電容量式の既存曲げセンサと比較すると，導電糸によるセンサは実使用量あたりの価格が低コスト（市価 1[m] あたり 20〜50 円程度）であり，たとえば医療・衛生用品のような用途では使い捨て利用さえも可能と考えている．この特長を応用する取り組みとして，不織布などで作られた一般的なマスクの表面に適当な長さの導電糸を複数取り付け，マスク装着時の表情変化に伴う変形の検出と，その情報に基づく表情識別を試みた[*8]．詳細は 3 章で述べる．

ここで，長さ変位を検出するセンサとしての機能について，筋肉組織内部に多数存在する筋紡錘[*9]が有する機能との類似性を指摘しておく．筋紡錘は筋収縮の変位や伸長速度を感知する組織だが，大脳が介在しない局所的なフィードバックループ，たとえば，中枢神経（脊髄）・α 運動ニューロンおよび γ 運動ニューロン・Ia 群感覚繊維および II 群感覚繊維・筋が一体的かつ自律的に動作する一連の反射弓（脊髄反射）においても非常に重要な役割を果たす．しかも，筋紡錘は虫様筋[*10]のような小さな筋ほど高密度に存在する傾向にあるとされる解剖学的知見 [103] は，さきの筋シナジー仮説による脳の運動指令の態様とも矛盾しない．つまり，脳は複数の筋群をまとめた大域的な運動指令を発出しており，巧緻動作に必須の局所的な微調整は，筋紡錘やゴルジ腱器官，さらには皮膚表面や深部の感覚器官などが，発生力の小さな筋と一体となって形成している多数のフィード

[*8] 実験協力者を使った実験に際しては，以下の倫理審査と承認を受けて実施した．
大阪大学「基礎工学研究科における人を対象とした研究に関する倫理委員会：（R3-1）マスク型インタフェースの開発」（2021.4.23 承認）

[*9] Muscle spindle

[*10] Lumbrical muscle

バックループを内包して初めて実現するものと見ている．これと同時に，求心性の感覚ニューロンからの信号の一部は脳へ伝わり視覚情報などと統合され，さらに高次の大域的なフィードバックやフィードフォワードループが構成されているものと仮定すれば，訓練と経験に基づく熟練者による直感的な巧緻動作，いわば「先を読み体で覚えている」「コツをつかんだ」動作を可能にしているメカニズムを，工学的視点から無理なく説明できることが期待される．運動生理学の分野では，姿勢制御などを対象として古くからこれに類する知見がある [92] 一方，手指の巧緻動作を対象とした全貌は今なお不明のままである．筋紡錘は内部に特殊な細い筋繊維（錘内筋繊維）を複数含んだ非常に小さなカプセルの一種と見なせるが，専らセンサとして機能する筋繊維が，アクチュエータとしての同じ筋繊維の束（錘外筋）の中に埋まった状態で散在している点も興味深い．

1.4 導電性ナイロン繊維の可能性２ ―アクチュエータとしての応用―

ここまで，センサとしての導電糸の可能性について述べてきたが，繊維状ナイロンに強いねじりを加え，熱処理（アニーリング）によって形状の安定化を図った SCP[*11] アクチュエータは 2014 年に Haines らによって提案 [76] された比較的新しい熱駆動型ソフトアクチュエータの一種であり，登場以来，さまざまな研究が進んでいる．しかし，その大半がモノフィラメント材料を対象としたもので，マルチフィラメントの導電糸自体を原材料とした SCP アクチュエータの報告は必ずしも多くない．この要因として，モノフィラメント材の場合は既存の撚糸機によって強い捩じり加工を施したのみで比較的容易に一定の形状安定性が得られる点や，釣り糸として入手可能な太さのバリエーションが豊富なため，比較的太い材料を使って強力なアクチュエータを作りやすい点，加工方法の工夫によりホモキラル・ヘテロキラル両方のマンドレル型アクチュエータを形成可能なため，発生力の向き（収縮・伸長）を任意に選択できる点などが挙げられる．しかし，応用面を考慮すると SCP アクチュエータを駆動する熱源に関しては Joule 熱の利用が最も簡便で実用的と考えられるため，導電性塗料を塗布 [81] したり，別途導電糸をカバリング材として交撚する [85] など，何らかの方法でナイロンに導電性を付与する追加工が必要な点や，太い材料の持つ熱容量の大きさから応答性の劣化を来しやすい点などが問題点として挙げられる．いずれにせよ最大の課題は，従来型の各種撚糸機を流用するのみでは，その構造上，snarl を回避しつつ意図的に連続したキンク状態を維持する非常に特殊な撚糸工程に引き続き，それとは異なる強い張力を維持しながらアニーリング処理を施す工程を追加することが困難で，導電糸を材料とした SCP アクチュエータの製造工程を完全自動化するには至っていなかった．このため，SCP アクチュエータを潤沢に使った実験系を構築すること自体が難しく，応用研究上の重大な障害となっていた．そこで，撚糸工程とアニーリング工程を連続的に処理できる，SCP アクチュエータ専用の新しい自動製造装置を開発した．この装置により，マルチフィラメントの導電糸をそのままアクチュエータ原材料として用いることを可能とし，手作業の介在なしに均質で長大なオーバーツイスト型 SCP アクチュエータを入

[*11] Super Coiled Polymer

手できる体制を確立した．また，製造実験で得られたアクチュエータの基本的な特性の評価を行った．詳細は 4 章で述べる．

骨格筋を構成する筋肉組織は筋繊維の束として形成されており，個々の筋繊維が発揮する収縮力や変位は小さくとも，多数の繊維が束となって協調的に機能することで適切な関節運動を実現している．さらに，ある特定の筋繊維を支配する神経は単一のα運動ニューロンである一方，あるα運動ニューロンが支配下に置く筋繊維は複数が束になっており 1:n の関係がある．この塊（筋繊維束）を「運動単位」[*12]と呼び．一般に，筋は複数の運動単位で構成されるが，運動単位の数は筋の大きさとは直接比例せず，細かい運動が要求される部位では運動単位が小さい傾向，すなわち，より多数のα運動ニューロンが筋全体を細分化して支配していることが知られている．手指の運動を支配する筋も例外ではないから，この構造を模倣する上で，細く柔軟性に富み，電流によって駆動できる導電糸アクチュエータは最適であり，本研究成果によって，必要に応じて多数のアクチュエータを束ねて使用するための重要な基盤を構築できた意義を強調したい．

[*12] Motor unit

第 2 章

平衡点仮説に基づく機能的電気刺激を用いた等尺性条件下におけるヒト手指関節運動モデルの検討

2.1 はじめに

健常者において手指は極めて高度な運動が可能であり，感覚器としても繊細な機能を有するが，脳から筋へ到る神経系が何らかの理由で障害を受けると，末梢神経が興奮性を維持し筋骨格組織の健全性が保たれているにも関わらず随意運動が不完全ないし不能となり，日常生活における巧緻動作が行えなくなるため QOL[*1]を著しく阻害するなど深刻な影響を与えることがある．この手指の障害に対する解決策として，外部からの人工的な電気刺激で筋の収縮を誘発し，手指を運動制御する方法が提案されている.[2],[3] しかし，実用性の高い簡便な制御手法は未だ確立されていない．その主な理由は，ヒトの手指関節が高い冗長自由度を有していることに起因する任意の指先姿勢に対する各関節の角度を一意に決定することの難しさに加え，個々の関節運動を支配する筋が必ずしも独立していないため，ロボットハンドのような各関節にアクチュエータを有する既存の機械を対象とした制御手法は直接適用できない点にある．さらに，ヒト手指の運動を支配する筋の多くは前腕部に非常に入り組んだ構造で存在するため，単一の筋を精度良く刺激するためには外科的な電極の設置が必要 [4] となり，使用者の身体的負担が大きいことも問題である．すなわち，体外からの電気による手指の簡便な制御手法の実現には，（A）多関節冗長自由度の逆運動学を直接解かないこと，（B）手術なしに設置できる電極（表面電極）を使用すること，が必要条件として挙げられる．以上の必要条件を満たした実用性の高い簡便な手指の制御方法を開発するにあたり，我々は中枢神経の運動戦略に着目した．この運動戦略として，脳は関節の随意運動を制御するとき，筋群の膨大な自由度に由来する冗長な解の中から唯一解を導出する上で，個々の筋に対して逆運動学的に運動指令を発しているのではなく，ある関節を拮抗的に支配する筋群をまとめて制御しているとする

[*1] Quality of life

筋シナジー仮説 [5],[6]，および，関節剛性と角度をパラメータとして制御しているとする平衡点仮説が筋電図（EMG）*2の解析 [7] などにより知られている [8]．これらの仮説に基づく制御手法として，表面電極を使った電気刺激による等尺性条件下の肘関節の運動制御 [9],[10] や，足関節の腓腹筋と前脛骨筋を対象とした周波数領域でのシステム同定に関する研究 [11] のみならず，拮抗的に配置された空気圧人工筋の制御 [12]–[15] などロボティクス分野への応用や上肢リハビリテーション応用 [16] に至るまで，我々の関連グループを中心として研究が進められている．さて，手指関節は，筋の複雑な配置や冗長性などの問題によって，従来の機能的電気刺激（2.2.1 参照）を用いた方法 [17]–[44] では制御が難しいという問題を抱えている．この問題を解決する方法として，我々は，平衡点仮説に基づく制御の研究に取り組んでおり，すでに，同様の問題を抱える，ヒトの肘関節や足関節の大関節を対象とした成果 [5],[9]–[11] を報告している．さらに，表面電極を用いたヒト前腕への電気刺激印加による平衡点制御によって，実生活で重要な役割を果たしている手指運動の簡便な制御手法を開発するための基礎的な検討 [45]–[48] を行ってきた．これらの成果を踏まえ，ここでは，手指の制御方法の研究開発の第一段階として，肘関節や足関節などの大関節とは異なり人体の中でも比較的小さい部類に入る手指関節の微小な力を制御するために，対象を中指中手指節関節の単一自由度に限局した上で，これまでと同様に大関節を対象とした手法を用いることができるか否かを実験的に確認する．また，前腕皮膚表面からの電気刺激に対してヒト手指に生じる力の周波数特性を測定し，手指を対象とした神経筋系の伝達関数を得る．従来報告されている肘関節運動や足関節運動の同定結果と，手指関節運動の同定結果とを比較し，筋構造の違いが同定されたパラメータに与える影響を考察する．

2.2 理論

2.2.1 機能的電気刺激

機能的電気刺激（FES）*3は，体外から人工的な電気刺激を印加することで筋収縮を誘発する技術であり，狭義には，骨格筋の健全性が保たれているにも関わらず，外傷など何らかの理由で中枢神経から筋の運動へ至る経路が障害された麻痺患者において，生体機能の代替や補助を行う目的のため，麻痺した上下肢の制御 [49] など運動機能の再建やリハビリテーションを企図したり，感覚障害などを対象 [50] としたもの，パーキンソン病で生じる振戦に対して症状の緩和を図る多くの試み [64] など，主に医療目的で使用されるものを指す．ただし，近年ではインタフェース [51]，情報提示 [52] や仮想現実（VR）*4技術との融合を指向した研究 [53] などがあることを踏まえ，本研究では FES を，玩具や家庭用低周波治療器なども包含した電気によるヒトへの入力デバイスの一種として，より広義に解釈する．FES は電極の種類により（1）表面電極式，（2）経皮的針電極式，（3）体内埋め込み電極式，の３通りに大別できる．（2）および（3）は，対象とする筋に直接電極を設置

*2 Electromyogram
*3 Functional Electrical Stimulation
*4 Virtual Reality

できることから精度の高い制御が期待でき，手指制御に関しても適用例 [65] がある．しかし，装着には外科的な操作が要求され，使用者の負担も大きいことから決して簡便とは言えず，本研究の目的に合致するように健常者が使用することは極めて困難である．これに対し，(1) は体表面に貼付した電極を通して，皮膚および皮下組織を経由しつつ対象筋を支配する神経を狙って電流を印加するもので，使用者の負担が軽く容易に設置・装着でき，健常者への適用に対しても格段にハードルが低いものの，刺激部位を局限化することや深部筋を刺激することが一般に困難で，痛みを伴う不快感を誘発する感覚神経や，目的とする筋収縮に寄与しない求心性の神経までも区別することなく同時に刺激してしまう点，毎使用時に電極の再貼付が必要で再現性の確保が難しい点，といった欠点がある．しかし，こうした弱点は刺激電流波形の工夫や電極貼付位置の入念な微調整などで回避できる場合もあり，たとえば，２つの電流波を干渉させて刺激部位の局所化を図る試み [54] など，これまでにも数多くの先行事例が報告されている．本研究では，「痛みの少ない刺激波形」として，従来のパルス波 [55] ではなく，正弦波を選択した [56]．干渉波を使った刺激波形としては正弦波を用いる方がパルス波に比べ一般的で，特に筋を選択的に刺激する必要がある手指では，干渉波への応用を前提とした波形が有用である．また，刺激の 3 要素のうちの波形の傾きについて，筋原繊維の収縮速度 [57] よりも早い立ち上がりとなる搬送波周波数を選択しているため，刺激に対する筋収縮の振る舞いはパルス波に近似できると考える．電気刺激により収縮を生じる速筋が最も収縮しやすい周波数は 45〜75[Hz] 程度とされ [49]，運動制御で要求される概ね数 [Hz] 未満の制御には，分極を防ぐためにも変調（交流化）が必要となる．本研究では，以上の背景を十分踏まえながら表面電極方式の FES を採用し，対象の周波数特性を同定するのに適しており，十分な交流刺激電流を確保するため，アナログ振幅変調（AM)*5を採用した．

2.2.2 平衡点制御モデル

図 2.1 は，二つの相反する作用を持つ筋がそれぞれ収縮した際に，力の釣り合う点を平衡点として，そこに指先位置が移動する様子を図示したものである．ただし後述のように，等尺性条件（$d\theta/dt = 0$）であった場合は指先位置ではなく指先力 F が平衡点の指標として取得できることに留意されたい．ある関節を支配する主動筋と拮抗筋（AA muscles)*6において，図 2.1 に示すとおり屈筋*7の活性度を m_f，伸筋*8の活性度を m_e とし，その指先力 F ないし角度 θ に寄与する筋拮抗比 r，関節剛性に寄与する筋拮抗和 α を拮抗関係にある 2 つの筋の活動だけに着目して，それぞれ式 (2.1)，(2.2) で定義する．ここで式 (2.1) が平衡点の変位に相当し角度 θ として表れると考えられる．その際等尺性条件だと指先力 F として表れる．

$$r = \frac{m_e}{m_e + m_f} \tag{2.1}$$

$$\alpha = m_e + m_f \tag{2.2}$$

*5 Amplitude Modulation
*6 Agonist-Antagonist muscles
*7 Flexor
*8 Extensor

等尺性条件下，すなわち $d\theta/dt = 0$ の一定値において，指先力 F（図 2.1）は純粋に r にのみ依存する．ここで関節を固定している状態では筋の長さは変化せず，代わりに相反する作用を持つ筋同士の平衡点は指先力 F で置き換えられる．筋の活性度が電流に依存するならば，FES に由来する筋の活性度は，当該筋群に印加される電流 I[mA] によって表現できるから，式 (2.1)，(2.2) と同様にして電気的筋拮抗（EAA：electrical AA）比（EAA 比）r_E および電気的筋拮抗和（EAA 和）α_E が式 (2.3)，(2.4) のように定義できる．

$$r_E = \frac{I_e}{I_e + I_f} \tag{2.3}$$

$$\alpha_E = I_e + I_f \tag{2.4}$$

ここで，I_e は伸筋に印加する刺激電流，I_f は屈筋に印加する刺激電流である．神経筋系[*9]を筋拮抗比 r の入力に対して力 F を出力するシステムと見なし，脳から発せられる中枢運動コマンドによる筋拮抗比 r_h と，EAA 比 r_E の線形和が r に等しいと仮定 [9]–[11] すれば，図 2.2 が得られる．ここで，筋拮抗比 r_h は中枢から脊髄を経て屈筋・伸筋それぞれに送られる信号強度の和に対する，伸筋に送られる信号強度の比である．EAA 比 r_E および筋拮抗比 r_h の実効的な重みは不明だが，対象とする筋群が最大収縮に対し十分に余裕がある状態を仮定し，かつ，図 2.2 における r は $r_E + r_h$ によって正規化されているものとする．ただし，表面電極を用いた FES では印加した全電流のうち筋に作用するのは一部分のみで，感覚神経に作用した電流は使用者に対して痛みや不快感を誘発する．体表からの電気刺激で最も大きな筋運動を誘発する部位はモーターポイントと呼ばれるが，その位置や刺激電流の許容値は個人差や対象筋による差が大きいため，使用者（実験対象者）ごとに正規化を要する．また，一般に生体組織は非線形性や時変性を有することが知られており，筋においても潜在的な非線形特性 [58] に加えて疲労に伴う短期的時変性のほか，体調や慣れによる中長期的なトレンド等も考慮すると，その厳密なモデル化は著しく困難である．しかしながら，日常生活において手指の基本動作は概ね数分以内という短時間の把持運動であると考え，本研究では系を線形時不変と見なす．

[*9] Neuromuscular system

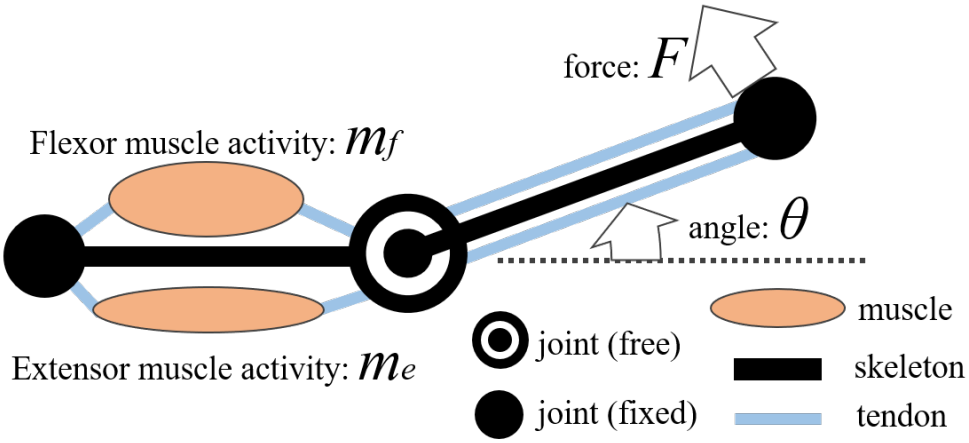


Fig.2.1 Equilibrium point.

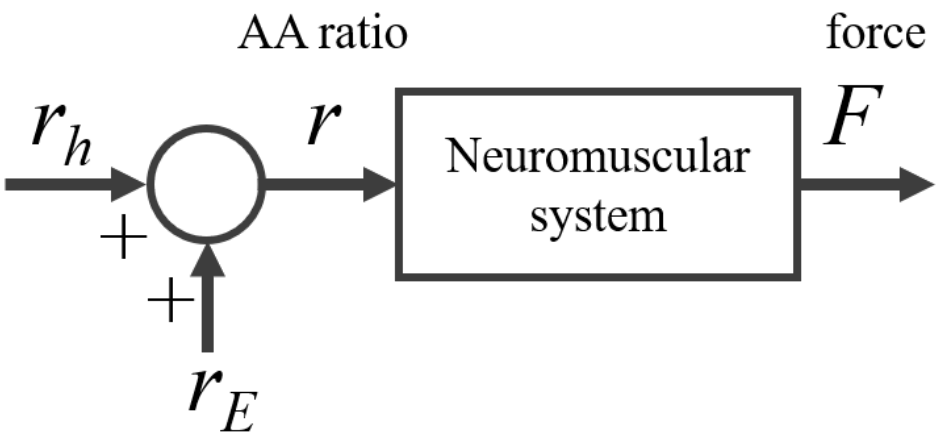


Fig.2.2 An EAA ratio-based FES control scheme.

2.2.3 ヒト手指の筋骨格モデル

前腕体表近傍に存在する筋のうち，母指を除く指全体を拮抗的に支配している浅指屈筋[*10]および総指伸筋[*11]によって構成されるペアを刺激対象とし，前腕肘部から単一の指先に至る筋骨格を図 2.3 のようにモデル化する．図 2.3 において，肘から指先へ向けて順に，肘関節[*12]，手首関

[*10] Flexor digitorum superficialis
[*11] Extensor digitorum communis
[*12] Elbow

節[*13]，手根中手（CM）[*14]関節，中手指節（MP）[*15]関節，近位指節間（PIP）[*16]関節，遠位指節間（DIP）[*17]関節，指先[*18]への一連の関節のうち，MP 関節を除く全ての関節を外部から拘束し，近似的に単関節まわりの運動と見なす．このとき MP 関節角度がゼロの等尺性条件において，収縮した筋による伸展トルクと屈曲トルクの差が指先力 F として観察される．この時指先力 F を出力している系の伝達関数は図 2.3 の MP 関節が持つことになる．筋張力は筋の収縮力に加えて長さ－力特性や速度－力特性，指先までのモーメントアームが関わってくるため指先力 F にはこれらの要素が含まれることを考慮すべきである．しかしながら，肘関節における報告から，ある一定の運動範囲内であれば，これらの要素を近似モデルに含めることができる可能性が示されており [59]，また本研究では，等尺性条件であるため，指先力 F を筋収縮力のみで議論する．

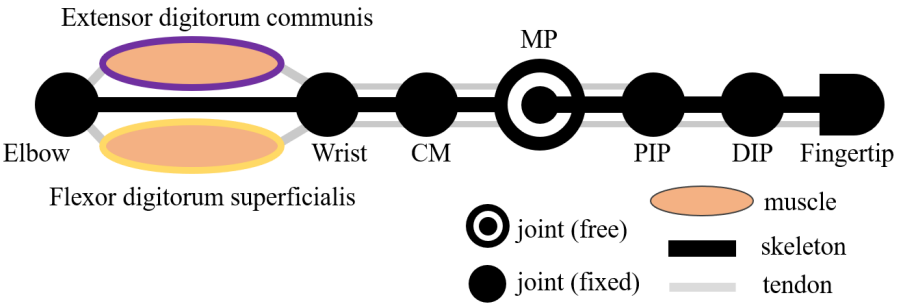


Fig.2.3 Musculoskeletal model of a finger.

2.3 実験方法

2.3.1 装置の概要

図 2.4 に実験装置の構成を示す．制御 PC によって任意の刺激電流波形を生成し，2 チャネル絶縁型刺激装置（Multi Channel Systems：STG4002）へ入力する．このとき，出力波形に同期したタイミングの信号（Sync.）も同時に刺激装置から生成し，取得データの等時性を保証する．万一，何らかの不具合で刺激装置から発生する電圧に異常が生じた場合など，緊急時には直ちに実験対象者への電気刺激を遮断する安全装置を介し，刺激装置から発生した電流は表面電極から実験対象者の前腕に印加される．電極を装着した実験対象者は前腕にリスタイ（ボウリング競技用の手首を固定する器具）を装着する．さらに，MP 関節以外の関節変位を防ぎ，指先力を確実に測定するための治具をとおしてデジタルフォースゲージ（株式会社イマダ：ZP-50N）の先端に指を固定する．

[*13] Wrist
[*14] CarpoMetacarpal
[*15] MetacarpoPhalangeal
[*16] Proximal InterPhalangeal
[*17] Distal InterPhalangeal
[*18] Fingertip

実験対象者の姿勢は，肘関節を 90[deg]，上腕が体側に平行となる体勢を基準として，手首とフォースゲージとの相対位置が変化しないようにリスタイごと木枠に拘束した．これにより指先に発生する力はリアルタイムにアナログ電圧値として直接得ることができ，OP アンプを用いた直流結合反転増幅回路により振幅を −5 倍した後，汎用データ入出力装置（CONTEC：AI-1608AY-USB）へ入力される．同時に，時々刻々変化する指先力を直感的な指示値として読み取るためのアナログメータを駆動する．このメータは拮抗駆動時の発生力が＋／－両極性となる特性を踏まえ，両振れ電流計を改造して使用した．ただし，力の入力に対するメータ指示値の校正を行っていないため，指示値は目安としての機能しか有しないが，繰り返し精度は信頼できる．以上の系により，FES を用いた EAA 比の入力に対する指先発生力を同時計測し，制御 PC にサンプリング周波数 500[Hz] で取り込んで保存し，オフラインでデータ処理を行う．

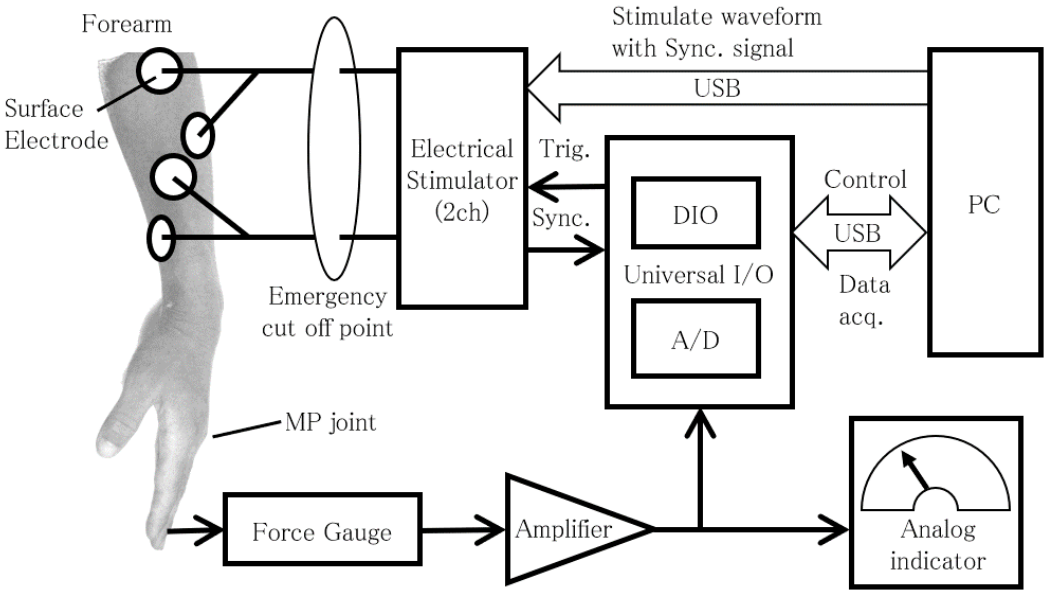


Fig.2.4 Experimental setup.

2.3.2 手指の神経筋モデルの同定実験

手順

実験対象者は健常右利き成人男女５名，対象は左手中指とした．以後，各実験対象者は記号 A〜E で区別する．本実験は信州大学「ヒトを対象とした研究に関する倫理委員会」の承認に基づき，全実験対象者に対して事前にインフォームド・コンセントを実施し書面で同意を得た．測定中は背筋を伸ばして椅子に座り，肩から指先にかけて弛緩するように口頭で指示した．表面電極は直径 32[mm] のゲル電極（株式会社 Setsu Planning：S-PLN）に導電ゲルを塗って使用した．電極の最適貼付位置の決定は難しく，その探索方法も提案 [60] されているが，本研究では，おおまかな

貼付位置をアルコール清拭後，各実験対象者に対して試行錯誤的に貼付位置を変えながら，目視によって指先運動が最大となる刺激対象筋のモーターポイントを探索した．刺激電流のダイナミックレンジは実験対象者ごとに異なるほか，同一実験対象者であっても対象筋および電極貼付位置が変わると変化する．そこで，神経筋モデルの同定実験に先立ち，搬送波周波数 200[Hz] の正弦波を周期 1.0[s] で正弦波状に変調した電流を使って，その振幅を 0.5[mA] 刻みで徐々に増大していったとき，最初に指先力が観察される値を刺激電流の下限値 $I_f min$,$I_e min$，実験対象者の申告に基づき痛みを感じる大きさより 0.5[mA] 低い値を上限値 $I_f max$,$I_e max$ とした．

刺激波形

刺激電流は 9 段階の周期 T [s]（$T = \{0.050,\ 0.080,\ 0.10,\ 0.13,\ 0.20,\ 0.50,\ 1.0,\ 2.0,\ 5.0\}$）の正弦波による AM 変調波形である．すなわち，EAA 和 α_E を一定として，EAA 比 r_E が正弦波状に変化するように AM 変調をかけた．ここで搬送波は高周波になるほど感電特有の不快感が減少する傾向があるものの，筋収縮も一緒に減少するという，いわゆるトレードオフが存在するが，予備実験により，200[Hz] または 1000[Hz] と決定した．I_f および I_e の搬送波の位相は一致させた．また，実験対象者および対象筋ごとに異なる刺激電流の上下限値を用いて AM 振幅を決定した．刺激波形の概要を図 2.5 に示す．

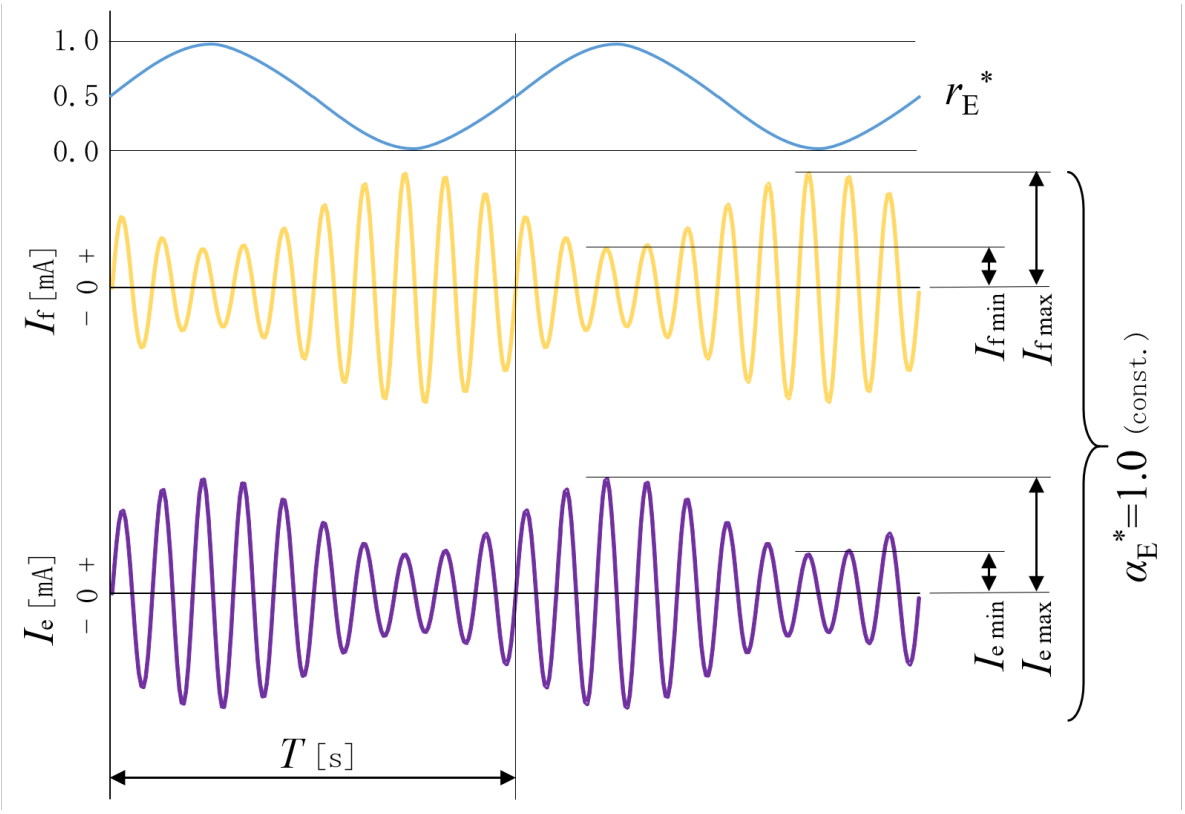


Fig.2.5 Stimulus waveform example.

ここで，実際に印加する電流 $I_f(t)$ および $I_e(t)$ について，I_{min}，I_{max} を使って正規化された電流値 $I_f^*(t)$,$I_e^*(t)$ を式 (2.5)，(2.5) のように定義すると，正規化された EAA 拮抗比 r_E^*，および，正規化された EAA 和 α_E^* は式 (2.7)，(2.8) のようになる．

$$I_f^*(t) = \frac{I_f(t) - I_f min}{I_f max - I_f min} \tag{2.5}$$

$$I_e^*(t) = \frac{I_e(t) - I_e min}{I_e max - I_e min} \tag{2.6}$$

$$r_E^* = \frac{I_e^*}{I_e^* + I_f^*} \tag{2.7}$$

$$\alpha_E^* = I_e^* + I_f^* \tag{2.8}$$

こうして，常に $\alpha_E^* = 1.0$ となるような r_E^*（正規化された EAA 比）を，以後，単に EAA 比と呼称する．

伝達関数の推定

EAA 比入力に対する指先力を時間的に同期して計測することにより神経筋系のモデル化を試みた．すなわち，さまざまな周波数の正弦波入力に対する指先発生力の測定結果から周波数応答を測定し，Bode 線図を用いて系の伝達関数を求めた．先行研究より，ヒトの肘ならびに足関節を対象とした神経筋系の伝達関数は「2 次遅れ＋むだ時間」で記述できることが示されており，前腕および MP 関節においても同様の系と予想される [9]–[11]．この場合，式 (2.7) の r_E^* を入力，図 2.1 の指先力 F を出力とする系の伝達関数は式 (2.9) で記述される．

$$G(s) = K \cdot \frac{\omega_n^2}{s^2 + 2\zeta\omega_n + \omega_n^2} \cdot \exp^{-Ls} \tag{2.9}$$

ただし，K[N] は比例ゲイン，ζ は減衰比，ω_n[rad/s] は固有角周波数，L[s] はむだ時間である．各測定値を Bode 線図上にプロットし，最もよくフィットするようなパラメータの組み合わせを以下のように探索した．まず，4 つのパラメータ K，ζ，ω_n，L をそれぞれ少しずつ変化させて得られる解の候補全てに対して，ゲイン線図と位相線図の計測値と推定値の 2 乗誤差を網羅的に求めた．ゲイン線図，位相線図のどちらかに極端に誤差が偏っていないことを目視で判断した結果を踏まえ，デシベルゲインの 2 乗誤差を 100 倍し，位相の 2 乗誤差との線形和が最小となるパラメータの組み合わせで記述される伝達関数を真値と見做し，系を同定した．

2.3.3 評価実験

得られたヒト神経筋モデルの妥当性を検証するため，いくつかの評価実験を行った．本実験は，実験対象者 A（健常右利き成人女性）の左手中指を対象に行った．本実験は信州大学「ヒトを対象とした研究に関する倫理委員会」の承認に基づき，当該実験対象者に対して事前にインフォームド・コンセントを実施し書面で同意を得た．

モデルの特性検証

まず，入出力関係の線形性を確認するため，ゲイン線図の定常域周波数 $f1 = 1.00$[Hz]（6.28[rad/s]）の正弦波と減衰域周波数 $f2 = 10.0$[Hz]（62.8[rad/s]）の正弦波とを加算した入力波形（式 (2.10)）を EAA 比として印加し，指先出力に現れる 2 つの周波数成分について考える．このとき，もし系が線形ならば，その出力は，周波数 $f1$,$f2$ を個別に入力したときの系の出力の足し合わせに等しいことが期待される．

$$r_E(t) = 0.6\left(0.5\sin\frac{2\pi}{0.1}t + 0.5\right) + 0.4\left(0.5\sin\frac{2\pi}{1.0}t + 0.5\right) \tag{2.10}$$

ここで，筋単体の特性については非線形特性を示すが，本研究では，非線形性を持つ 2 つの筋を，対になった一つのシステムとすることで線形に近似したモデルを導出することができるという仮説を元にしている [9]–[11]．よって本実験では線形な系であるとして，周波数を加算して入力すると個別の周波数の足し合わせに等しいと予測し，それを検証する．

階段状入力に対する応答

振幅の異なる複数のステップ関数を，互いに時間をずらして合成すると，階段状の関数が得られる．この変化の間隔を十分長く確保したとき，系に時変性がなければ，一定の EAA 比を入力したとき，指先力も一定値となることが期待される．

中枢運動コマンドとのインタラクション

随意運動により脳から筋へ発せられている運動指令（中枢運動コマンド）と EAA 比を用いた運動指令とは，神経筋モデルの入力に対して単純な線形和を仮定した．したがって，実験対象者が指先に一定力を発生させ続ける状態を恣意的に維持しつつ，EAA 比を入力すると，指先出力は両者の重ね合わせに等しくなることが期待される．なぜなら，本研究では図 2.2 に示すように，入力 r_E と随意運動の運動コマンドが単純に加算されるというモデルを前提としているからである．この前提は非線形性を持つ個々の筋の制御の難しさを，一つのシステムとして考えることで解決しようとするものである．ただし，何らかの訓練や指標なしに随意運動によって一定の指先力を維持することは困難なため，実験対象者にはアナログメータの指示値を直接見せ，その針が一定の目盛りを維持するよう予め口頭で指示し，随意運動の再現性を確保した．実験対象者に前腕の弛緩を指示しても，指先力は 0 ではないため，その値（オフセット）を基準とし，その値より目盛が＋ 20 または－ 20 となる指示値を維持するよう，口頭で指示した．この± 20 の指示値は，± 0.01[N] 程度の力に相当する．

2.4 結果

2.4.1 手指の神経筋モデルの同定実験結果

得られた Bode 線図の 1 例を図 2.6 に示す．ゲイン線図のプロットから，系が 2 次遅れを含むことが確認できる．また，位相線図より，最大の位相遅れが −180[deg] を越えており，純粋な 2 次遅れ系ではないことが分かる． 表 2.1 は，各実験対象者 2 回の試行それぞれについて Bode 線図を描き，同様にしてパラメータを推定した結果の一覧であり，すべての実験対象者において良好なフィッティングが得られ，「2 次遅れ＋むだ時間」の伝達関数に近似してパラメータを得ることができた．

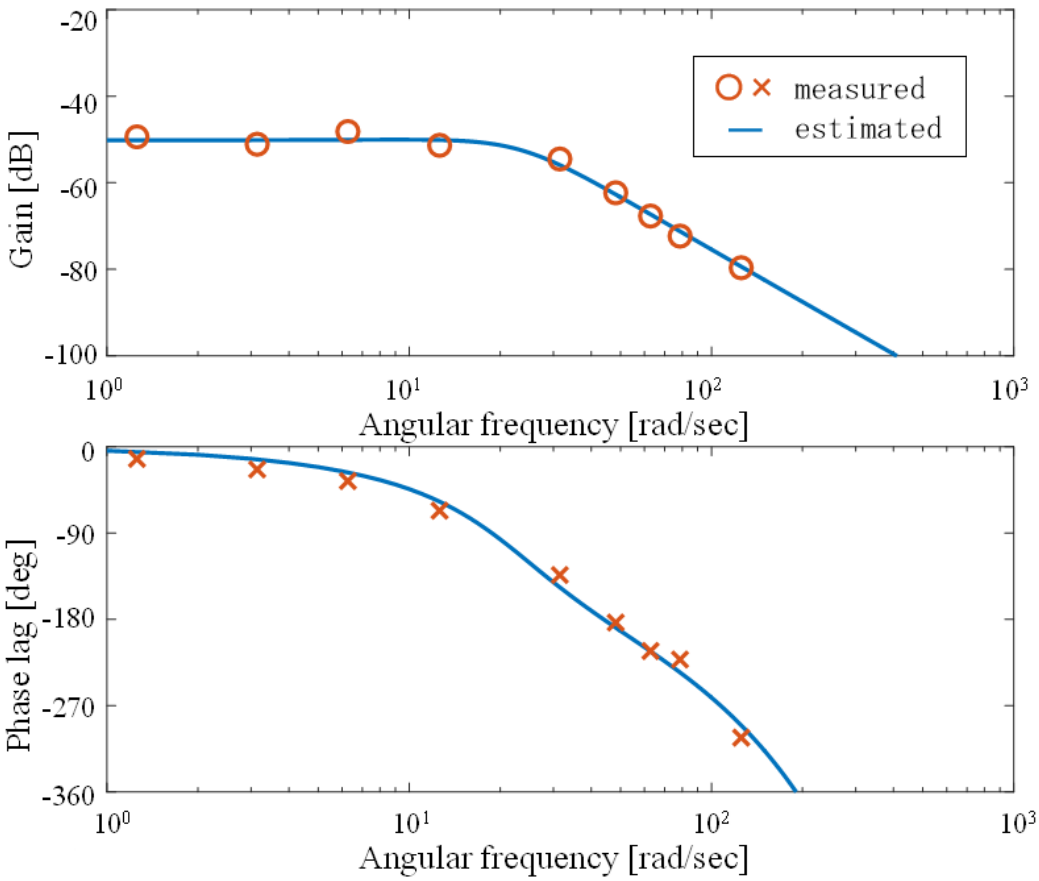


Fig.2.6 Bode diagrams (participant C-1st trial).

Table2.1 Parameter values for five participants.

Participants	(Trial No.)	Proportional gain K[N]	Natural angular frequency ω_n[rad/s]	Damping ratio ζ[-]	Dead time L[ms]
A	(1)	0.00520	20.7	0.579	18.8
	(2)	0.00563	19.3	0.499	16.5
B	(1)	0.0104	17.0	0.595	18.8
	(2)	0.0102	17.5	0.658	18.4
C	(1)	0.00310	23.3	0.647	17.3
	(2)	0.00286	25.7	0.548	16.3
D	(1)	0.00828	16.7	0.830	15.3
	(2)	0.00710	17.0	0.706	13.9
E	(1)	0.00436	15.7	0.674	20.7
	(2)	0.00360	16.9	0.468	13.1

2.4.2 評価実験結果

モデルの特性検証結果

２つの異なる周波数の正弦波を足し合わせて入力する評価実験に先立ち，まず実験対象者Aについて伝達関数のパラメータを推定したところ，$K = 0.0121$[N]， $\omega_n = 24.9$[rad/s]， $\zeta = 0.821$，$L = 15.1$[ms] を得た．この伝達関数を逆ラプラス変換し，式 (2.10) の入力 r_E との畳み込み積分によって算出した時系列を系の推定値とした．実験対象者Aに r_E を印加したときの結果と推定値を全 15[s] にわたりプロットした例を図 2.7（A）に示す．図 2.7（B）は３周期目のみを拡大したもので，実線は実測値，破線は推定値である．なお，同一実験対象者 A に対し異なる日時に同定した結果（表 2.1）と K が定性的に大きく異なる．これは，電極の貼付位置および刺激電流の上下限値などの差異に起因すると思われ，モデルを用いる際には，使用環境において同定を行う必要があることを示している．本節以降の一連の実験は同定を含め同じ日に実施しており，表 2.1 の結果と K が大きく異なっていても問題はないと考えられる．波形全体を通して出力は安定しているように見えるが，実験で得られた実測値のほうが振幅が大きく，かつ，両方の周波数ともプラス（伸展）側にオフセットしていることに加え，高周波成分の振幅が変動している．

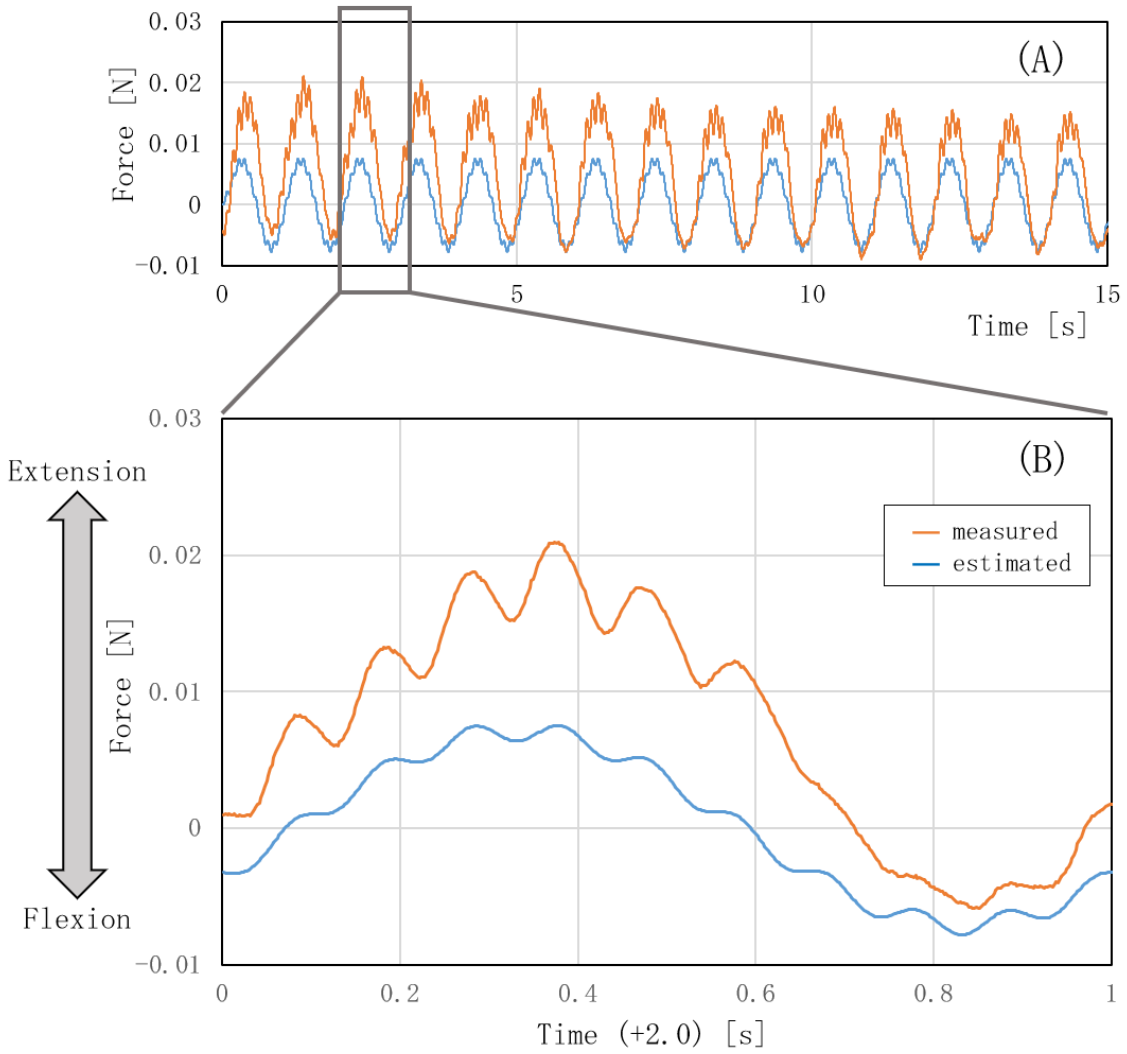


Fig.2.7 Dual frequency response.

階段状入力に対する応答

図 2.8 は 5[s] ごとに階段状に変化する目標に対する応答の 1 例である．(A) は屈曲→伸展→屈曲，(B) は伸展→屈曲→伸展の順で目標値を変化させたときの様子を示している．破線は伝達関数の比例ゲインから期待される理論的な応答で，実線が測定結果である．いずれの変化でもオーバーシュートが観察されるが，(A) (B) いずれの場合においても伸展→屈曲という変化（階段を下る変化）のほうが，より追従性の劣化が顕著であり，一種のヒステリシス特性が現れていると考えられる．

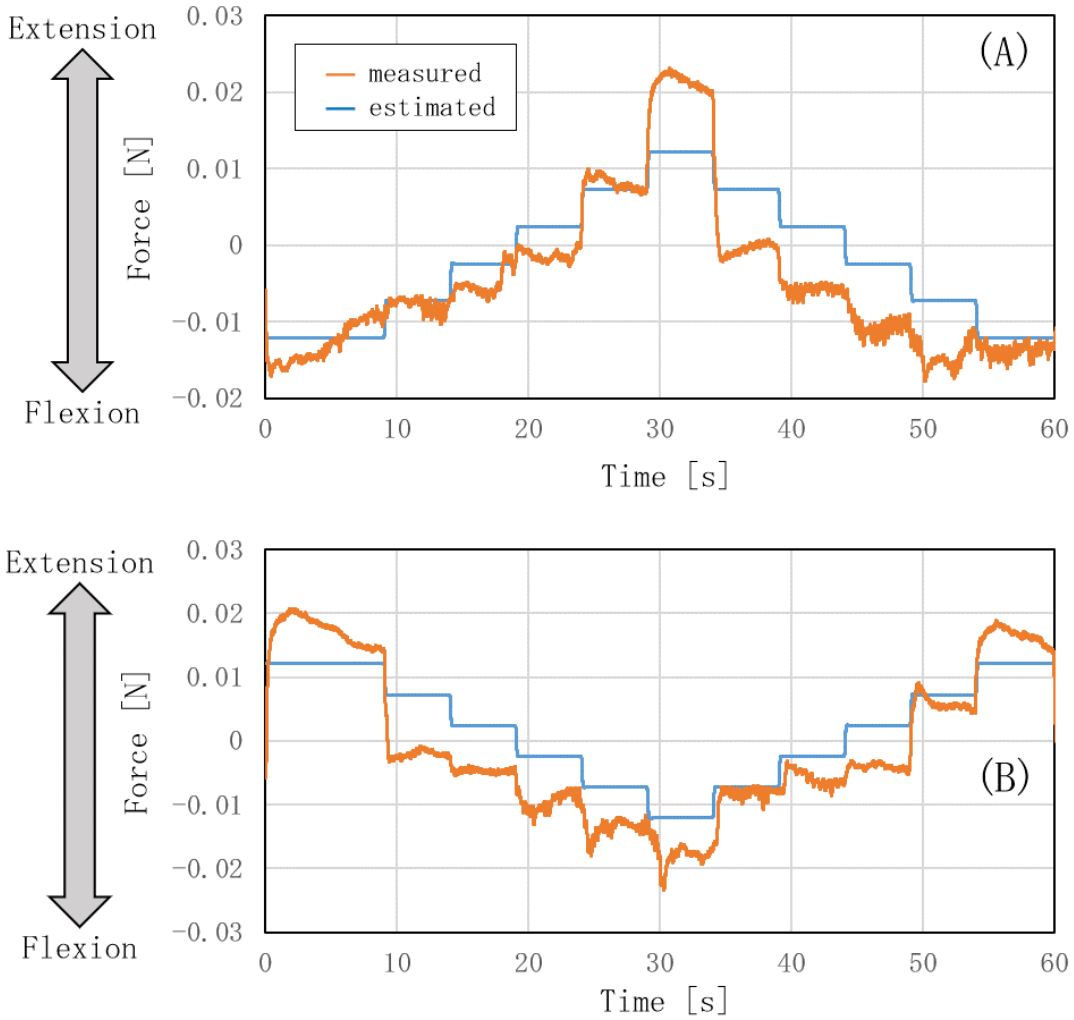


Fig.2.8 Continuous-step response.

中枢運動コマンドとのインタラクション

随意運動中に EAA 比を入力した際の応答の例を図 2.9 に示す．（A）は随意運動による伸展，（B）は随意運動による屈曲方向に一定力を発生させた状態で，短いバースト波状の EAA 比を繰り返し加えた様子である．破線は伝達関数から計算される理論的な応答，実線は実測値を示している．実験対象者にとって EAA 比の入力は随意運動に対する外乱として作用しているため，電気刺激が印加されている期間の後半では一定力の発生を維持しようとする中枢神経からの能動的なフィードバックによると見られる応答が確認できる．また，実測値のほうが全体的にプラス方向（伸展側）へシフトしている傾向は，2.4.2 節で得られた結果とも矛盾しない．本実験では，EAA 比を入力すると，指先力 F が両者の重ね合わせに等しくなることを期待して行った．その結果，推定値と実測値が，傾向としては近い値となった．しかし，推定値と実測値が完全には一致しなかった．これは発生させる一定の指先力の大きさによって結果は変わり，また印加する電気刺激の強度によっても結果は変わるためだと考えられる．一定の力を維持しているときに電気刺激を加えると，一定の力を発生するための活動していない運動単位の数に依存する応答になる．つまり，一定の力が小さければ，活動していない運動単位の数が多いために振幅が大きい応答になり，一定の力が大きければ活動していない運動単位数が少ないために小さな応答になるため重ね合わせにならないと考えられる．その一方で電気刺激によって活性化される運動単位が，随意力の発生時に活動しておらず，またサイズの原理に従って小さい運動単位から順に活性化される場合には，重ね合わせになる可能性も考えられるが，表面電気刺激の場合，サイズの原理があてはまらないこともあり，活動していない運動単位を選択的に活動させることは難しく，電気刺激の強度によって発生する力が変化する可能性がある．

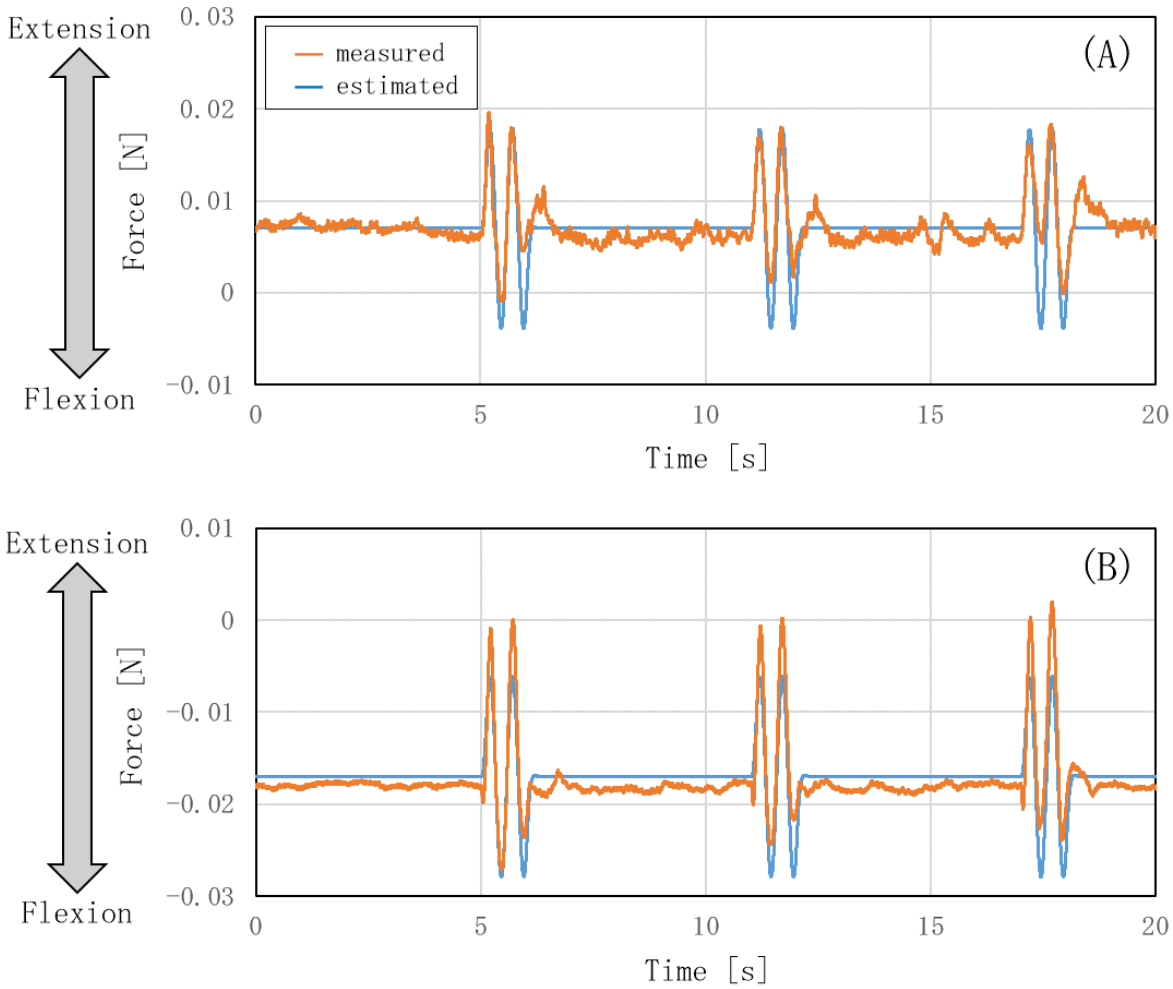


Fig.2.9 EAA ratio under voluntary movement.

2.5 考察

2.5.1 神経筋モデルの同定

全ての実験対象者で，等尺性条件下の手指神経筋系の平衡点制御モデルを導出することができ，伝達関数は「2次遅れ＋むだ時間」の形式で良好に近似できた．動作周期が 1[Hz] 以下のゆっくりとした巧緻動作を想定した場合，表 2.1 に示す ω_n と ζ の最小最大の組み合わせのゲインの差，位相の差を比較すると，1[Hz] 以下の範囲でゲインは 1[dB] 以下の差，位相は 5[ms] 以下の小さな差しかなく，制御結果にあまり影響しないことから一般化できる可能性がある．

固有角周波数

固有角周波数について詳しく検討する．表 2.1 に示すとおり 15.7〜25.7[rad/s] 程度は，周期にして 0.24〜0.40[s] に相当する．肘関節を対象とした類似の先行研究 [10] では，実験対象者 6 名について 14.0〜31.4[rad/s] と報告されており，本研究とあまり差がないように見える．これは，肘関節を駆動する上腕二頭筋・上腕三頭筋のペアが，今回の対象である浅指屈筋・総指伸筋ペアと物理的なサイズの類似性によるものと見られる．より大きな腓腹筋・前脛骨筋ペアを対象とした足関節に関する研究 [11] によると，8 名の実験対象者において角周波数は 13.5〜18.0[rad/s] という数値が示され，肘や手指に比べると低い傾向にあるのが分かる．以上は筋の大きさの違い及び，筋腹と筋腱部の長さの比の違いが系の特性の違いを生んでいる可能性を示唆している．

むだ時間

次に，むだ時間について同様に比較検討を行うと，本研究では平均 16.9[ms] 程度であるのに対し，肘関節においては 45〜100[ms] 程度と開きがあり，しかも全体的に大きい．他方，足関節では平均 24[ms] であり，固有角周波数のケースと異なり，むしろ本研究に近い値となっていることが分かる．神経筋系におけるむだ時間要素の物理的な意味を考えたとき，まず，電気刺激に対して実際に筋収縮が生じるまでの時間おくれが挙げられる．しかし，支配的な遅延要素が筋の動作だけによって生じるならば，サイズの近い筋の特性が類似すると考えられ，今回の実験結果と矛盾する．つまり，サイズも発生力も大きく異なる「浅指屈筋・総指伸筋ペア」と「腓腹筋・前脛骨筋ペア」の間に類似性を見出すとすれば，両者とも筋腹に対して腱部が相対的に長いという構造上の特徴が挙げられる．腱は筋よりも剛性が高いことが，こうした差異を生んでいるとしたら非常に興味深い．ここでも 2.5.1 節の考察と同様に筋の大きさの違い及び，筋腹と筋腱部の長さの比の違いが系の特性の違いを生んでいる可能性が示唆された．

減衰比

我々の関連グループによる先行研究 [11] では，減衰比を $\zeta = 1.0$ で一様に仮定するなど十分議論されているとは言えない．一方，手指関節ではなく大関節を対象とした研究ではあるが，いくつかの先行研究 [61]–[63] において，減衰比 $\zeta = 0.7$〜1.0 という報告がなされている．これらと比較すると，本研究の実験結果（$\zeta = 0.5$〜0.8）から，手指神経筋系の減衰比は不足減衰の傾向が強いことが判明した．すなわち，手指神経筋系には共振現象を起こす点が存在する可能性がある．力制御の目的に立ち返ると，ヒトの神経筋を制御する補償器を設計する上で，減衰比は系の応答を特徴付ける重要なパラメータであり，手指以外の関節に関しても同様の傾向が見られる場合があるのか検証することは今後の課題である．以上をまとめて表 2.2 に示す．

Table2.2 Parameter values comparison.

Joint of target (Memo)		Hand's MP (This study.)	Elbow (Similar in size.)	Ankle (Similar in shape.)
Muscles pair		flexor digitorum superficialis extensor digitorum flexor	biceps brachii triceps brachii	tibialis anterior gastrocnemius
ω_n	[rad/s]	15.7-25.7	**14.0-31.4**	13.5-18.0
L	[ms]	16.9(ave.)	45-100	**24(ave.)**
ζ	[-]	**0.5-0.8**	(1.0)	(1.0)

2.5.2 手指神経筋モデルの評価

同定した系の妥当性を検証するため，さまざまな入力に対する応答の測定を試みた．定性的には概ね期待どおりの入出力関係が示されているものの，いくつかの問題点も明らかとなった． 図 2.7 および図 2.9 において伸展側へのオフセットが観察されたのは，主に入力電流の正規化の問題であると思われる．固定している MP 関節角度 0[deg] の位置を $r_E = 0.5$ 入力時の平衡位置となるように入力電流を正規化すべきだが，正規化時の刺激電流の上限値を実験対象者の主観に頼って決定したため，$r_E = 0.5$ 入力時の平衡点が 0[deg] からずれてしまっている可能性がある．今後電流の正規化方法の再考が必要である．また，通常，中枢運動コマンドによる筋の運動は疲労しにくい遅筋から疲労しやすい速筋へと広がるのに対し，FES による筋刺激では逆の順序で筋収縮が起きることで，疲労が顕著に表れオフセットが生じる原因となったという可能性も考えられる．

2.6 おわりに

ヒト中枢神経の運動戦略に着目し，個々の筋に対して逆運動学的に運動指令を与えるのではなく，ある関節を拮抗的に支配する筋群に対して，関節剛性と角度をパラメータとして制御されているとする平衡点仮説に基づく平衡点制御モデルを手指の制御に適用した．表面電極を用いたヒト前腕への FES により，MP 関節を除く手指関節を外部から拘束したとき，等尺性条件下における EAA 比の入力と指先発生力を同時測定し，ヒト手指神経筋系の平衡点制御モデルを導出したところ，その定常特性が「２次遅れ＋むだ時間」によって良好に近似できることを示した．これまでに検討された「肘関節運動，足関節運動の同定結果」と今回の「手指関節運動の同定結果」を比較検討した結果，筋構造の違いが同定されたパラメータに影響を与えている可能性が示唆された．また，定性的ながら概ね予想通りの出力が得られており，モデルの妥当性と微小な力を制御できる可能性を示した．

第 3 章

マスクの伸縮と導電糸を用いた表情識別システムの開発

3.1 はじめに

ここ数年，COVID-19 の蔓延に伴う社会環境の急激な変化に合わせて，我々の生活環境が大きく様変わりした．手指の頻繁な消毒や，いわゆる 3 密を防ぐ行動様式が一般化するとともに，マスクの感染拡大防止効果が広く認知されるに至り，特に体調不良を来していなくても，医療従事者同様に日常的なマスクの着用が広がった．通常，マスクは不透明の材質で製造されており，対面していても装着者の口の動きや表情は分かりづらく，コミュニケーション上の障害となる [66] ことや，乳幼児を含む幼少期の発達段階において，他人の表情を読み取る能力の獲得不足に留まらない悪影響を及ぼしている可能性 [67] など，さまざまな問題が指摘されている．そこで，何らかの方法を用いて計算機によってマスク装着者の表情を獲得できれば，適切なフィードバック情報の提示によって，これら多くの問題を解決する手段を提供できる可能性がある．マスク装着を前提とした表情認識の試みは画像処理に基づく研究を中心に，たとえば，通常のマスクでは覆われることがない目の周辺領域のみから感情を認識するシステムにおいて，顔全体から感情を認識する場合と比較し，ポジティブな感情では高い精度を得た [68] とするものや，既存の表情認識データセットを使ってマスク装着時のデータセットを自動生成し，認識精度を向上させたとする報告 [69] などがある．一般に，カメラ画像に基づく計測システムは対象に接触することなく情報を獲得できる優れた特長を有するが，ヒトの顔を対象とした場合，ある程度離れた位置にカメラを設置する必要があり，照明条件など測定環境の影響を受けやすいことに加えて，プライバシー保護の観点から必ずしも最適とは言えない．他方，導電布電極を使った静電容量式タッチセンサをマスク上に構成して頬の動きを検出してクリック操作に変換し，視線入力デバイスとの連携を図った研究 [70] のように，マスク自体から表情を直接的にセンシングする試みは大変興味深い．

以上のような背景を踏まえ，導電布より安価に入手できる導電糸を使ってマスクの変形を検出するとともに，マスク上の複数のセンサから得られる変形情報を統合し，機械学習による表情識別システムの構築を試みた．

3.2 表情識別システム

3.2.1 システムの概要

銀（Ag）めっきナイロン繊維で作られた導電性ミシン糸（導電糸）は，金属細線と同様に電気抵抗としての性質とともに，縫製材料としての糸と同程度の伸縮性を有する．導電糸両端に荷重を加えて引き伸ばすと抵抗値の増大が観察されるが，荷重が小さければ可逆的な挙動を示すため，導電糸自体が伸縮センサとしての機能を果たす．この導電糸の両端を平ラグに結びつけ，マスク表面の任意の場所に這わせるように配置した上で，小型の金属製スナップボタンを介して柔軟な導線（オヤイデ電気：HPC-28-2U V2）で接続し，自作のプリアンプ（フロントエンド回路）に入力した．このとき導電糸は両端部のみで支持された状態となり，中心部を含む他の部分は自然な状態のままとした．ただし，複数の導電糸の配置が交差する場合は，テーピング材を用いて部分的に電気的な絶縁を図った．マスク表面変位に伴う抵抗変化は電圧値に変換され，組み込み BLE[*1]モジュールのアナログ入力端子に至る．A/D 変換されたデータは BLE を介して 100[ms] 周期で PC へ送信して蓄積し，表情認識モデルの構築と識別実験に使用した．

3.2.2 導電糸センサとプリアンプ（フロントエンド回路）

供試導電糸（ミツフジ：AGposs 100d/3）の長さ当たりの電気抵抗はカタログ値で 10[Ω/cm] 未満とされ，センサ素子としてマスク上に直線状に配置したときの抵抗実測値は概ね数 10[Ω] のオーダーで 100[Ω] を越えない．ただし，繰り返し抵抗変化が観察される伸縮の最大値は不明ながら，糸としての強度に由来する材料力学的な比例限界を大きく下回ることは確実で，破断に至らない程度の荷重であっても不可逆的に抵抗値が増大し，センサとしての感度が著しく低下する場合もあった．これは表面の Ag めっきが部分的に剥離したか，あるいは広範なクラックの発生が疑われる．また，ナイロン素材の吸湿性や Ag めっき層の経年変化などを考慮すると，原理的な類似性に関わらず，微小なひずみを高精度計測するのに適した金属細線式や半導体式など一般的なひずみゲージの代替としてはやや難がある．逆に本研究での用途を含め，ひずみ量の精密な定量化を目的とせず，視覚的に認知できるような大きな曲げ変形を含む大ひずみの簡易な検出には適している．マスクの変形に伴う実際の抵抗値の変化は，対象とするマスクの素材や取り付け場所・方法によって大きく異なるが，予備実験として 20[cm] 程度に切り出した導電糸を両手で軽く引き伸ばし，デジタルテスターで抵抗値を測定したところ，数%程度の変化が認められた．マスクからプリアンプ間は有線接続が必須であり，実使用時においてマスクと一緒に長時間携帯して連続使用することが想定されることから，後述する BLE モジュールのファームウェアと併せて乾電池動作を前提とした省電力化を図った．

以上を踏まえ，フロントエンド回路は C-MOS の 4 回路入り OP アンプ（日清紡マイクロデバイ

[*1] Bluetooth Low Energy

ス：NJU7044）を使用し，時定数 τ =330[μs]（$f_c = 480$[Hz] 相当）の１次ローパスフィルタを含むゲイン 11 倍の直流結合非反転増幅回路×最大 4 チャネルとして構成した．主要部の回路図を付録 A として添付する．センサの初期状態に依存する直流オフセット電圧の補正部は，今回敢えて手動調整とし，半固定抵抗によって GND 電位から電源電圧の 9% 程度までの範囲で実験の度に調整することとしたが，将来的には D/A コンバータと置き換えて，全自動化することも視野に入れている．

3.2.3 BLE モジュールとファームウェア

試作時点で公開されている開発情報が充実している点や入手性などを総合的に勘案した結果，BLE5.0 規格に準拠した通信機能を搭載するデバイスとして Laird Connectivity 社の BL652 Series Bluetooth v5 + NFC Module[94] を採用した．主な仕様を表 3.1 に示す．本製品単独では 2.1[mm] × 14[mm] × 10[mm] と小さく，各種試作配線や調整の便宜を図るため数社から開発キットが提供されている中から，ピンピッチ変換と電源を含む周辺回路を搭載した BL652 ブレークアウトボードキット（秋月電子通商：AE-BL652-BO）を使用した．

Table3.1 BL652 module specification （excerpted）

Bluetooth Version	5.0 （BLE5.0）
Chipset	Nordic nRF52832
BLE Connections	8
I/O	GPIO（31 max） I2C（1） SPI（1） ADC（8） PWM and FREQ （up to 12） NFC（1）
Processor On Board	Cortex M4F（ARM）
Programming Options	smartBASIC or Nordic SDK
Development Tools/Utilities	UWTerminalX Android and iOS applications with free source code UART firmware upgrade

BLE 規格に準拠した通信制御ソフトウェアライブラリ（プロトコルスタック）は，各種言語やプラットフォームに応じて製品開発元から提供されているほか，GNU フリーソフトウェアとしてソースコードを含めて多数公開されている．調歩同期式有線シリアル通信の代替を意図したプロトコル（従来型 Bluetooth における SPP*2に相当）と類似する機能は，BLE では VSP*3サービスとして用意されていることから，本試作デバイスでも当該機能を利用し，サンプルプログラムを一部

*2 Serial Port Profile
*3 Virtual Serial Port

改変して PC やスマートフォンなど上位システムとの通信を実現した．BL652 の組み込みソフトウェア（ファームウェア）は，チップ製造元（Nordic）が提供する開発環境の他，Laird 社独自の BASIC ライクな smartBASIC による開発が可能である．ソースコードはテキストエディタで適宜編集し，コンパイラ統合型の専用ターミナルソフト（UwTerminal）を用いてデバイスにダウンロード（FlashROM への書き込み）を行う．今回は smartBASIC の VSP サービス関連のサンプルコードを改変することにより簡易的に機能を実装した．

なお，PC 側の通信ソフトウェアは，機器依存性が少ない GoogleCrome ブラウザ上での動作を図るため，主に JavaScript を用いて記述した．BLE 関連 API ラッパーとして Bluejerry[95] を使用し，Joe Walnes,Drew Noakes らによって提供されている Smoothie Charts[96] とを組み合わせ，BLE 経由でセンサ値の時間的変化を視覚的にリアルタイムで容易に確認できるようにした．開発段階の動作画面を図 3.1 および図 3.2 に示す．

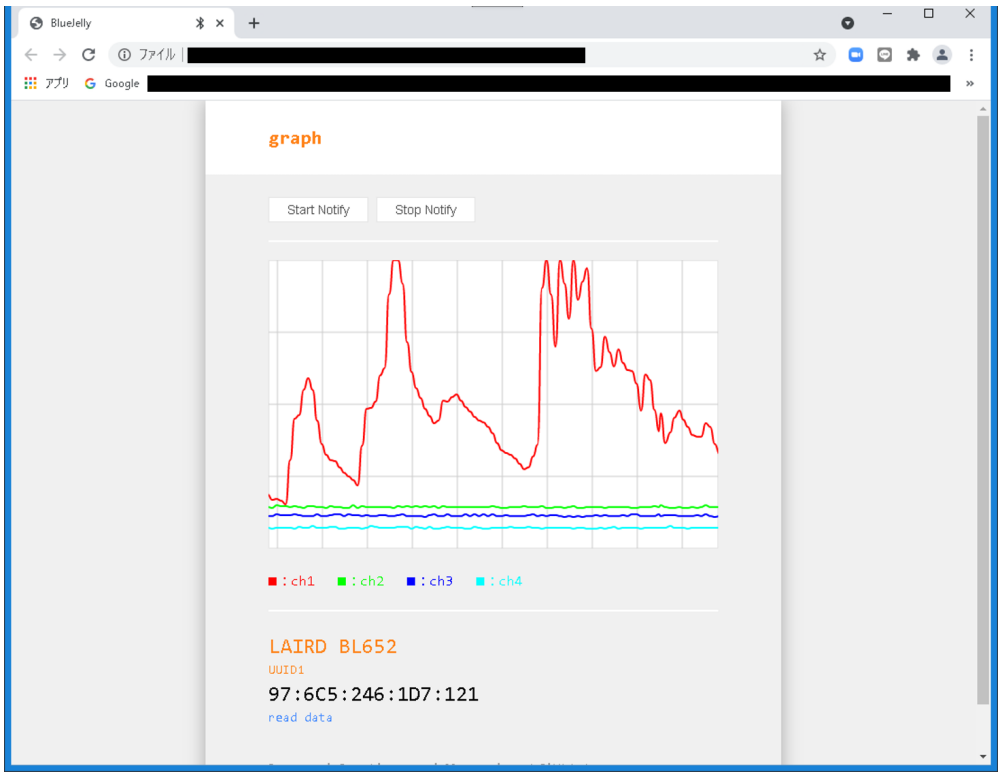


Fig.3.1 Real time measuring environment test. Oscilloscope-like waveforms are presented.

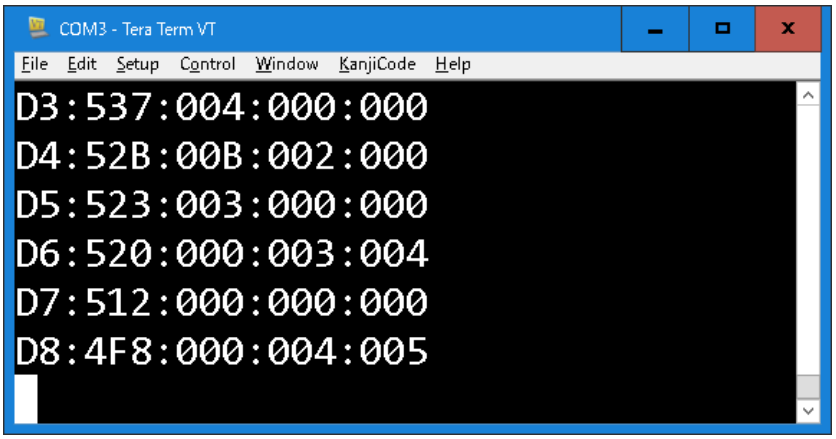


Fig.3.2 Data transfer test. Displaying Serial No. and 4ch A/D converted values in hexadecimal characters reported every 100[ms] interval.

3.2.4 センサの配置

表情識別に最適なセンサの配置は不明のため，まず図 3.3 に示す 5 箇所を候補位置として決定した．時間的な変化を無視すると，各センサ値がそのままモデルの特徴量となり，センサの数は特徴量数と等しく，ハードウェアや BLE 規格上の制約も考慮すると，可能な限り特徴量数は少ないことが望ましいことから，候補 5 箇所から試行錯誤的に 3 箇所を選択し，条件を 2 パターンに絞った．また，比較検討のため，すべて導電糸センサを使った実装，先行研究 [71] を参考に静電容量式曲げセンサと抵抗薄膜式曲げセンサを組み合わせた実装，異なる材質のマスクを使った実装を試みた．以上の各種条件の組み合わせの中から，今回実験を行った条件をまとめると，図 3.4 に示す合計 4 パターンとなる．

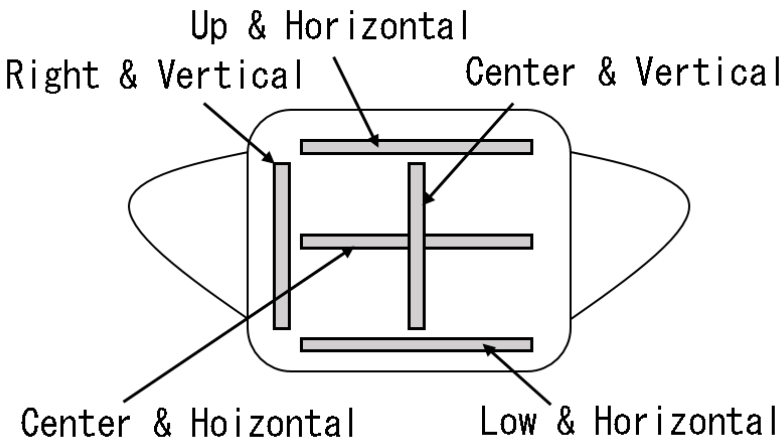


Fig.3.3 Arrangement of sensors.

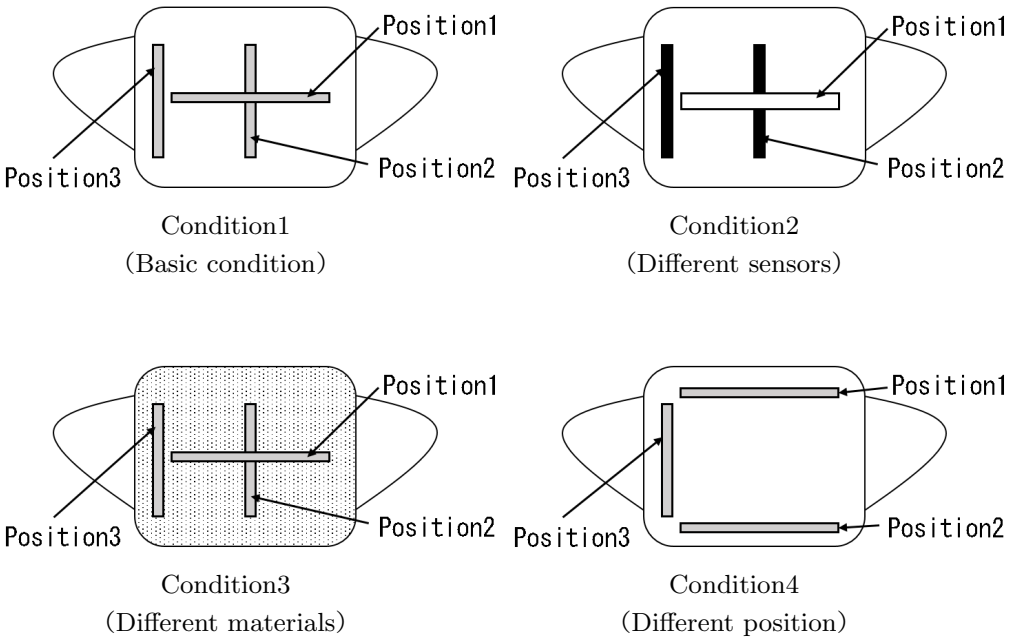


Fig.3.4 Definition of each comparative condition.

表 3.4 において，まず基準となる条件 Condition1 は，不織布マスクの 3 箇所すべてに導電糸を使用したパターンである．Condition2 は導電糸に替えて，横方向 Position1 に静電容量式曲げセンサ（バンドー化学：C-STRETCH），縦方向 Position2,3 に抵抗薄膜式曲げセンサ（SpectraSymbol：FS-L-0055-253-ST）× 2 個とした構成とする．Condition3 はマスク素材を布製にしたもの，Condition4 はセンサの取り付け位置を変えたもの，という相違点を除き，Condition1 と同じ条件とした．一例として，導電糸センサを実装した不織布マスク装着時の様子を図 3.5 に示す．

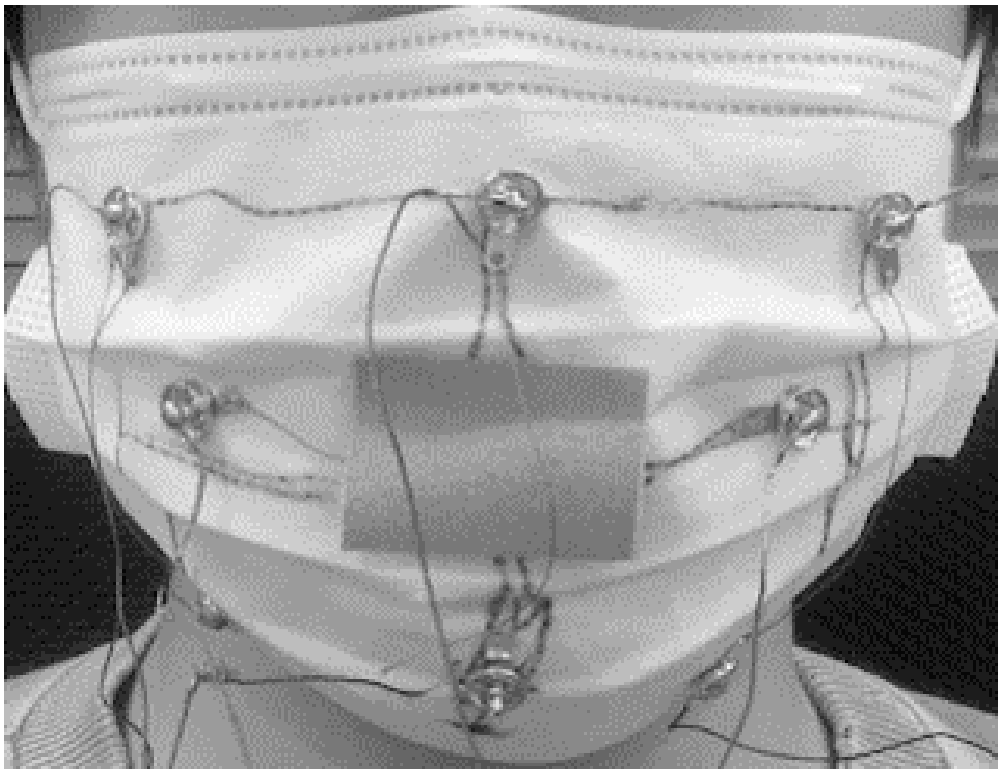


Fig.3.5 Wearing example.

3.2.5 識別する表情の定義

ヒトの表情には大きな個人差があるが，FacialActionCodingSystem 理論 [72], [73] に基づく分類が可能と仮定し，図 3.6 に示す 15 種類の表情について識別実験を行った．それぞれ，他のいずれの表情も表出していない自然な初期状態で基準となる無表情 {E**}，基本表情 7 種類 {A*,CO*,D*,F*,H*,SA*,SU*}，非日常的で意図的な表情 7 種類 {B,CP,CS,CL,LP,LB,U} と定義した．

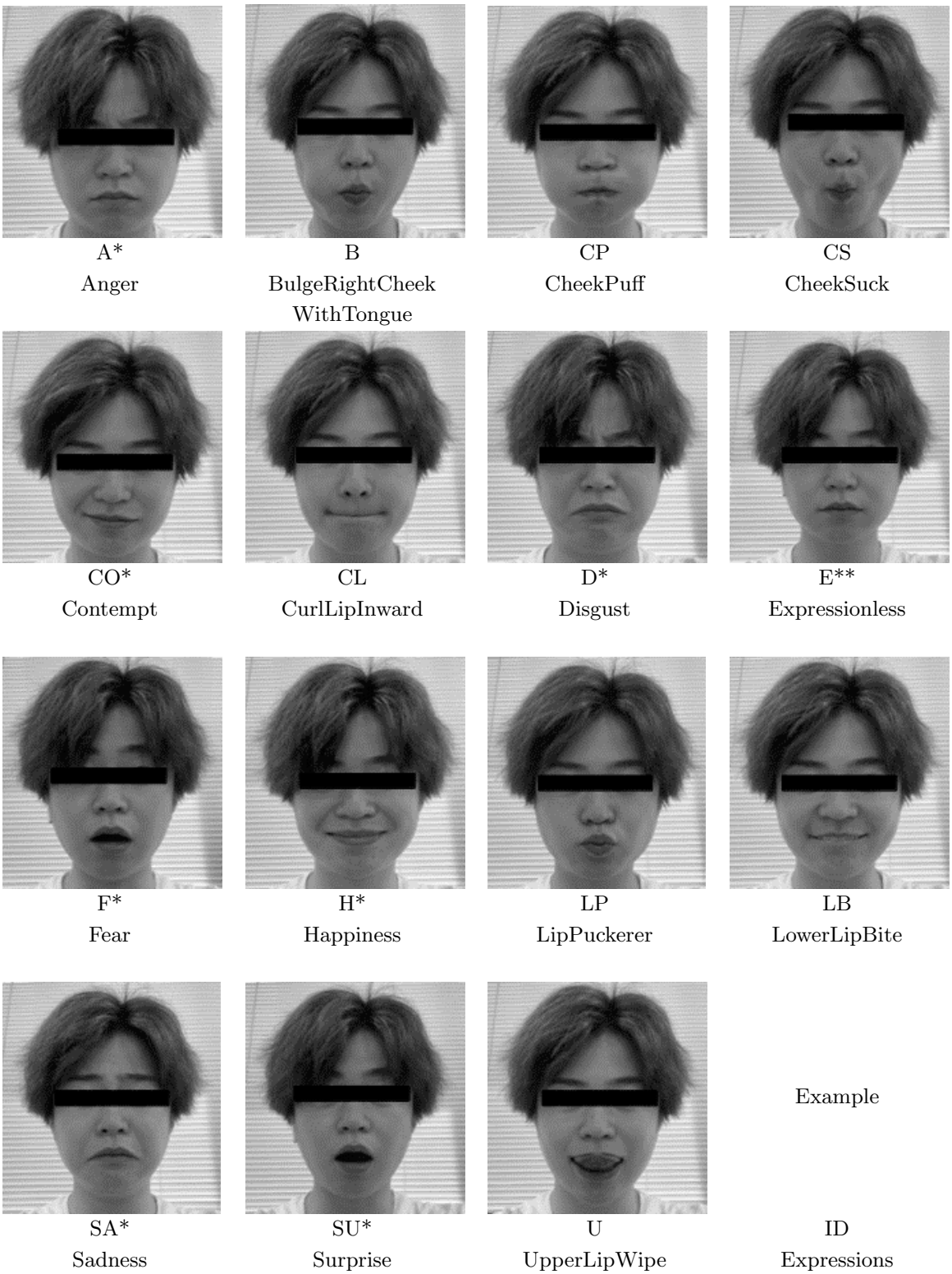


Fig.3.6 Types of facial expressions for classification.（*:Basic facial expressions,**:Baseline）

3.3 実験方法

図 3.4 に示す各条件のマスクを装着した健常男性 20 代の実験対象者 2 名（Participant A，B）に，図 3.4 の各表情を約 30 回ずつ表出させ，時々刻々変化するセンサ値を 100[ms] 周期で取得した．また，無表情と表情表出中を区別するため，押しボタンスイッチを実験対象者自らのタイミングで押下した情報を，センサ値と同時刻に取得した．得られたデータを全て統合し，無作為に抽出した 7 割を学習用，3 割を評価用データとして使用した．機械学習アルゴリズムとして，分類性能やスケーラビリティなどで定評があるランダムフォレストモデルを採用した．得られたモデル評価は適合率と再現率の調和平均である F 値を用いて行い，各センサ配置が結果に与える影響として重要度を求めた．

なお，本実験は大阪大学「基礎工学研究科における人を対象とした研究に関する倫理委員会」による承認（承認番号 R3-1）を受けて実施した．

3.4 実験結果

例として，Participant A が条件 Condition1 において表情 E**と表情 U を交互に表出した場合の測定結果を図 3.7 に示す．同様に，表情 E**と表情 SU*を交互に表出した場合の測定結果を図 3.8 に示す．スイッチの押下に合わせてタイミング信号がステップ状に取得されており，表情の変化に伴う各センサ値の変化と同期していることが分かる．このようにして得られたデータから構築・評価した表情識別モデルの F 値を表 3.2 に示す．また，各条件におけるセンサ毎の重要度を表 3.3 に示す．表 3.2 において，太字は上位 5 番目までを示しており，条件によって検出しやすい表情にばらつきが生じていることが分かる．導電糸のみをセンサとして使用した基準の条件 Condition1 は，同配置の静電容量式と抵抗薄膜式曲げセンサを用いた条件 Conditon2 と比較したとき，全体精度が 0.13 程度低い値を示す一方，表情 SU*のような特定の表情では導電糸でも 0.9 を越える精度が得られ，Condition2 と大きな差がなくなっている．不織布マスク条件 Conditon1 とマスクの素材のみを変えた布マスク条件 Condition3 を比較すると，布マスクの方が全体的に精度が劣化する傾向が見られる．これは，素材自体の伸縮性の差が大きく反映しているものと推測されるほか，表 3.3 で明らかなように，センサ位置によって重要度が極端に偏る傾向にあることから，主に縦方向の変形が乏しいことが分かる．

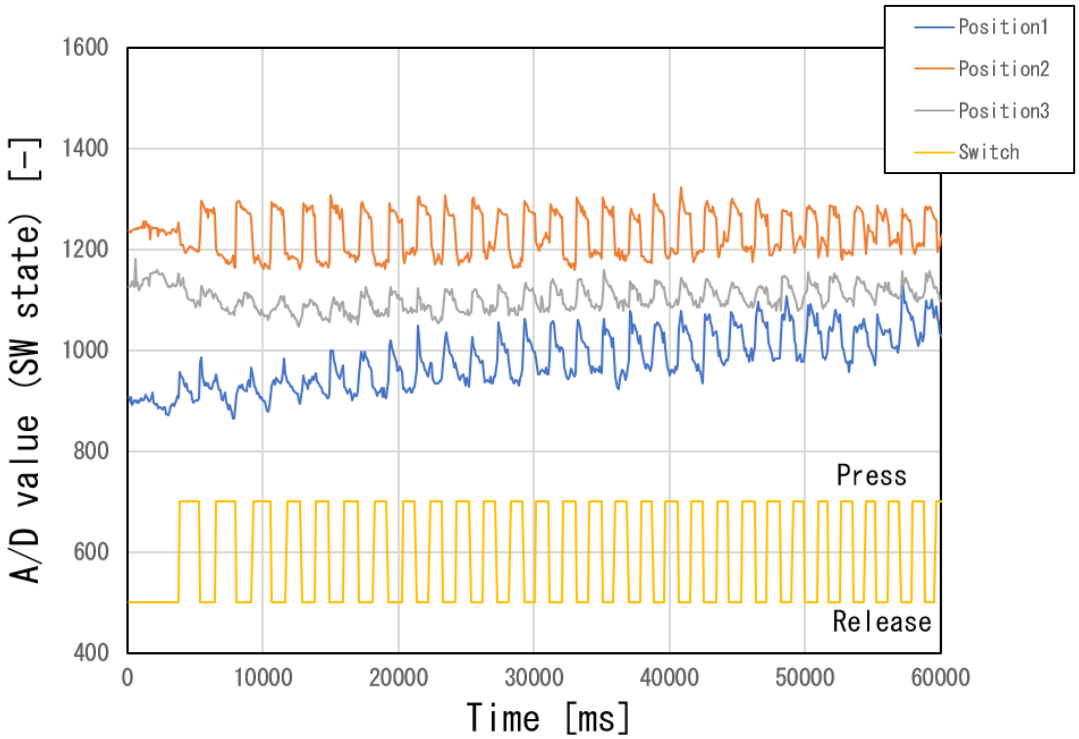


Fig.3.7 UpperLipWipe(U) measurements under condition 1 for participant A.

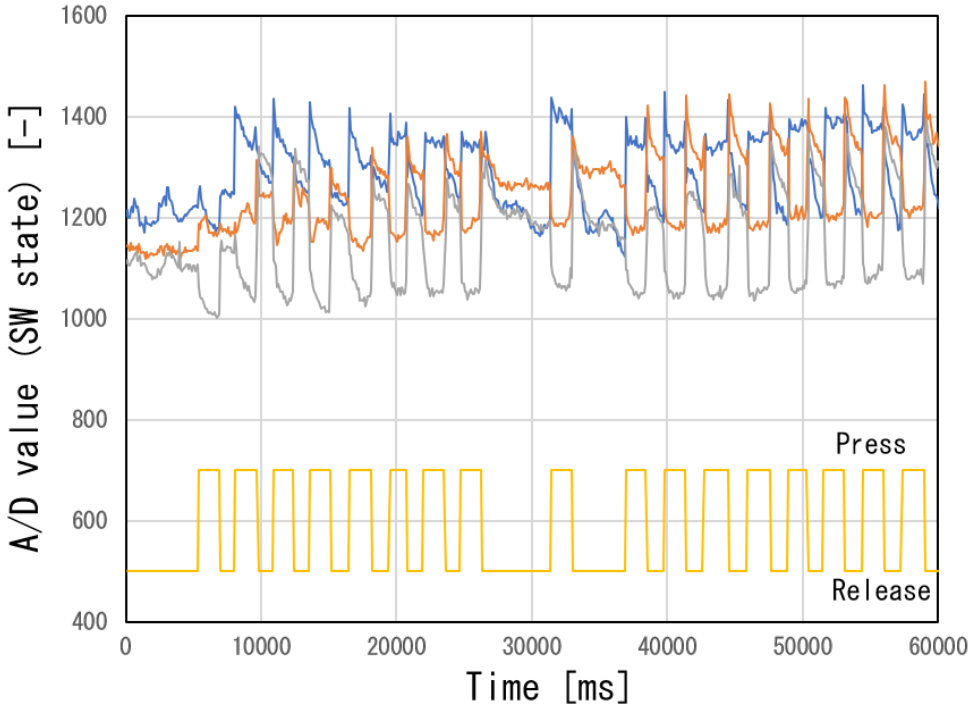


Fig.3.8 Surprise(SU*) measurements under condition 1 for participant A.

通常，布マスクの鼻部分は不織布マスクと異なりワイヤのような硬質部材が入っていないため，表情表出に伴い顔面が変形したとき，布マスク全体が上下方向へ移動してしまうことが原因の一つとして考えられる．しかし，感染予防対策の観点で不織布マスクの優位性は周知の事実であり，以上の結果が導電糸センサに直接ネガティブな評価を与える要素ではない．基準条件の Condition1 とセンサ取り付け位置を変えた Condition4 を比較すると，全体精度は僅かながら向上（約 0.02）しているものの殆ど変化がない一方，表 3.3 に示すとおり，水平方向に取り付けたセンサの重要度が低い傾向が見られる．これは，不織布素材そのものの伸縮性は乏しく，センサで捉えられる主な変位は，蛇腹状に折りたたまれたマスクの構造に由来する縦方向の変形が支配的に影響していると見られる予想とも符合する．Condition1 と Condition4 の間において表情ごとの検出精度の差に注目すると，表情 B と表情 LP では Condition4 のほうが 0.1 以上良好なのに対し，表情 D*では傾向が逆転している．このことから，高い精度で表情検出できる最適なセンサ配置は，対象とする表情によって異なることが示唆される．

Table3.2 F-measure of classified facial expressions

ExpressionID	Condition1	Condition2	Condition3	Condition4
A*	0.853	0.942	0.464	0.843
B	0.747	0.960	0.344	**0.948**
CP	**0.876**	0.954	**0.651**	0.837
CS	**0.883**	0.884	**0.644**	**0.899**
CO*	0.760	**0.962**	0.355	0.845
CL	0.839	0.943	0.476	0.885
D*	**0.878**	**0.964**	0.211	0.768
E**	0.396	0.756	0.131	0.272
F*	**0.896**	0.962	**0.592**	**0.937**
H*	0.858	**0.973**	0.421	0.633
LP	0.855	**0.984**	**0.897**	**0.970**
LB	0.712	**0.972**	0.485	0.805
SA*	0.764	0.958	0.322	0.820
SU*	**0.911**	0.957	**0.635**	**0.978**
U	0.748	0.944	0.481	0.856
Accuracy	0.808	0.939	0.480	0.830

Table3.3 Importance of variables

Variable	Condition1	Condition2	Condition3	Condition4
Position1	0.319	0.325	0.467	0.304
Position2	0.364	0.348	0.238	0.315
Position3	0.317	0.327	0.295	0.380

3.5 おわりに

物理的な変位に伴う導電糸の抵抗変化を計測し，有線または無線によってリアルタイムで PC へ伝送する環境を整えた．ただし今回は，モデルの構築と検証作業はすべてオフライン下で実施した．マスクの素材やセンサの配置を変えながら，ユーザがマスクを装着し表出した様々な表情の検出を試み，機械学習による表情識別実験を行った．衛生上，不織布マスクと組み合わせ，センサ素子部分を含め使い捨てを前提とした使用が好ましいが，識別精度は従来方式の曲げセンサを用いた場合と大差なく，導電糸センサのコスト的な優位性が示された．特定の表情において高い精度で認識できること，および，センサの配置によって最も精度良く認識できる表情が異なることが分かった．意図的に表出される非日常的な表情を高精度で検出できる特長は，何らかの機器操作といった入力インタフェースへの応用を考える上で有効活用が期待できる．今後，実環境での使用を想定し，予め用意したモデルに基づいたリアルタイムでの表情識別と，継続的な識別精度の向上を試みる．

第 4 章

導電性ナイロン繊維アクチュエータの全自動製造装置の開発と特性評価

4.1 はじめに

ナイロン [99]（PA）*1など樹脂材料でできた繊維に強いねじりと熱処理加工を施して製造されるSCP*2アクチュエータは 2014 年に Haines らによって提案された熱駆動型のソフトアクチュエータとして知られ，原材料が安価に入手できること，モノフィラメントにおいて最大収縮 40% 以上や出力重量比 5.3 [kW/kg] を達成したとの報告 [76] など優れた諸特性から，新しい人工筋としての応用が有望視されている．近年では，個々の繊維に予め銀（Ag）めっきを施したナイロン繊維を糸状に加工した製品や布地などが市販されている．これらは無機金属イオンに由来する抗菌作用を利用してマスクや肌着等に加工されているほか，その高い導電性を利用し，センサ電極やウェアラブルデバイスとしての応用 [75],[82] が盛んに研究されている．導電性ナイロン繊維を用いた SCP アクチュエータは，通電で得られる Joule 熱によって直接駆動することが可能であり電気的な制御が容易なため，アクチュエータとして応用 [79],[86] する上で非常に都合が良く，今後さらなる発展が期待される．しかしながら，SCP アクチュエータは製造方法自体が単純であるにも関わらず，量産・市販されている製品が無く，各研究者が自ら必要に応じて半ば手作業で製造しているのが現状である．このため，長大で均質なアクチュエータを大量に調達するための研究 [74],[84] が続けられているが，その多くが既存の多機能撚糸機や意匠撚糸機の応用によるモノフィラメント型アクチュエータの施撚工程を対象としており，アニーリングには別途何らかの独立した工程が要求されるなど，本質的な連続製造や完全自動化には至っていなかった．そこで我々は，導電性ミシン糸を用いた卓上設備によるオーバーツイスト型マルチフィラメント導電性ナイロン繊維アクチュエータの安定的な生産を目指し，アニーリングを含む全自動連続製造装置の試作と改良を続けてきた．本稿では試作装置の詳細と製造実験で得られたアクチュエータの基本特性を示す．

---

*1 polyamide
*2 Super Coiled Polymer

4.2 導電性ナイロン繊維アクチュエータ

ナイロン繊維に荷重を加えつつ強く捩じった状態を維持し，ある温度まで加熱すると分子レベルで形状が保存され，以後，加熱・冷却サイクルによって可逆的な変位が得られるようになり，熱駆動型のソフトアクチュエータとして機能する [81]．マルチフィラメントのナイロン繊維でも概ね同様の特性を示すことが知られており，その製造工程は（1）糸に荷重を加えつつ，製糸・紡績における極強撚（2500 回/m 以上）のオーダーを優に超える非常に強い施撚によってコイル状にキンクが連続した状態にする施撚工程，および，（2）適当な荷重を印加しつつ熱処理（アニーリング）によって形状を固定するアニーリング工程，の２段階に分けることができる．本研究では材料として Ag めっきナイロン繊維でできた導電性ミシン糸（フジックス：FUJIX smart-X NM08BD #50 TEX21）を使用し，通電によって生じる Joule 熱をアニーリングと実使用時の駆動の両方に利用する．なお，比較的大直径のモノフィラメント材料を用いて製造されるマンドレル型アクチュエータに関しては，今回は対象外とする．

4.3 全自動製造装置

4.3.1 概要

糸状の材料に捩じりを加える操作は，複数の繊維を撚り合わせて１本の糸を作る「撚糸」工程と本質的に同等である．撚糸機の歴史は非常に古く，さまざまな形式の機械が発明と改良を重ねて今日に至ることは論ずるまでもないが，その機構は（A）アップ式（イタリー式撚糸機など糸引き出し式），（B）ダウン式（リング撚糸機など糸引き込み式），（C）その他（本製造装置や一部の意匠撚糸機など），の概ね３種類に大別できる．従来，意匠撚糸機を応用して直鎖状低密度ポリエチレン（LLDPE）*3のモノフィラメントに導電糸や細いステンレス線など電熱素材を交撚しアクチュエータを製造した報告 [85] や，ナイロンモノフィラメント材料を多機能撚糸機やリング撚糸機の変形機構を用いてアクチュエータを製造する試み [78] なども報告されている．しかし，高速で動作するよう設計された現代の撚糸機の多くは，マルチフィラメント構成で細い導電性ナイロンミシン糸に後述する snarl を回避しつつ極強撚を越える極めて強い捩じりを加えた後，必要なアニーリング加工を連続的に行うことに適した設計とは言い難い．たとえば，アクチュエータ製造における施撚とアニーリングに適した張力は必ずしも一致しないため，単一の動力軸を施撚と巻き取りに用いるイタリー式や給糸に動力がないリング式など従来構造では，個々の張力を独立して調整することに難点があり，目標とする張力パラメータが機器仕様上の調整可能範囲を逸脱してしまう場合がある．また，施撚動作において巻き取り側機構全体が回転運動を伴う DirectTwist のようなフライヤー式撚糸機の一種 [83] においては，施撚と巻き取りの中間工程であるアニーリングの機能を実装することが困難である．任意のパラメータで製造できる自動製造装置 [97] に類する機構では，一度に製造

*3 Linear Low Density Polyethylene

できる長さに大きな制限がある．そこで，以上の課題の解決を図るべく，図 4.1 のようなアクチュエータ製造に特化した装置を新たに開発した．図 4.2 は，材料の処理プロセスを模式的に示したもので，対応する各部の名称と主な役割を表 4.1 に示す．以下，試作した製造装置について各部の詳細を述べる．

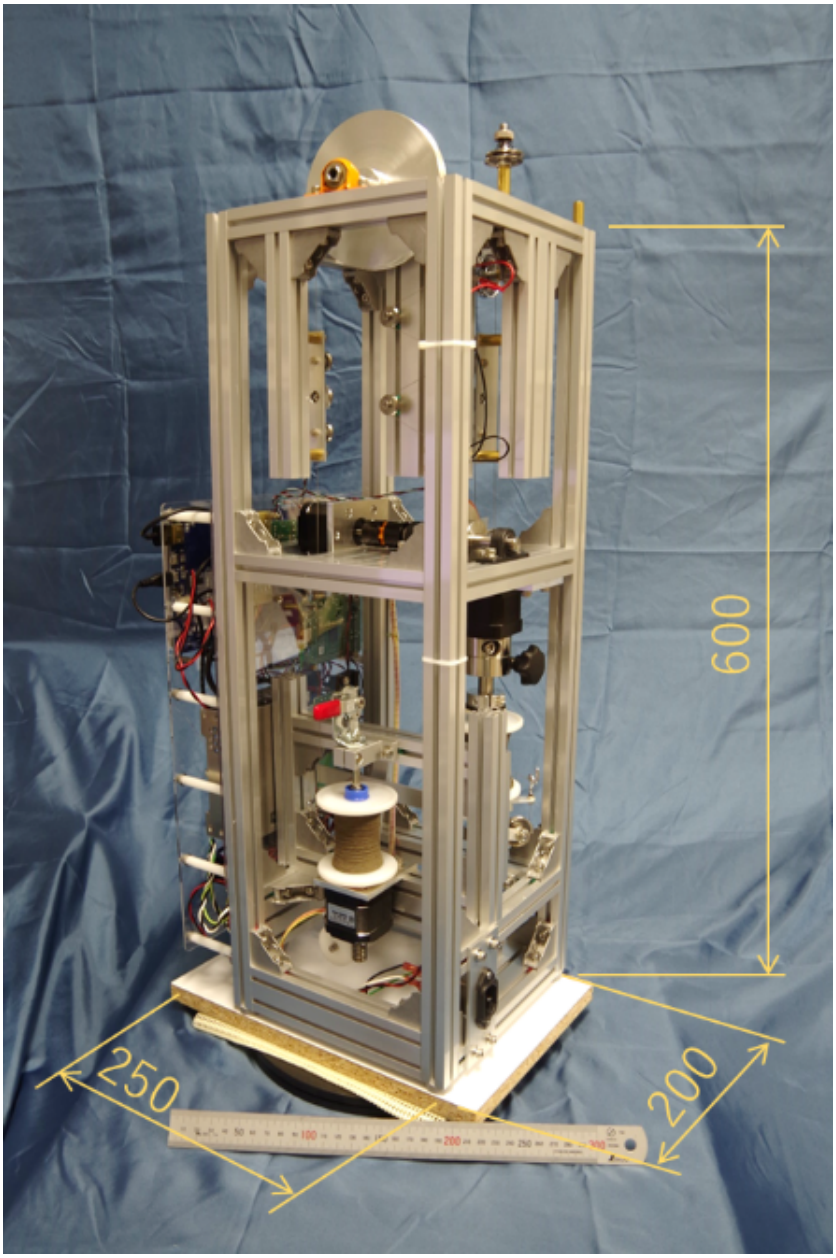


Fig.4.1 System overview. The approximate size of prototype is W （200 [mm]） × D （250 [mm]） × H （600 [mm]） except for protrusion.

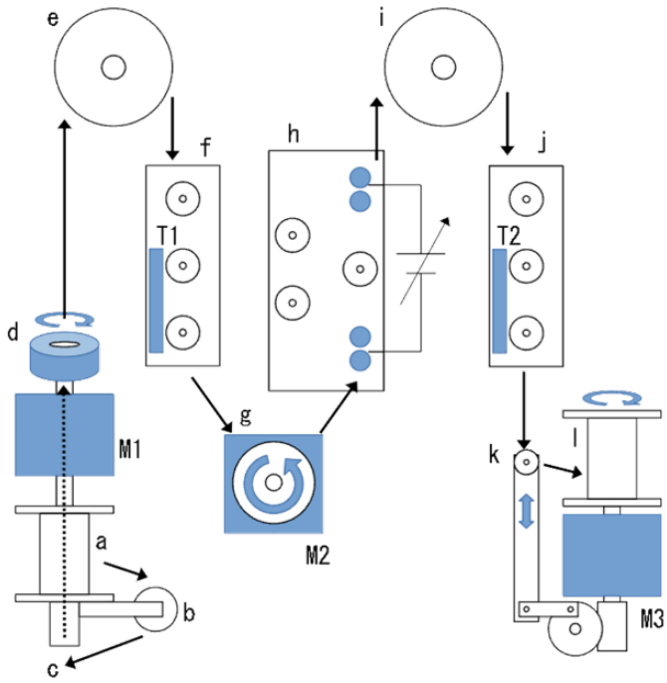


Fig.4.2 Pattern diagram.

Table4.1 Name of each part.

ID	Name / function
a	Supply bobbin.
b	Spring tensioner.
c	Spindle hollow shaft.
d	Twisting point with snail guide.
e	Twist stop wheel.
f	Tension gauge 1. （with T1）
g	Feeder wheel.
h	Annealing section.
i	Pully.
j	Tension gauge 2. （with T2）
k	Traverser.
l	Product bobbin.
T1	Miniature loadcell 1. （Twisting tension measurement.）
T2	Miniature loadcell 2. （Annealing tension measurement.）
M1	Twist spindle driving stepper motor. （Hollow shaft type）
M2	Feed control stepper motor.
M3	Final winding stepper motor.

4.3.2 駆動軸制御部

試作装置は３つの独立したバイポーラ型ステッピングモータで駆動する．各モータの主要パラメータを表 4.3.3 に示す．ドライバ回路には定電流チョッパ方式・マイクロステップ駆動に対応した専用半導体（STMicroelectronics：L6470）を搭載した半完成品（秋月電子通商：AE-L6470）を採用した．4.3.7 節で後述するように，主制御マイコンから各モータに対する制御指令は，デイジーチェインされた SPI インタフェースを介したコマンド伝送のみで行い，この部分のみで中間送り（M2）や巻き取り（M3）に要求される任意の低回転速度域での滑らかな回転や，自起動可能周波数を大幅に上回り高速回転する施撚部（M1）の駆動に必要な加減速制御を担う．

Table4.2 Motor specifications.

ID		M1	M2	M3
(Function)		(Twist spindle)	(Feeder)	(Winder)
Model name		PMSB-B42D2DHW	PMSA-B42D2L	PMSA-B42D2D
Winding type		2-phase,Bipolar		
Size	[mm]	□ 42		
Step count	[-]	200 (1.8[deg/step])		
Rated voltage (typ.)	[V]	2.1	9.0	2.6
Rated current (typ.)	[A]	1.0	0.6	1.6
Maximum stop torque	[Nm]	0.22	0.42	0.417
BEMF compensation param.				
K (measured)	[V/Hz]	0.0189	0.0658	0.0229
Ls (each phase)	[mH]	4.9	24	3.6
Rs (each phase)	[Ω]	2.1	15	1.65

4.3.3 給糸・施撚部

図 4.3 は，給糸部から施撚部スピンドルおよび駆動用モータ周辺を拡大したものである．

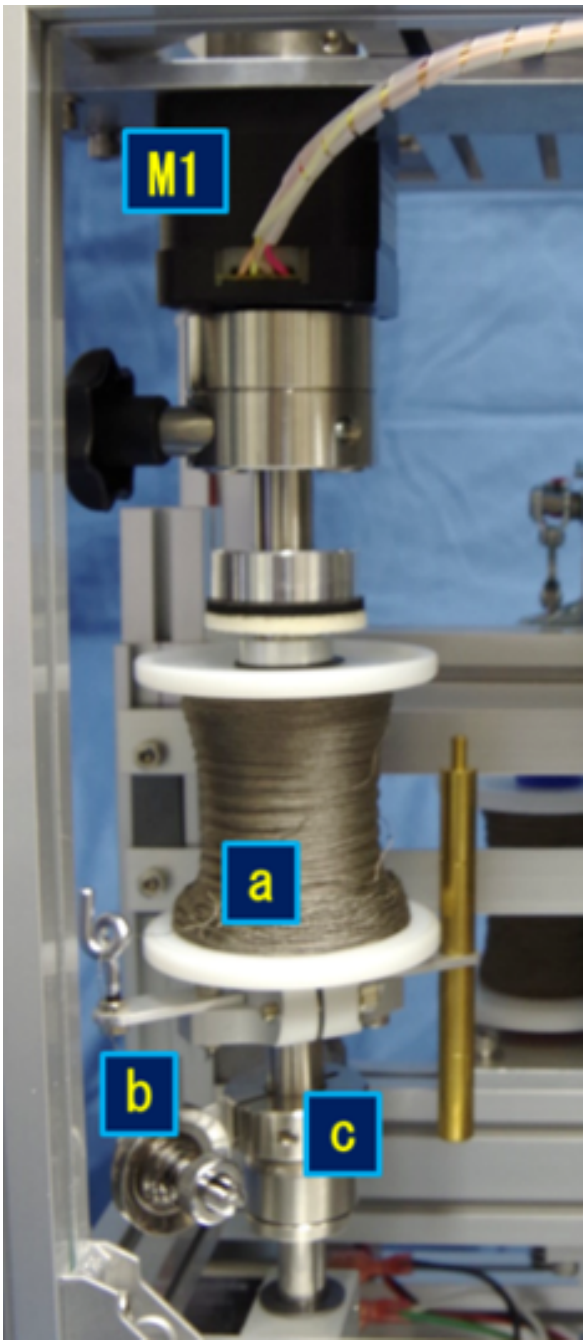
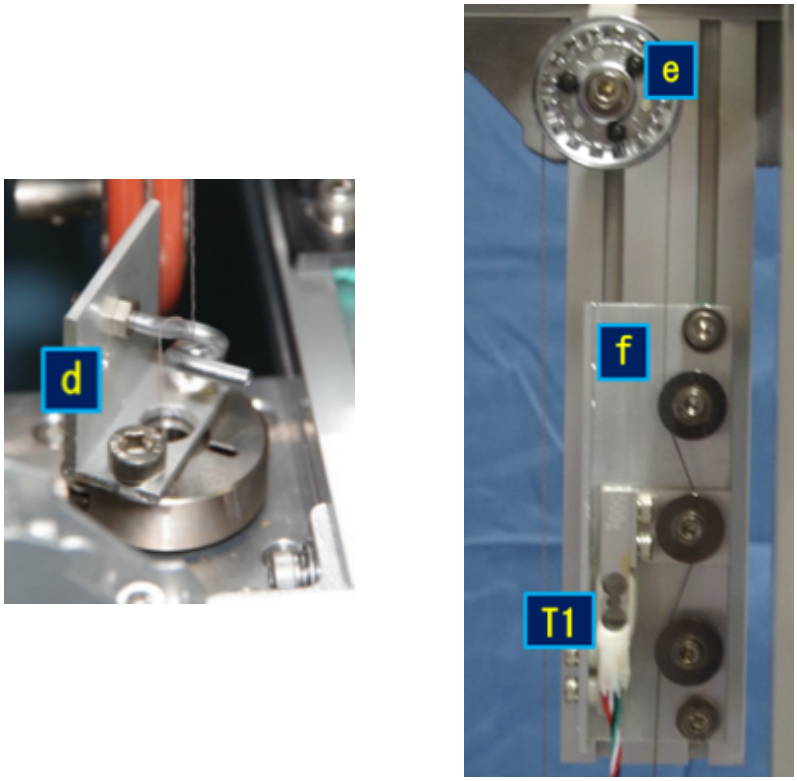


Fig.4.3 Supply bobbin for material before processing（a） and driving main twist spindle hollow-shaft stepper motor（M1）.

まず，材料となる導電糸を専用の給糸ボビン（オヤイデ電気：P-2G）に一旦すべて巻き取る．この操作は，4.3.6 節で後述するように本装置のプロセス最終段階（図 4.7）で機能する巻き取りモータ（M3）とトラバーサ機構（k）を早送り駆動して流用する．中空スピンドルシャフト（c）は，駆動用の中空両軸ステッピングモータ（M1）（シナノケンシ：PMSB-B42D2DHW）下側に，クサビ式セットカラーを介して接続され，手動ノブにより容易に着脱出来る構造とした．中空スピンドルシャフト（c）に給糸ボビンを通し，本体にセットする（a）．このさい導電糸の先端は給糸ボビン横のスネイルガイドとスプリングテンショナ（b）を経てシャフト（c）の中を通り，さらにモータ（M1）軸内を通って上部のツイスタ部スネイルガイド（図 4.4（A））（d）に達する．導電糸は，この位置から 180 mm 上方（図 4.4（B））に位置するツイストストップホイール（e）（湯浅糸道：D301002）間で施撚される．施撚中の張力はテンションゲージ部（f）の小型ロードセル（T1）（SENSORCON：SC616C-500g）で計測する．なお，図 4.3 において給糸ボビン横の真鍮製スペーサはカウンターウェイトとして設置し，着脱ノブなどシャフトまわりの重量の偏りを補償すると同時に慣性モーメントを増大させ，モータ（M1）高速駆動時の脱調を伴う異常振動の防止を図った．



（A）　　（B）

Fig.4.4 （A）Twisting point（snail guide）（d）．（B）Twist stop wheel（e）, tension gauge for twistin process（f）, miniature loadcell1（T1）.

4.3.4 中間送り部

図 4.5 は，中間送り（Feeder）駆動用モータ周辺部を拡大したものである．アクチュエータの製造では，施撚とアニーリングに適した張力が必ずしも等しくないことが，既存の撚糸機を転用しにくい要因のひとつである．そこで，ステッピングモータ（M2）（シナノケンシ：PMSA-B42D2L DHW）により能動的に駆動する中間送り部を設けた．施撚された導電糸は送りホイール（g）に密に装着されたシリコンゴム製Oリング２本に挟み込む形で保持される．この構造により，送りホイール前後で張力が分離され，テンショナ（b）の摩擦および各モータの回転速度の差によって，施撚工程とアニーリング工程における張力を各々任意に制御できるようにした．

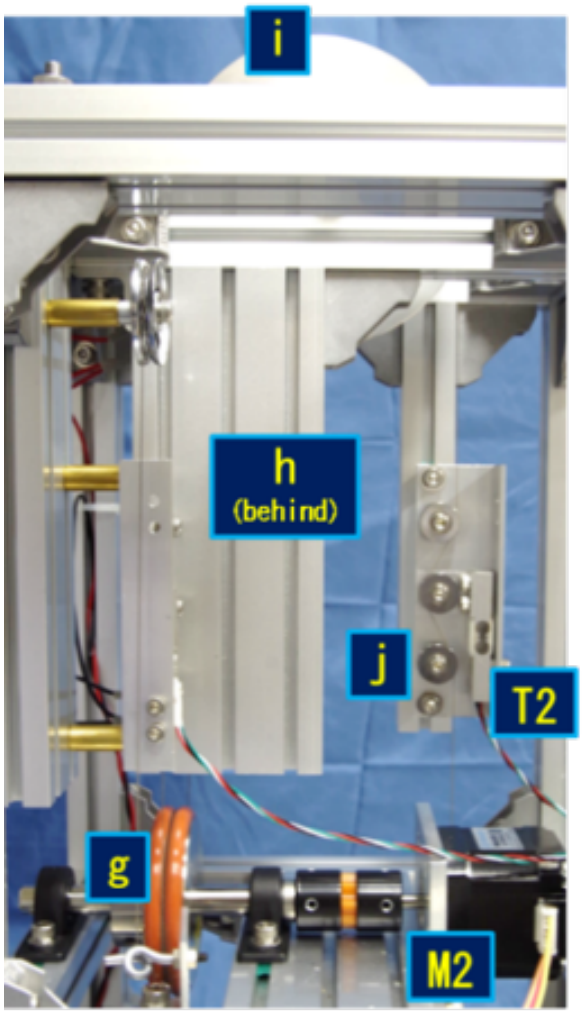


Fig.4.5 Feeder wheel（g）,pully for extend to appending auxiliary process（i）, tension gauge for twistin process（j）, miniature loadcell2（T2）, feed control stepper motor（M2）.

4.3.5 アニーリング部

アニーリングは導電糸に直接通電することによる Joule 熱によって行う．図 4.6 は，この機能を担う部分（h）を拡大したものである．各電極（electrode1,2）は，電気的に短絡した２つの円筒型真鍮スペーサ（直径 8[mm]）を，約 5[mm] の隙間を設け互いに平行に配し，施撚された導電糸が S 字状に滑りながら通過する構造とし，通電の安定を図りつつ摩擦を低減し，連続的な給電ができるようにした．この電極を２組設けて直流電圧を印加する．また，３個の溝付きベアリングを設置してジグザグ経路（総延長約 300[mm]）を構成し適当な電気抵抗とアニーリング時間を確保した．

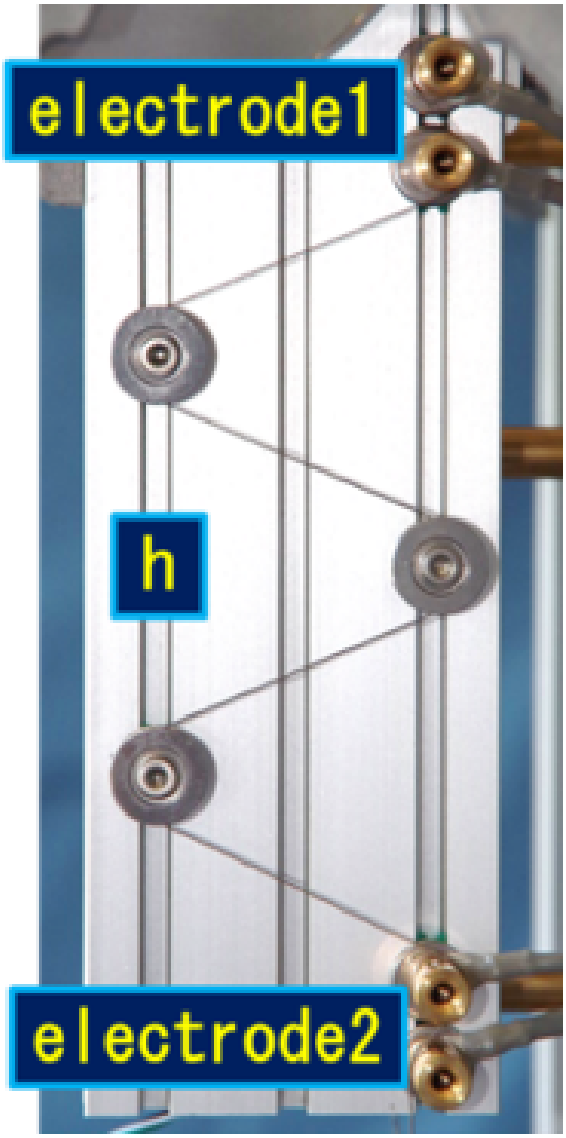


Fig.4.6 Electric heating section for annealing process（h）.

4.3.6 巻き取り部

完成したアクチュエータを巻き取るため，往復スライダクランク機構による簡易的なトラバーサ（k）とボビン（l）の巻き取りを両軸ステッピングモータ（M3）（シナノケンシ：PMSA-B42D2D）の上下軸で同時駆動する．ボビンはトグルクランプにより容易に着脱可能で，最初に必要な材料糸の巻き取り操作も，この部分で行う．張力はテンションゲージ図 4.5（j）部の小型ロードセル（T2）（SENSORCON：SC616C-500g）で計測する．このときの張力は，大型のプーリ（i）を介してアニーリング部と釣り合っており，M3 の速度制御によってアニーリング過程での張力制御を兼ねることができる．将来的にはプーリ（i）部を拡張し，装置上部に任意の後工程を追加したり，特別なアニーリング工程などを実装することも想定している．

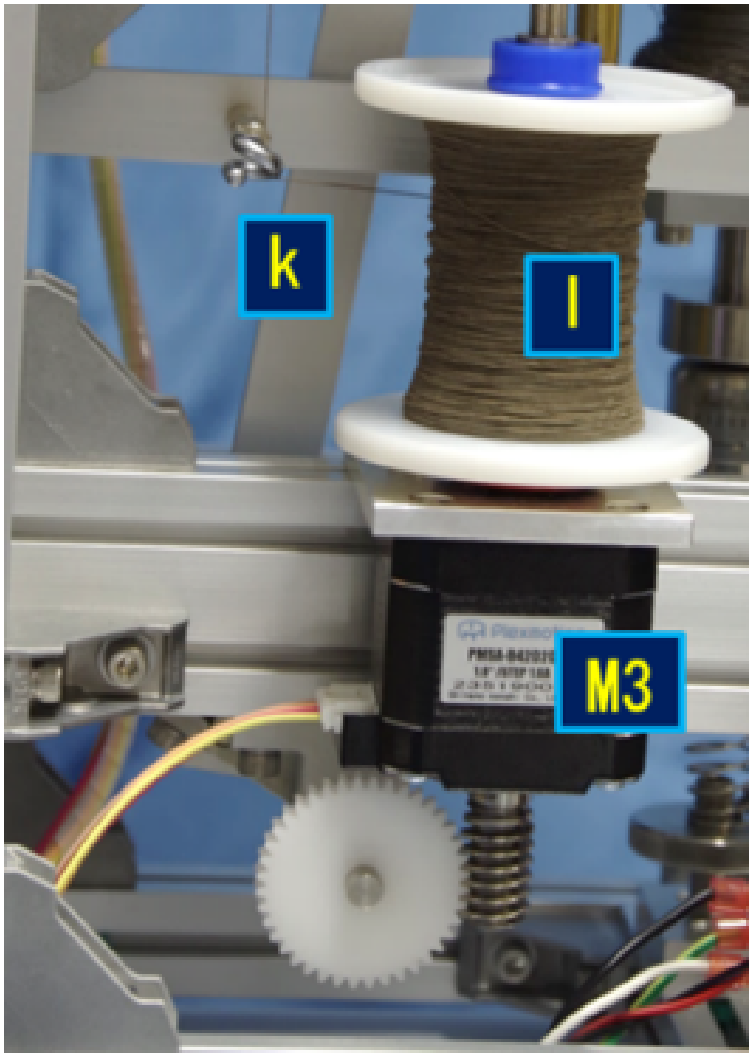


Fig.4.7 Traverse mechanism（k）, product bobbin（l）, final winding stepper motor（M3）.

4.3.7 計測・制御部および電源部

試作装置全体を RaspberryPi3B+ を用いて統括制御し，測定値の記録などを行う．本体に小型 LCD モニタを搭載しており，USB キーボードとマウスを接続すれば製造装置のみで独立して動作できる構成とした．主なインタフェースと電源分配の概略を図 4.8 に示す．各モータの制御信号は SPI インタフェースにより行う．テンションゲージ部（T1,T2）の 24bitADC 内蔵ロードセルアンプ IC（AVIA SEMICONDUCTOR：HX711）の通信プロトコルはタイミング要件が厳しい特殊仕様のため，ワンチップマイコン（MicrochipTechnology：PIC16F18313）を使った専用プロトコルコンバータ（付録 B）を介して測定値を統合し RaspberryPi の GPIO に接続した．電源は商用 100[V] から組み込み電源装置（TDK-Lambda：RWS100B-12）により直流 12[V] を生成し，主動力電源とした．RaspberryPi および周辺回路の電源電圧 5[V] は DC-DC コンバータで 12[V] から生成した．また，アニーリング部電極間におけるアクチュエータの電気抵抗に対し十分な電流を供給するため，同じ 12[V] から可変昇圧 DC-DC コンバータで 24-25[V] 程度の直流電圧を得た上で，リニア方式の可変定電流・定電圧（CCCV）*4制御回路に供給した．

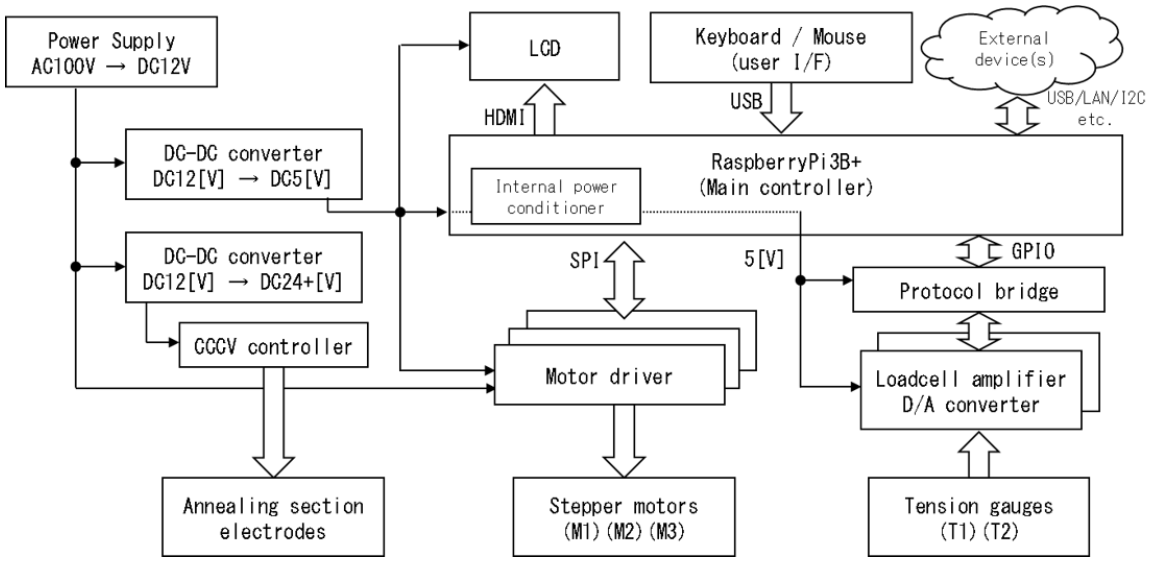


Fig.4.8 Overview of control hardware structure.

*4 Constant Current, Constant Voltage

4.4 製造実験

4.4.1 施撚

糸に引っ張り荷重を印加しつつ両端を互いに逆向きに捩じり続けたとき，条件によって様々な形状を観察できる．このときの様子を図 4.9 に模式的に示す．アクチュエータに用いる導電糸と材質や大きさは著しく異なるものの，これらはワイヤロープ類に見られる挙動 [80] と類似しているため参考とした．

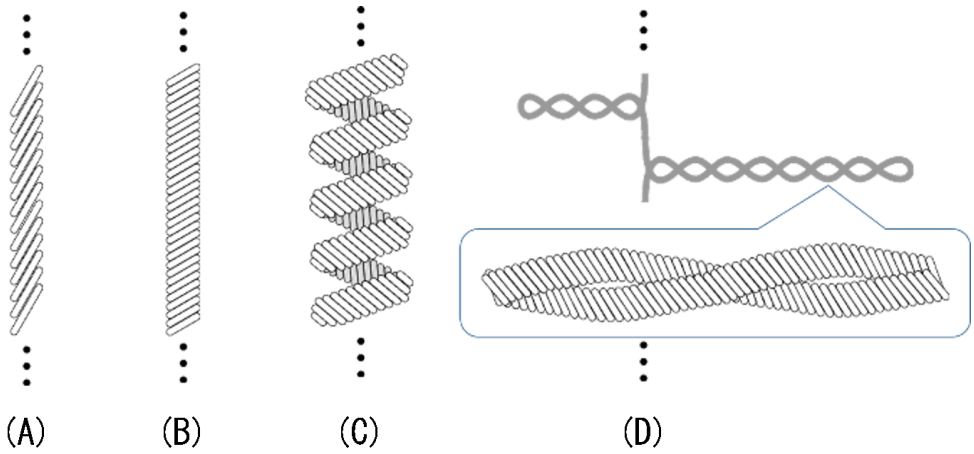


Fig.4.9 （A） An original multi-filament Ag-coated nylon thread. （B） Material with an additional twist. （C） Spring-shaped twisted material （target shape）. （D） A “snarl” occurring thread.

（A）は未施撚状態の導電糸で，通常用いられるミシン糸と同様に予め Z 撚りが施されている．この撚り方向を維持したまま継続的に撚りを強めていくと（B）の状態となるが，このとき，（A）から（B）への変化は概ね連続的であり，施撚部全域にわたって均一な状態が保たれる．さらに撚りを強めていくと（C）の状態へと遷移していくが，この変化は不連続かつ不均一に（B）と（C）の状態が混在し，一度発生したこぶ状のキンク領域（C）が次第に全体に伝播していくが，（C）の部位が複数個所ほぼ同時に発生することもある．目的とするアクチュエータ製造には，加工領域全体にわたり（C）の形状を維持することが求められるが，ねじりと引っ張り荷重とのバランスが崩れると容易に snarl と呼ばれる（D）形状への遷移が起きる．（C）は比較的大きな張力が保たれていることを意味するが，過剰な張力の印加は材料の破断につながる．施撚部の張力は，スプリング式テンショナ（図 4.3（b））のみならず，施撚部（図 4.4（d））を含む各部の受動的な摩擦全体にも依存するため，各モータの起動タイミングや回転速度を変えながら試行錯誤的に実験を繰り返した．その結果，次の運転シーケンスで概ね良好な結果を得た．

（step 1） 送りモータ M2 および巻き取りモータ M3 を停止した状態で施撚モータ M1 を起動し，

約 300[rpm] まで徐々に加速した後，定速を維持する．

（step 2） 装置全体を目視で監視しながら，施撚部全域にわたり（C）の形状が現れる状態に達するのを待つ．

（step 3） T1 と T2 が極端に変動していないことを確認しながら，M2 と M3 を所定の速さまで徐々に加速する．連続的に安定して施撚された導電糸がアニーリング部に至るまで約 30-40 分程度放置する．

（step 4） アニーリング部の電力を投入する．

得られた運転パラメータを表 4.3 に示す．以下，本研究を通じ，このパラメータに基づく運転で得られたアクチュエータに関し特性測定を行った．ただし，張力 T1 および T2 は目標値として設定したものではなく受動的に得られた測定値で，個々のモータ回転数が系全体の安定性に与える影響や許容変動幅など現在なお不明な点もある．完成品の巻き取りモータ M3 を一定速度で運転した場合，時間の経過とともに既に巻き取られた分だけボビン胴部の実質的な太さが増大する．また，リンク機構で構成した簡易トラバーサによって得られる糸巻形状は純粋な円柱とは異なるため，厳密には巻き取り速度が一定値にならないが，ごく低速のためか，系全体の安定性を損なうような現象は再現性良く確認できなかった．今回の実験時間より長時間での運転で明らかになる特性も多いと見られることから，詳細の解明は今後の課題としたい．装置起動から十分な時間が経過した後，表 4.3 の条件で定常状態で動作しているときの施撚部とアニーリング部の 90 分間にわたる張力の変動を図 4.10 に示す．施撚側張力 T1 に見られる小刻みな変動は送りホイール（g）前後で完全に分離され，アニーリング側張力 T2 には現れていないこと，および，アニーリング部の張力が施撚部の 1.8 倍程度という非対称な状態が継続的に維持されていることが分かる．

Table4.3 Driving parameters.

Parameter		Value
M1 speed	[rpm]	313
M2 speed	[mm/min.]	37
M3 speed	[mm/min.]	61
T1 range	[cN]	20-30
T2 range	[cN]	40-50

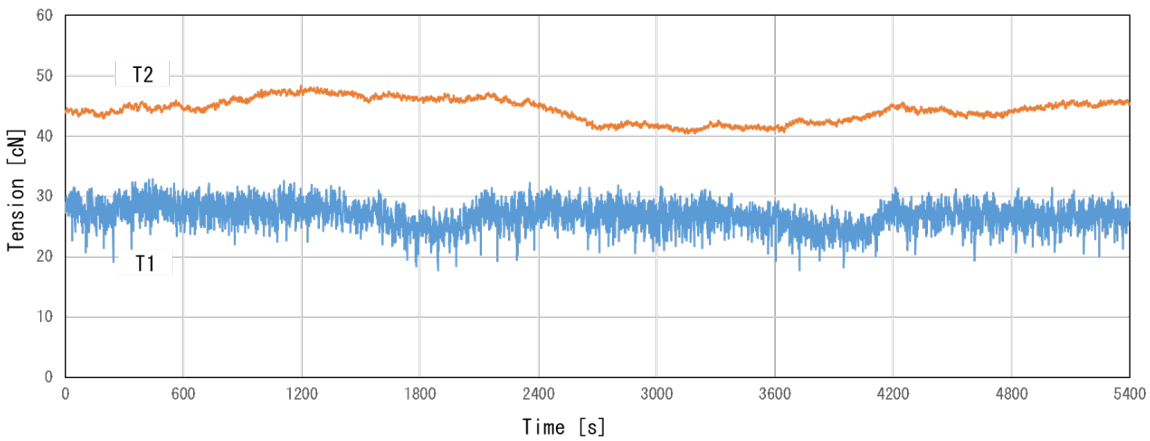


Fig.4.10 Long-term fluctuation （90 [min]） of each tension of a twisting point and steady annealing process. Highly frequent changes in twisting tension （T1） are isolated from annealing point （T2） by feed wheel, keeping T2 approximately 1.8 times greater than T1.

4.4.2 アニーリング

単にナイロン繊維を強く施撚した場合でも，いわゆる「巻き癖」によって，ある程度の加工形状が保たれる．特にモノフィラメントの場合に顕著で，強い外力を受けて固体中のナイロン分子同士が滑りを生ずるなどした結果，一種の塑性変形を起こしたものと推定されるが，必ずしも不可逆的ではなく，加熱 - 冷却サイクルの繰り返しによって次第に形状が元に戻り，アクチュエータとしての機能が低下することが知られている．この現象を緩和するため，製造段階で予め荷重下で一定時間の加熱処理（アニーリング）を行い，ツイストされたコイル形状の安定化を図る．ただし，材料が糸状製品として供給される段階で既に実施されている熱処理の様態や，耐久性に影響を与えずアクチュエータとして最適なパフォーマンスを発揮するアニーリング条件に関しては不明な点も多く，文献によっても方法が異なる [77] のが現状である．また，製造後のアクチュエータ使用前に荷重を印加した状態で複数の熱サイクルを与える「慣らし運転（トレーニング）」を実施している例も見られるが，実使用初期に現れる「伸び」のトレンドを予め解消する以外の効用が特に見いだせないため，本研究では最も単純に，材料が装置のアニーリング部を通過する 1 回のみ連続的に加熱処理することとした．ただし構造上，加工中の材料がジグザグ経路の頂点部を構成する溝付きベアリング（図 4.6）に接触した時点で，断続的に加熱が中断しているものと考えられるが，今回は無視する．巻き取り速度 60 [mm/min] 程度を維持したとき，約 300 [mm] の経路を通過するのに要する時間と等しい約 5 分間のアニーリングが施される．なお，施撚部モータ M1 を起動した後，最初に施撚部から送られてきた導電糸が装置のアニーリング部に到達し，通電による加熱が可能になるまで約 30-40 分程度のむだ時間を要する．アニーリング中の温度は，対象部位が狭すぎることにより非接触状態で十分に信頼できる熱画像を取得するに至らなかったため直接的な測定を断念し，予備実験を繰り返しながら試行錯誤的に駆動条件を決定した．施撚後の導電糸が焼損しない程度の加熱状態を維持できる最大電圧を常時印加するという単純な定電圧駆動では，抵抗値の変動によって電流が安定しないため，加熱状態の不均一が生じやすく，何らかの理由で抵抗値が大きく減少した際に電力が急増し，最悪の場合は過熱状態から断線に至る．供試材料においては，電流が約 0.18 [A] を越えると白煙を生じはじめ，導電糸自体の劣化が進行しているものと見られたため，その直前の状態を CCCV 制御回路で維持し，印加電圧約 22 [V]，電流 0.15-0.17[A] 程度（設定値可変）に制限するセミクローズドループで間接的に温度の安定化を図った．投入電力は，もとの材料自体の特性や施撚状態の不均一による抵抗値のばらつき，および，電極部での接触抵抗や張力の変化に起因すると見られる短期的な変動があるものの 約 3[W] 前後で推移していることを，装置作動中に逐一目視で確認した．

4.5 アクチュエータの基本性能評価

4.5.1 外観

加工前後の導電糸の外観を図 4.11 に示す．加工前の導電糸（A）に見られた金属光沢が，アクチュエータ（B）では減弱していることが目視でも容易に確認できるが，導電性は失われていない．長手方向にキンクが連なる 2 重の撚りを加えているが，拡大写真においても太さの変化はあまり目立たない．これは，材料に用いた糸自体がマルチフィラメントで構成されており，予め一定の撚りが施された状態だったことによるものと思われる．ただし，長さ自体は加工前後で大きく異なり，加工後は自然長で約 1/3 程度に減少していることに加え，非常に伸縮性に富んだ糸ゴムのような様態を示す．以上は従来手法である手作業によって作成されたアクチュエータと同等の特徴であり，各製造工程が自動化されたことによる明確な差異は見られない．

（A）Before

（B）After

Fig.4.11 Comparison of （A）before/（B）after processing.

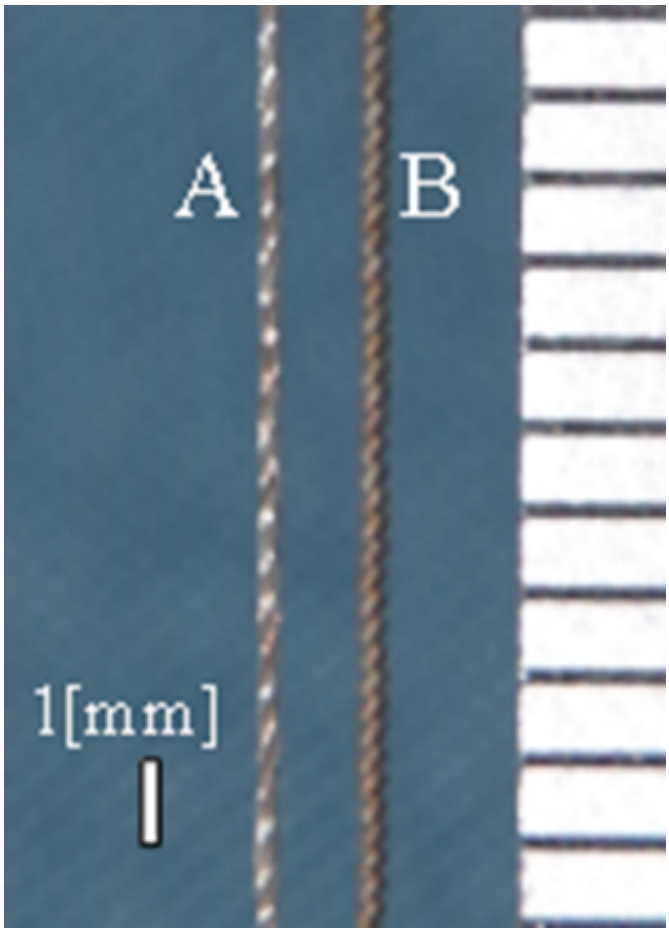


Fig.4.12 Comparison of enlarged pictures between （A） material before processing （Ag-coated sewing thread） and （B） continuously produced long super coiled polymer actuator. It has lost its metallic luster and is only about one-third of its original length.

4.5.2 基本特性測定治具

完成したアクチュエータを切り出し，電力による駆動を試みた．可動部位（通電範囲）200[mm]とし，両端をネジ式アース線取付端子（マックエイト：PG-1-2）で固定し導通を確保した．通電範囲の長さは測定内容に応じて測定装置のバランスウェイトを固定（力測定時）または解放（変位測定時）が任意に設定できるようにした．概略を図 4.13 に示す．駆動電圧，電流，アクチュエータ中央部近傍の表面温度（ジャパンセンサー：TMHX-CNE0500-0035E1.6），長さ変位（オプテックス・エフエー：CD33-85NV），発生力（イマダ：ZTS-20N）を，30 秒間にわたって 10[ms] 周期で USB データロガー（CONTEC：AIO-160802GY-USB）により取得した．ただし，各測定値が USB データロガーの入力ダイナミックレンジに適合するよう適宜信号の前処理を行った．冷却条件は特に規定せず，室温下での自然空冷とした．

非接触式赤外線温度センサによる表面温度の計測に際しては，放射率（ϵ）が非常に重要な意味を持つが，同一物質であっても表面の状態や大きさ（高分子膜における膜厚）によって大きく変化することに加え，対象とする温度範囲によっても異なる値を取る．供試アクチュエータの正確な放射率は不明だが，表面は荒く銀（Ag）特有の金属光沢が目視上は失われている点からも，Ag の放射率で近似することは恐らく妥当ではない．通常，金属など放射率が低い物体では，表面を専用の黒色塗料で着色したり専用テープを貼付した上で計測する手法も用いられるが，このような処理がアクチュエータの特性に与える影響が不明な点や，可視光帯での「色」は放射率に直接影響を与えない場合もある点を考慮すべきである．本実験では，いくつかの文献 [87]–[89] 等を参考に，上限値と推定される 0.980 と仮定したが，実際の放射率は，より低い値と見られる．さらに，測温対象領域が非常に狭く，センサの照準 LED により可能な限り目視調整は実施したものの，ピントや位置決めの不確かさ，背景ノイズの影響などは今回の測定では全て無視している．以上のことから，表

面温度測定値は真値より低く見積もられている可能性が高い [90].

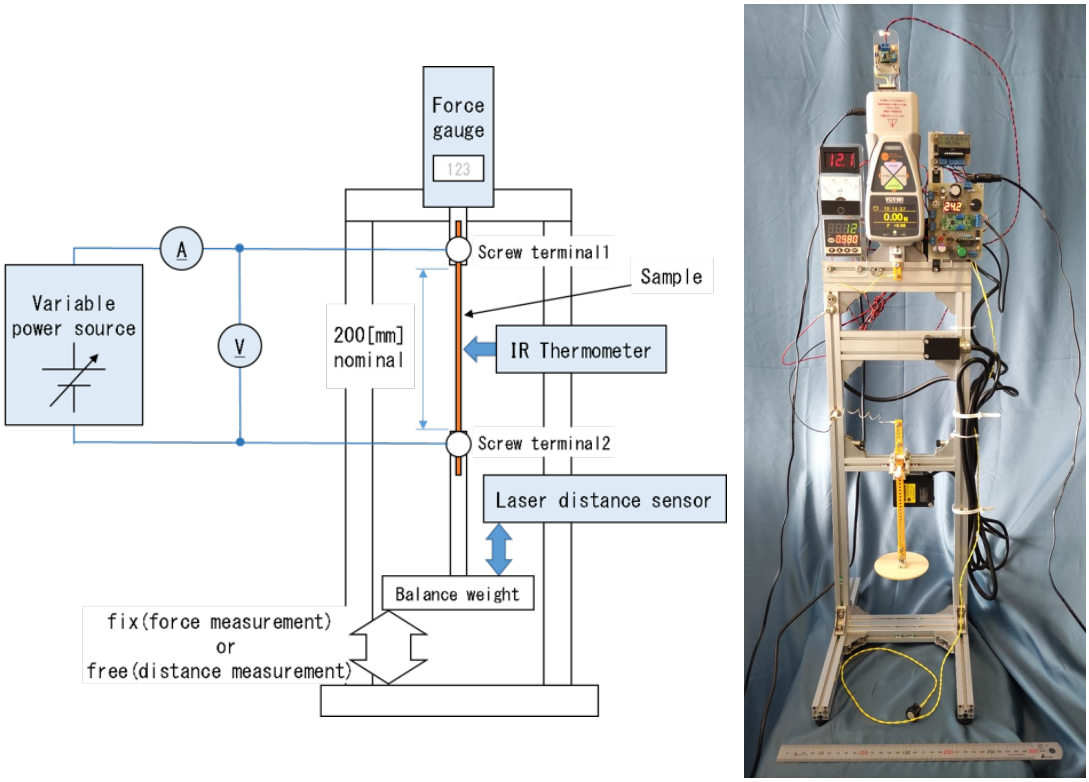


Fig.4.13 Experimental setup for measuring the produced SCP actuator's basic characteristics.

4.5.3 連続駆動時の温度変化

アクチュエータに直流 15[V] を印加し，約 14[℃] の静止空気中で 60[s] にわたり表面温度の測定を試みた．測定時は装置に囲を設けて外部から出入りする気流による外乱の低減を図った．結果を図 4.14 に示す．一定電圧を印加しているにも関わらず，表面温度には $DeltaT = 10$[℃] 前後の不規則な変動が確認された．これは，測定治具の構造上，細長い形状のアクチュエータを垂直に配置して常温空気中で 70[℃] 以上まで加熱したため，アクチュエータ周囲に発生している空気の対流による影響と見られる．実使用環境において，加熱温度を上昇すればアクチュエータの出力も増大することが予想できるが，何らかのフィードバック手段により温度の安定化を図らない限り，高温になるほど対流の影響による温度ドリフトが増大すると見られることを考慮すべきである．

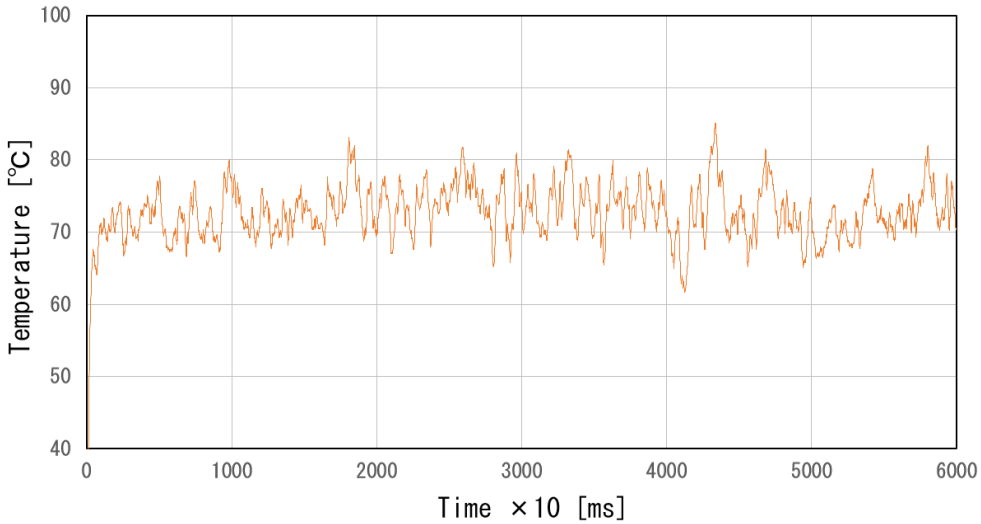


Fig.4.14 Temperature changes on driving with DC15[V] constant voltage.

4.5.4 等張性条件（荷重一定条件における変位-温度特性）

アクチュエータに，電力供給やレーザ変位計に必要な反射板などの総重量による一定荷重（0.27 [N]）を印加した状態で下端を開放し，通電に伴う各測定値の変動を同時計測した．駆動電圧波形は波高値 12[V]，周期 5[s]，duty 比 50 %の矩形波とした．気温およそ 31[℃] 下の実験で得られたデータを統合し，横軸に時刻，縦軸に各測定値をとってプロットした典型的な波形を図 4.15 に示す．電圧がステップ状に印加されると，１次遅れ系で近似できると見られる温度変化が起き，変位が時間経過とともに温度依存的に生じていることが確認できる．ただし，変位は直線的に変化し，三角波に類似した挙動が得られた．アクチュエータは通電により室温から徐々に温度が上昇するものの，電流遮断後の自然空冷では初期状態まで到達せず，測定時間全体を通して緩やかな温度上昇トレンドが見られる．電流波形に着目すると，各サイクル立ち上がり直後から僅かな微分特性に似た変動が観察された．これは総延長 1[m] に満たない配線や動作モニタリング用に回路中に挿入したアナログ電流計，およびアクチュエータ自体のインダクタンスなどを加味した誘導性リアクタンス等の電気的な時定数を考慮しても影響が大きすぎるため，主にアクチュエータの抵抗-温度特性が支配的に影響しているものと推測され，白熱電球の過渡特性に類似したメカニズムによるものと思われる．第 3 章で述べたとおり，導電糸の電気抵抗は物理的な伸縮によって変動し，外力印加により伸長すると抵抗値は増大するが，全長が収縮方向に変化する場合であっても電流値の減少傾向（すなわち抵抗の増大）が見られることから，温度による抵抗値への影響が非常に大きいことが分かる．つまり，導電糸は変位のみではなく温度に対しても敏感なセンサとして機能し得るから，変位センサとして用いるには熱的な分離が必要となる一方，既知の電圧を印加したときの電流を計測することで間接的にアクチュエータの温度を推定できる可能性があり，センサレス制御などへの応用も期待できる．図 4.16 は，図 4.15 と同じ実験結果を，変位-温度特性として描画したものである．グラフ下向きは収縮方向の変位を意味する．緩やかな温度上昇は３サイクル目でほぼ定常状態に至ることが分かる．温度サイクル 36-57[℃] での伸縮変位は約 2.8[mm] で，もとの全長に対し約 1.4 %の変化率であった．これは，印加した荷重が本アクチュエータ１本あたりの最大発生力に対し，やや大きな条件だったこと，および，動作温度差 $\Delta T = 21$[℃] という狭い範囲に留まっていることが影響している [98] と思われる．

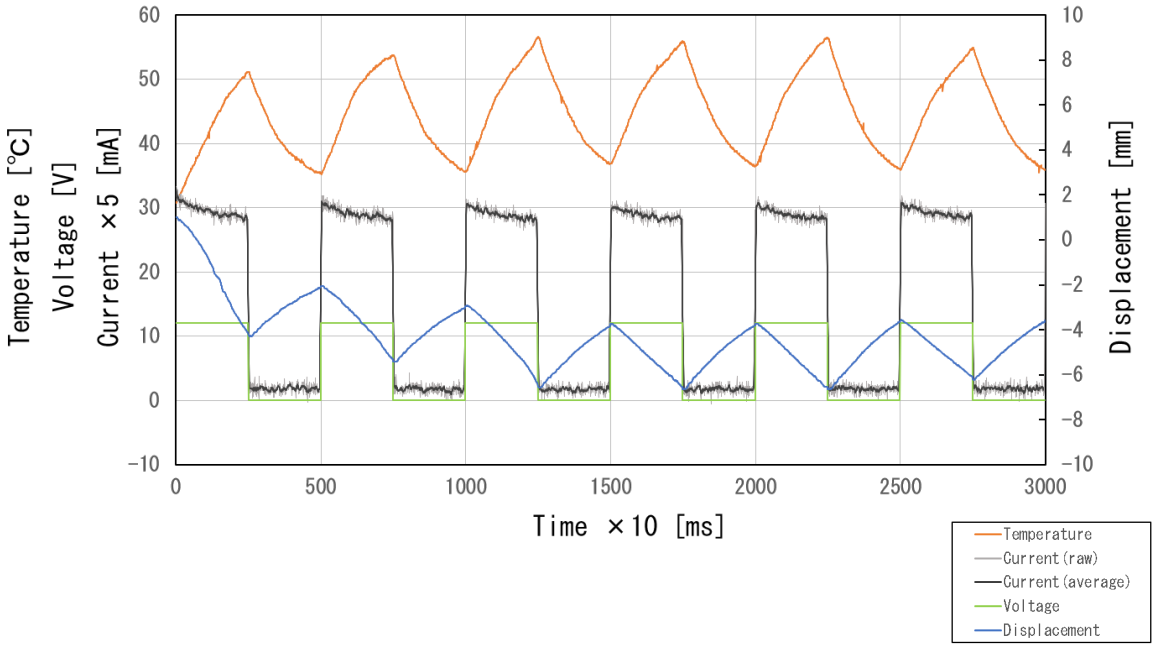


Fig.4.15 Typical measurement results of displacement.

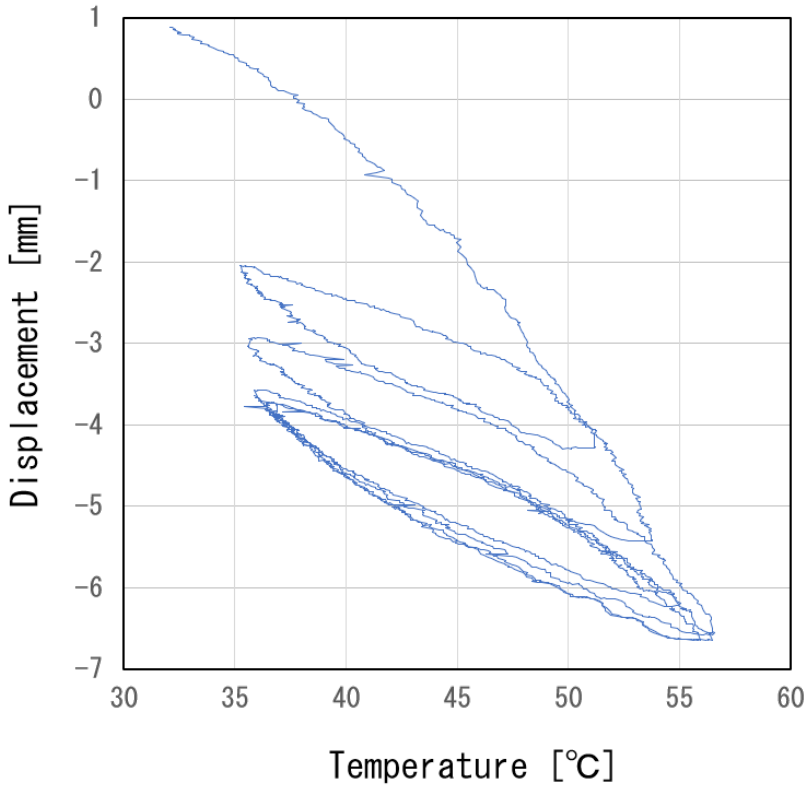


Fig.4.16 Displacement changes with heating temperature corresponded to waveforms in Fig.4.15.

4.5.5 等尺性条件（長さ一定条件における発生力-温度特性）

気温およそ 31[℃] 下でアクチュエータ下端をフレームに固定し，発生力を測定した．典型的な波形を図 4.17 に示す．定性的には前節 4.5.4（等張性条件）と類似しているが，発生力は温度と同様に 1 次遅れ的に変化しているのが見て取れる．電流変化についても，温度依存的に抵抗値が増大（電流は減少）する傾向が見られる．発生力-温度特性を見るため，図 4.17 と同様の実験結果を用いて図 4.18 を描画した．発生力に関して，動作温度差 $\Delta T = 21$[℃] での振幅は 120[mN] ，最大発揮力は 140[mN] 程度であった．ただし，非常に柔軟で伸縮性に富む供試アクチュエータは無負荷時の自然長を正確に測定することが困難であり，測定開始点の約 10[mN] のオフセットは，試料の直線形状を維持すべく実験装置に取りつけた際に発生したプリテンションの影響と見られる．弱いヒステリシスのような特性は見られるものの，その程度は前節 4.5.4 よりも明らかに低く，動作領域の中央部付近の変化が，より直線的な傾向にある．つまり発生力は温度と直接的に対応している．ただし，図 4.18 のプロットにおいて，使用したフォースゲージの最大定格荷重 20[N] に対し測定値の範囲が小さすぎた影響が含まれている．機器仕様上，外部インタフェース端子から出力されるアナログ電圧信号はフォースゲージ内蔵の D/A コンバータで生成される構造になっており，取得した原データを慎重に解析したところ，空間分解能が不足していたことが判明した．そこで，ある時刻における発生力の推定値を，オフラインで前後 15 サンプル（合計 31 サンプル．時間にして 310[ms] 相当）に亘る移動平均によって得たので，ここでの温度-力特性には計算過程で生じた位相の誤差が含まれる．

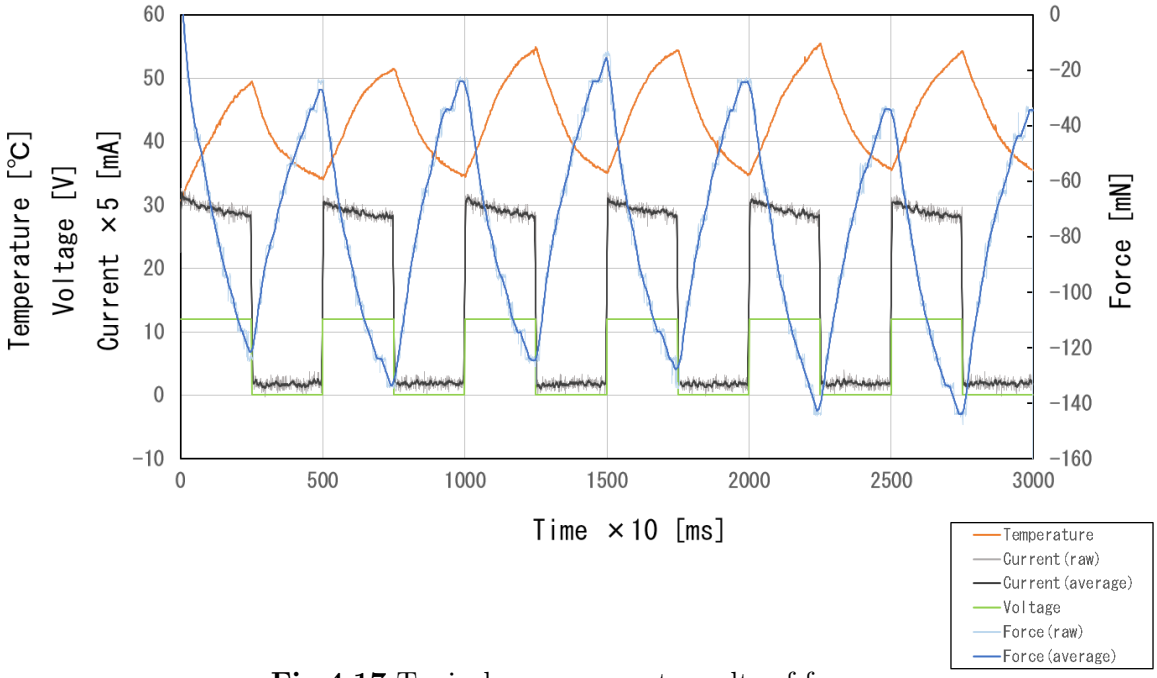


Fig.4.17 Typical measurement results of force.

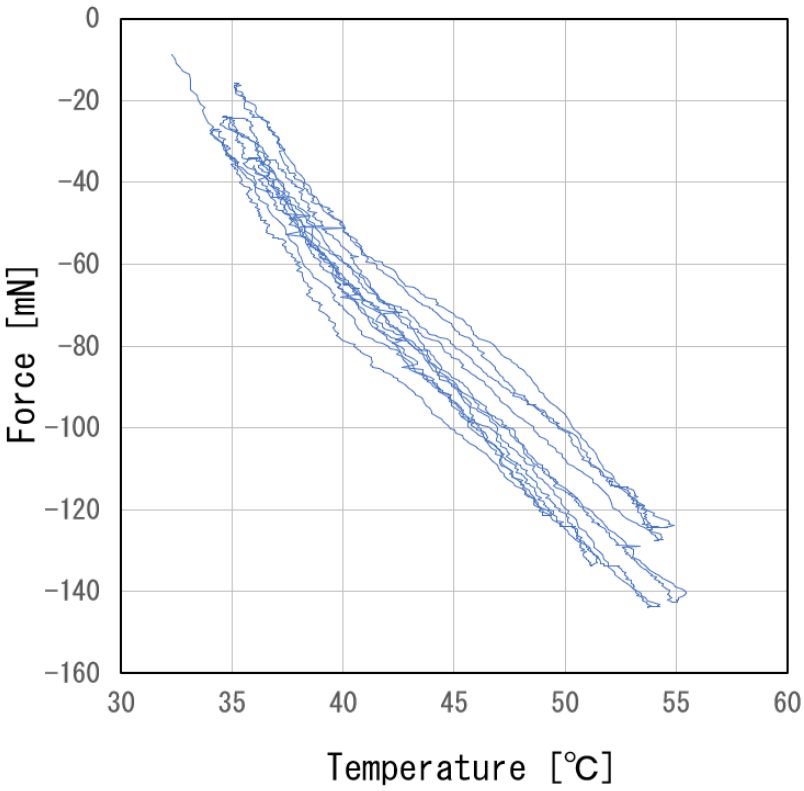


Fig.4.18 Produced force changes with heating temperature corresponded to waveforms in Fig.4.17.

4.5.6 複数サンプルのばらつきに関する定性的な特性

室温およそ 14[℃] の条件下で，５つのサンプル（Sample1-5）について各 120[s] 間の変位-温度特性と力-温度特性を３試行ずつ試み，ばらつきの定性的な評価を試みた．基本的な実験操作は前述の 4.5.4 節および 4.5.5 節と同様であるが，印加電圧の周期は 20，10，5[s] の３通りとした．また，実験日と気温の条件は異なり，測定時は装置に囲を設けて外部から出入りする気流による外乱の低減を図った．試行の順番は以下の通りとし，各試行の間には温度が平衡に達するまでの冷却期間として１分間のインターバルを設けた．なお，力-温度特性測定において，3 試行の都度フォースゲージのゼロ点を補正したため，初期張力の絶対値は異なる．加えて，測定周期が長いため，力測定値の移動平均の計算範囲を前後 40 サンプル（合計 81 サンプル．時間にして 810[ms] 相当）に変更した．

(step 1) 治具のバランスウェイトを固定し，サンプルが直線形状を維持しつつ張力最小となるよう固定．
(step 2) 力-温度特性（周期：20[s]）3 試行
(step 3) 力-温度特性（周期：10[s]）3 試行
(step 4) 力-温度特性（周期：5[s]） 3 試行
(step 5) 治具のバランスウェイトを解放し，自然長が約 200[mm] になるようサンプルを再固定．
(step 6) 変位-温度特性（周期：20[s]）3 試行
(step 7) 変位-温度特性（周期：10[s]）3 試行
(step 8) 変位-温度特性（周期：5[s]） 3 試行

Sample1 に関する測定結果を図 4.5.6-4.5.6 に示す．また，その他のサンプル Sample2-5 の測定結果は付録 D として添付する．

Sample 1（等張性）：駆動周期=20[s]（120 秒間）

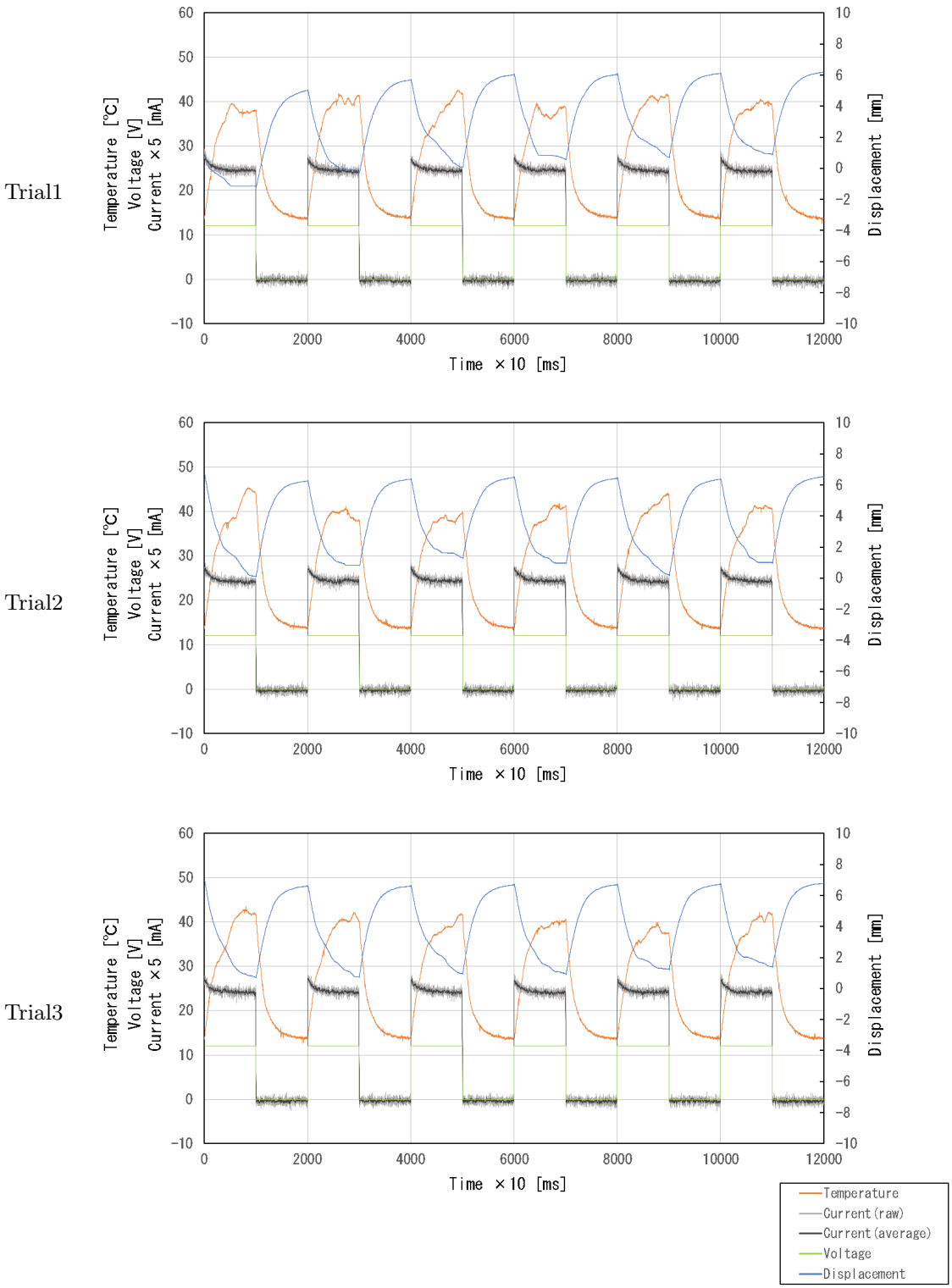


Fig.4.19 All measurement values under isotonic condition of sample 1 （1 of 3）.

Sample 1（等張性）：駆動周期=10[s]（120 秒間）

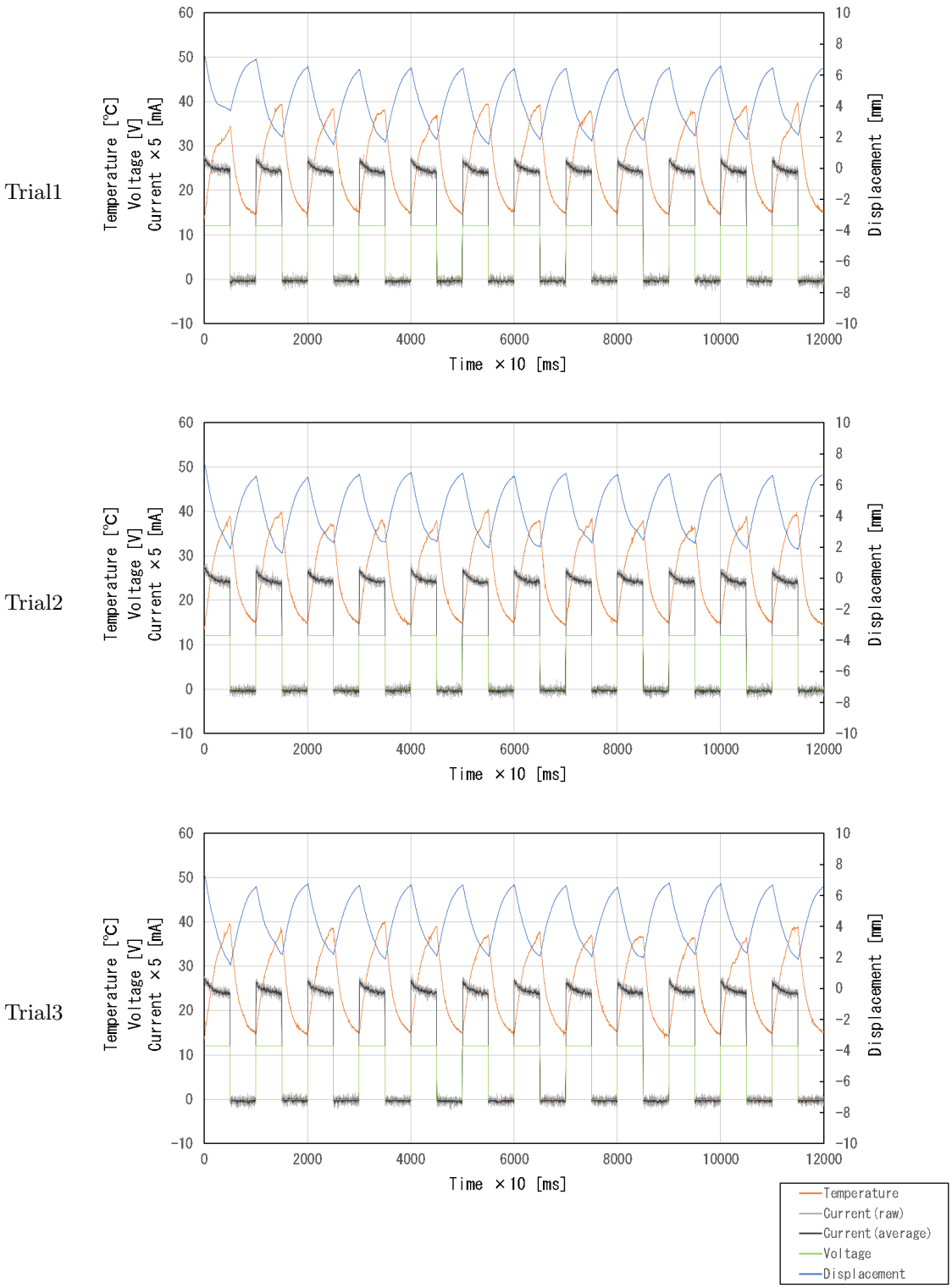


Fig.4.20 All measurement values under isotonic condition of sample 1 （2 of 3）.

Sample 1（等張性）：駆動周期=5[s]（120 秒間）

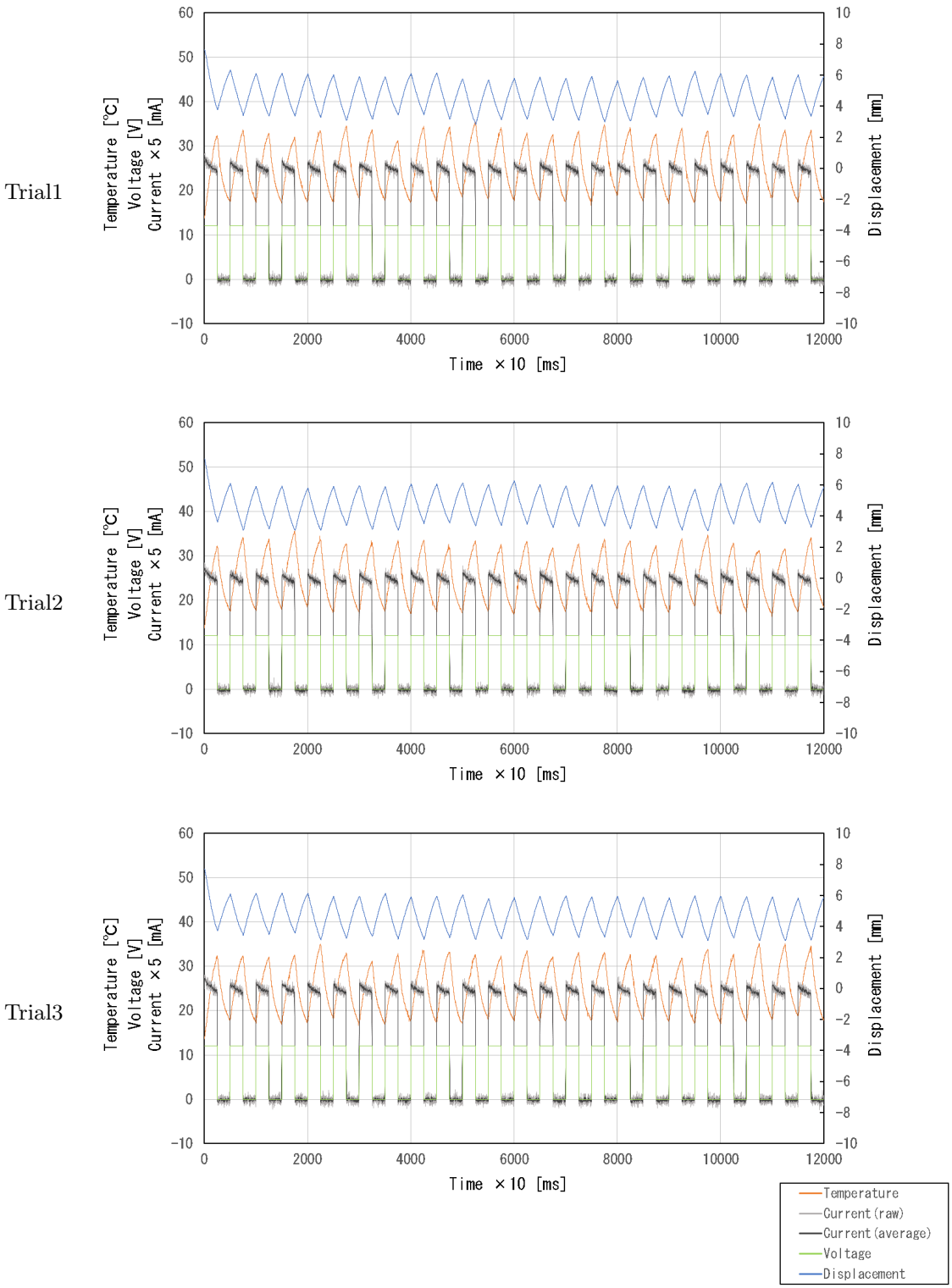


Fig.4.21 All measurement values under isotonic condition of sample 1 （3 of 3）.

Sample 1（等張性）：変位-温度特性

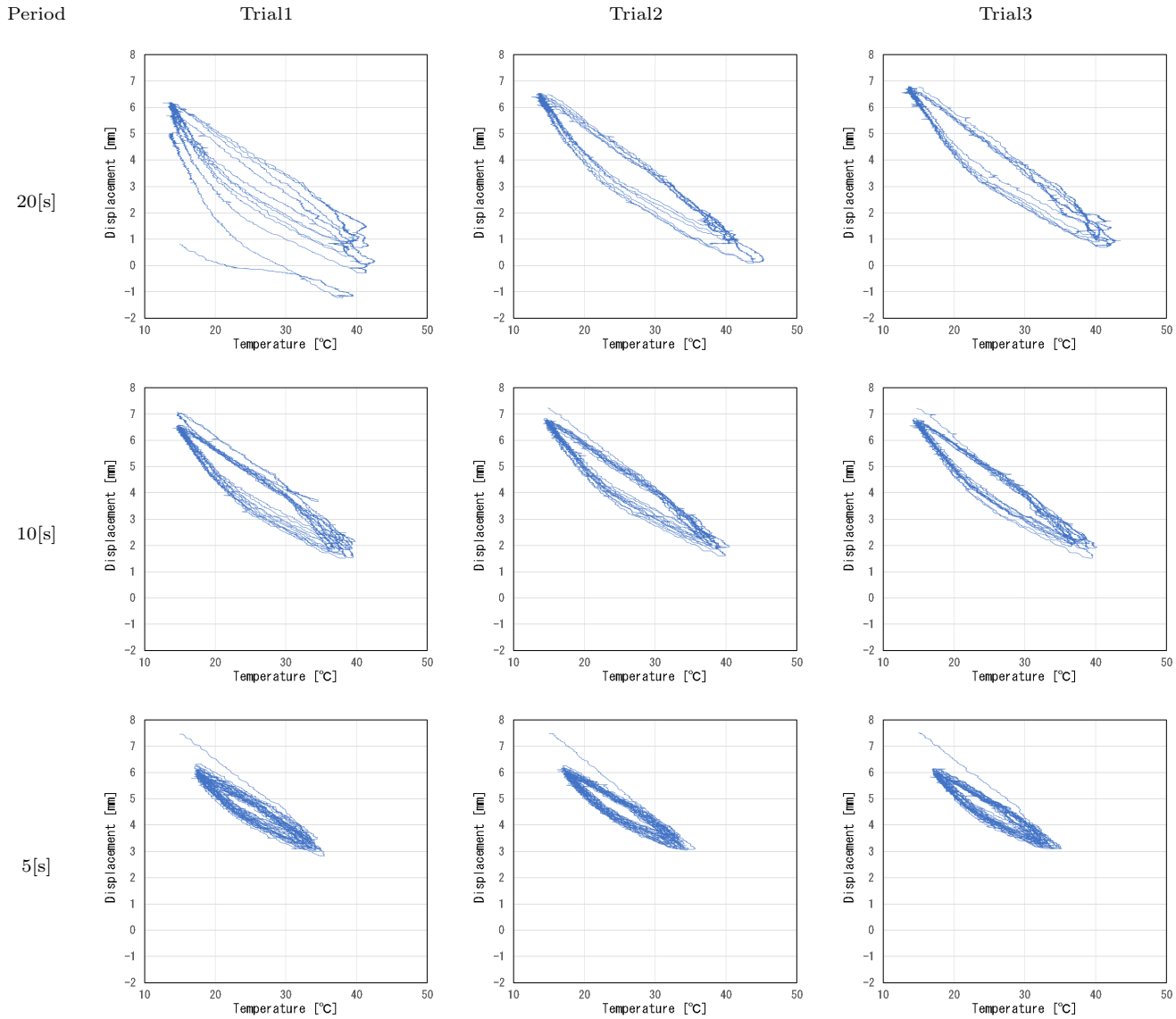


Fig.4.22 Displacement vs Heating temperature characteristics.

Sample 1（等尺性）：駆動周期=20[s]（120 秒間）

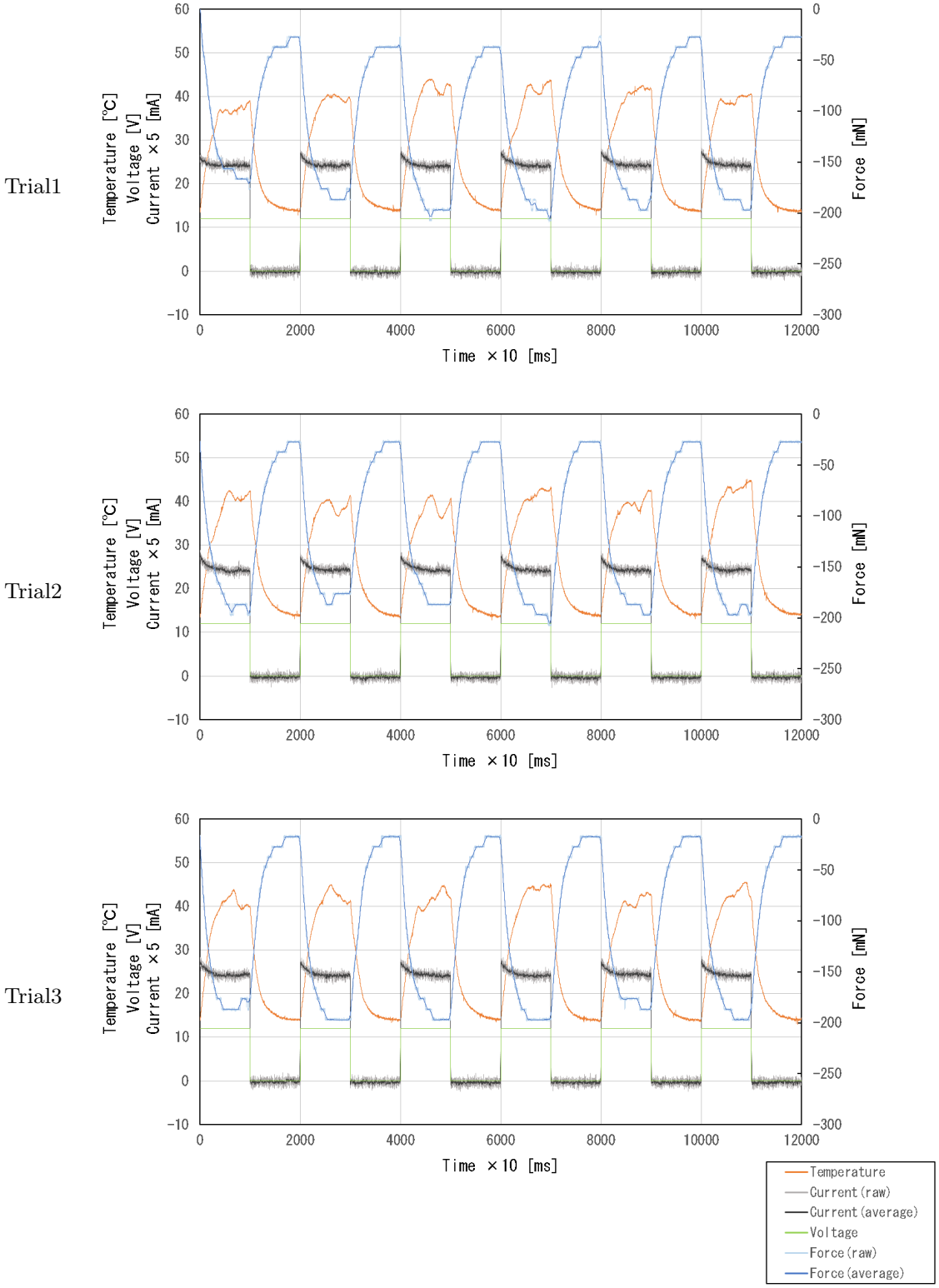


Fig.4.23 All measurement values under isometric condition of sample 1 （1 of 3）.

Sample 1（等尺性）：駆動周期=10[s]（120 秒間）

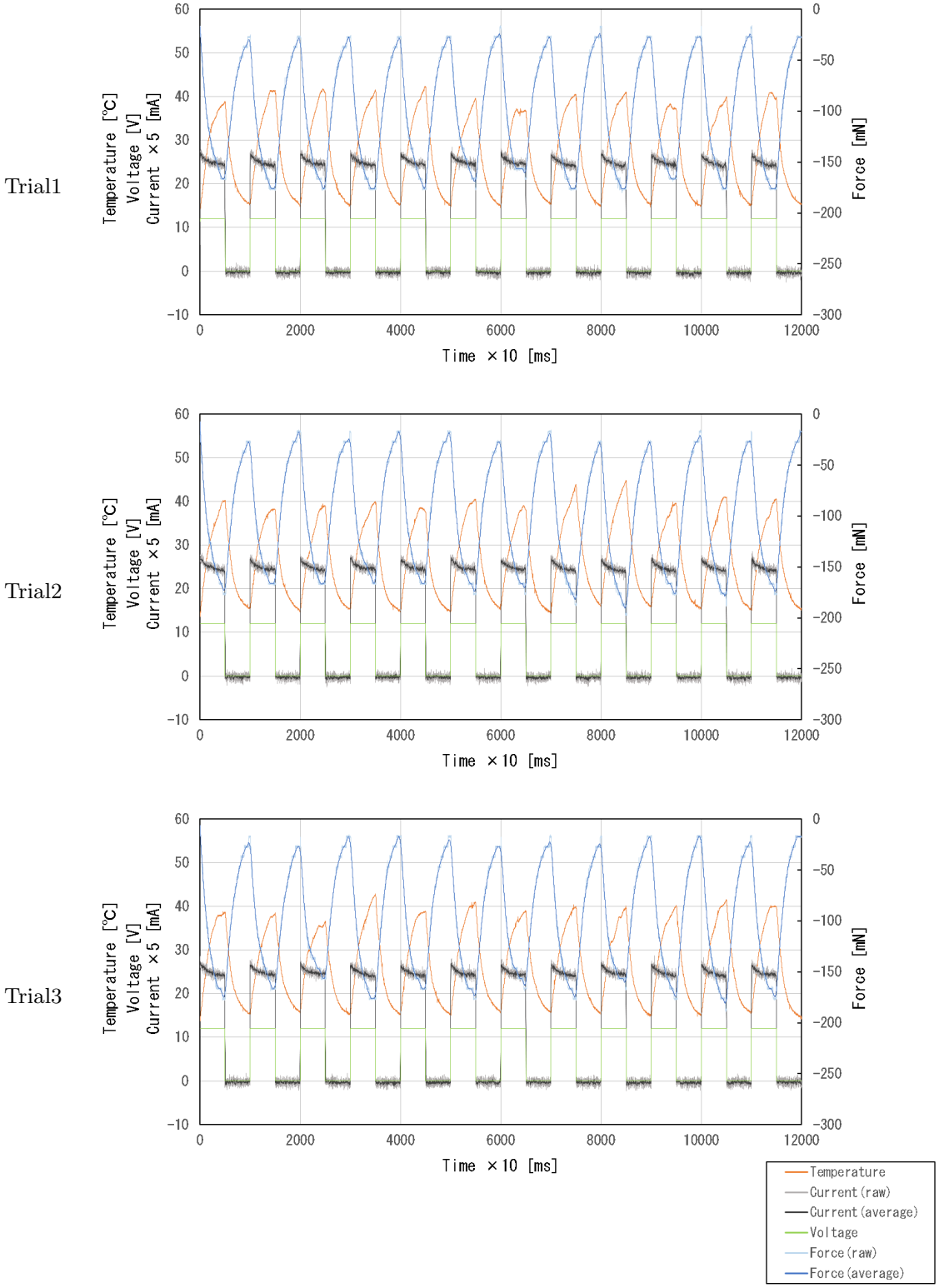


Fig.4.24 All measurement values under isometric condition of sample 1 （2 of 3）.

Sample 1（等尺性）：駆動周期=5[s]（120 秒間）

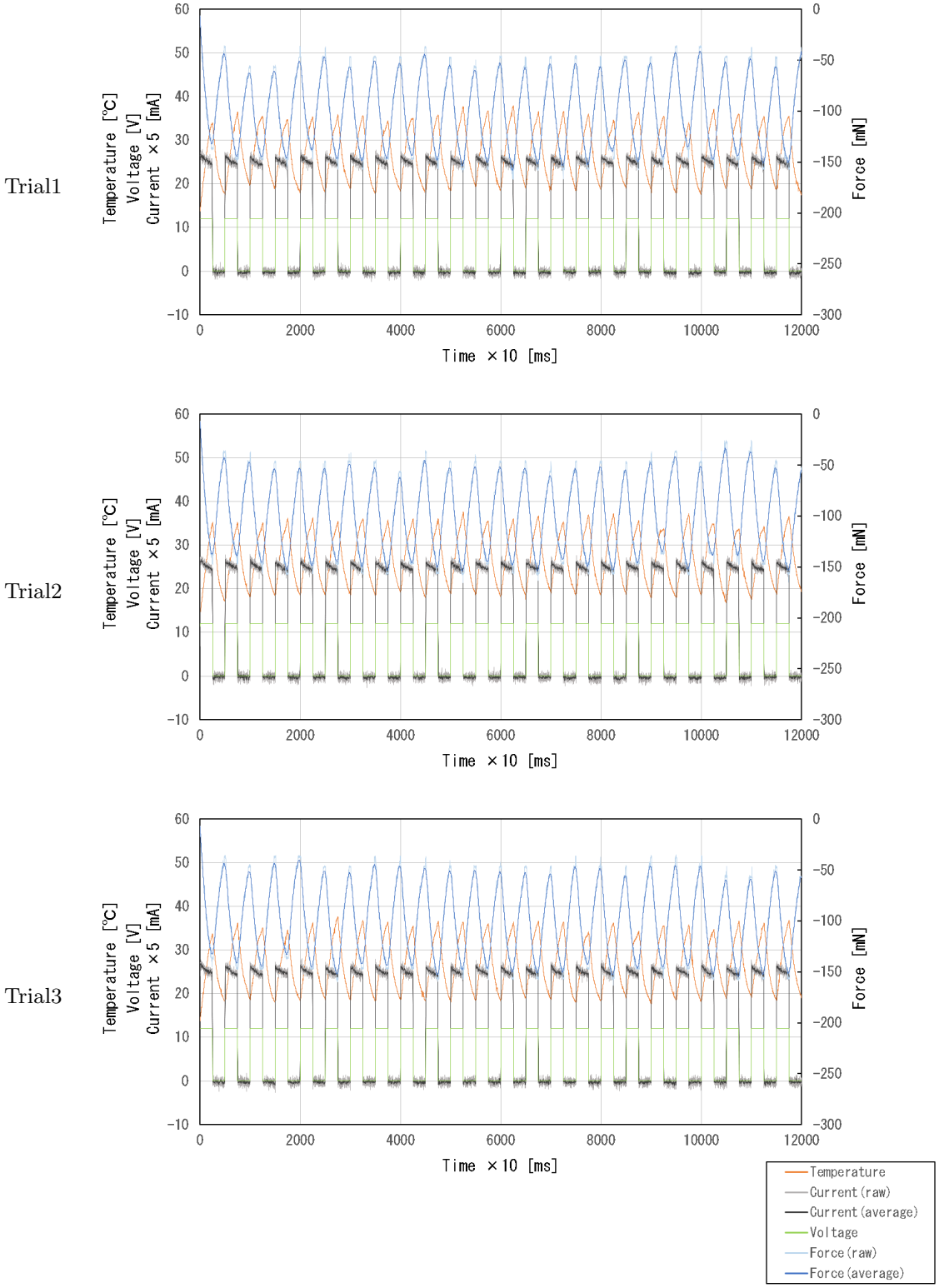


Fig.4.25 All measurement values under isometric condition of sample 1 （3 of 3）.

Sample 1（等尺性）：力-温度特性

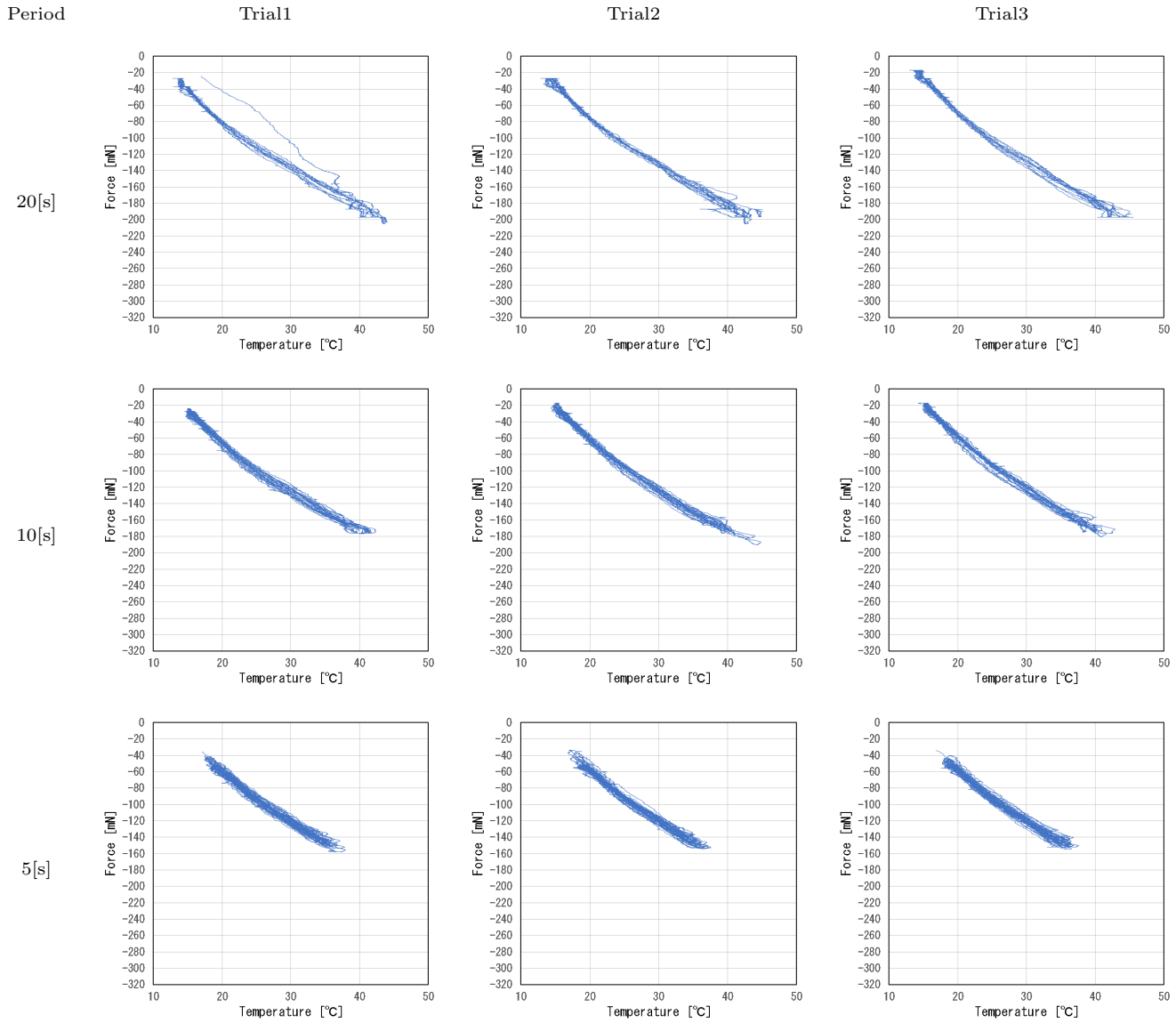


Fig.4.26 Force vs Heating temperature characteristics.

変位-温度特性（図 4.5.6）には明確なヒステリシス特性が見られるが，始点のばらつきは終点に比べて小さい傾向にあることが分かった．特に低周期での時系列データ（図 4.5.6 および 4.5.6）を参照すると，温度 T の時間変化が立ち上がり（加熱時）と立ち下がり（冷却時）で傾向が異なり，加熱段階の波形のほうが，より歪みが大きい．また，サンプルを設置した直後の状態の特性（図 4.5.6 や 4.5.6 における左上）は，他の実験結果に比べてばらつきが大きい傾向が分かる．これは，アクチュエータのアニーリングが１回のみに留まっている点，および，アクチュエータの製造から

本測定まで常温で長期間放置した状態が続いた影響と見られる．4.4.2 節で述べたアニーリング工程の後に「トレーニング」工程を追加している場合，この初期のドリフトを除く効果が期待できる．

温度-力特性（図 4.5.6）では，ヒステリシス特性は顕著とは言えず，ゆるやかな曲線を描いていることから，比較的低次の関数や指数関数で近似することが可能と見られる．電流-温度特性は 1 次おくれ系と推定されるから，電流-発生力特性もまた線形 1 次おくれ系で近似可能と予想される．最大発生力は 180[mN] 程度で，ref4:isometric 節での測定を上回った．これは，周囲温度が低い中で，アクチュエータの温度が平衡に達するのに十分な時間 (周期 20[s] で最大 10[s]) 加熱した結果と見られ，最大温度差 $\Delta T = 30$[℃] 程度に起因すると考えられる．ただし，温度差の増大は対流に伴う温度ドリフトの増大も意味しており，高出力領域において，温度制御なしに印加電流のみによって発生力を制御することの困難さが示唆された．

取付初期の状態を除き各サンプル間の相違はあまり見られないことから，連続製造されたアクチュエータから切り出した供試サンプル（230[mm] × 5）は，少なくとも約 1150[mm] にわたり定性的には均一であると言える．

4.6 おわりに

Ag めっきされた導電性ナイロンミシン糸をアクチュエータに加工する卓上サイズの全自動製造装置を試作した．装置は 3 軸独立制御可能なステッピングモータにより動作し， 施撚とアニーリングの各工程において任意の張力を与えながら連続的に長大なアクチュエータを製造することができる．製造実験の結果，フィードバック操作を必要とせず，オープンループで各モータの回転数を制御するのみでアクチュエータが得られる運転条件の存在が判明した．このとき施撚部とアニーリング部での張力は明確に異なり，従来式の撚糸機を転用するのみでは困難だったマルチフィラメントの導電性ナイロン繊維アクチュエータの全自動製造が可能となった．試作時のスループットは 60[mm/min] 程度で，約 5 分間のアニーリング工程を経て連続的にアクチュエータが得られた．ただし，安定した運転状態に至るまでの過程や各パラメータの釣り合いが維持できる許容範囲など一部不明な点が残されているほか，施撚開始からアニーリングまで 40 分程度のむだ時間が含まれる本装置は，系全体の時定数が少なくとも数 10 分オーダーと推定され，完全な特性把握が難しい．施撚速度約 300[rpm] は，モータ M1 が 12[V] の電源電圧で脱調せずに駆動できる速度の上限に近いが，数 1000[rpm] 程度が珍しくない産業用撚糸機の運転速度に比べると 1 桁以上低速である．しかし，後工程のアニーリング部の物理的な構造や所要通過時間を踏まえると，スループット自体は適切であり，小型の卓上型装置で実現できるスペックとして妥当と考えている．アニーリング工程での加熱サイクル数や加熱時間，印加張力などを変えると，今回とは異なる特性のアクチュエータが得られるものと思われ，引き続き調査したい．製造したアクチュエータのサンプルは，手作業で製造したものと変わらない程度の外見と，熱駆動型アクチュエータとして機能する加熱 - 冷却サイクルに伴う可逆的な変位や力の発生を確認した．ただし，本アクチュエータの元の材料である導電性ミシン糸を構成している個々のナイロン繊維自体が極めて細いことから，過熱に弱く容易に焼損に至るため，同程度の太さのナイロンモノフィラメントで作られたアクチュエータの動作条件より動作温度を低く設定せざるを得ず，その意味で全般的なパフォーマンスが劣ることは否めない．しかし，モノフィラメント材料に比べて圧倒的に柔軟性に富み，予め導電性を有していることから特段の追加工なしに電気的制御が容易に行える点は本アクチュエータの非常に優れた長所である．単一のアクチュエータでの発生力や変位は小さく，実用上，何らかの機構を動作させるためには，多数のアクチュエータを束ねた構成が必須と考えられるが，本装置によってアクチュエータが大量に製造可能となり，このような応用研究への足掛かりとして非常に有用である．能動的なアニーリング制御機構の実装や，量産したアクチュエータの品質のばらつき等を調査していくことも今後の課題である．

第 5 章

結論

5.1 まとめ

極めて複雑かつ繊細な機能を有するヒト手指の動作メカニズムに着目し，熟練者の手技を忠実に複製・模倣する手指ロボットを実現することを目指し，その完全な理想形である本物のヒト手指をアクチュエータの一種と見なして特性の解析を行った．

2 章では，等尺性条件下の単一 MP 関節 1 自由度系の最もプリミティブな条件において，平衡点仮説に基づき浅指屈筋 – 総指伸筋ペアを対象とした表面電極式 FES を入力，指先発生力を出力と見なした系，すなわち神経筋系を線形時不変と見なして Bode 線図から伝達関数を取得したところ，「2 次遅れ＋むだ時間」で良好に近似できることを示し，先行研究で報告されている身体の他の関節との比較検討を行った．その結果，固有角周波数に関しては筋の大きさ，むだ時間に関しては筋と腱の比率といった物理的な形状の影響を受けている可能性が示唆された．さらに，減衰比に関しては，不足減衰気味の傾向が見られることが本研究で初めて明らかとなり，制御器を設計する上で重要な情報を得た．実験で得たモデルの妥当性を検証するため，さまざまな入力波形に対する追従特性を定性的に観察したところ，概ね予想通りの結果が得られたものの，対象とした拮抗筋の非対称性や，2 周波数の入力に対してはアナログ積算（変調）回路の特性にも類似した非線形特性も確認できた．ただし，ここで得られた様々な知見は，もとの仮定を踏まえた上で慎重に解釈する必要がある．すなわち，実験に際しては脱力や一定力の維持を指示したものの，健常者において本人の意思とは無関係に，脳を含む中枢神経が手指を大局的に制御している状況下，FES 入力は運動指令に外乱を印加していることに相当するため，入出力として得られる情報は，巧緻動作に少なからぬ影響を及ぼしていると推定される局所的なフィードバックを内包した複雑な系全体の，ごく限られた一部を見ている点に注意しなければならない．表面電極を使って虫様筋に直接 FES を印加する技術的な困難さも考慮しながら，引き続き，より詳細なメカニズム解明に向けて研究を進める必要がある．

他方，互いに対をなす物理現象を各々センサ，アクチュエータとして利用している例は多いが，導電性ナイロン繊維は，それ単独で変位センサとして，あるいは，熱が介在する形で電力によって制御可能な収縮力を生じる繊維状のソフトアクチュエータとしても利用できる，非常に優れた特長

を兼ね備えた機能性材料として注目に値する．

3 章では，導電性ナイロン繊維でできた糸（導電糸）をマスク表面に取り付け，マスク装着時の表情変化に伴うひずみを計測して表情識別を試みた．一般的な高精度ひずみセンサが適していない大きな曲げを伴うような変位を，生体に対する安全性を確保しながら低コストで簡便に計測できること，および，機械学習アルゴリズムを使って複数のセンサ情報を統合しクラスタリングすることが可能であり，条件によっては高い精度で識別できることを示した．

導電糸は，金属材料にはない柔軟性を備えた電極材や配線材として，あるいは，それ自体をセンサ素子として，さまざまな応用が期待できる．骨格筋内部に多数散在している筋紡錘は，筋の伸長状態や収縮速度に感度を有する特殊な筋繊維組織だが，導電糸を使った変位センサと機能的に類似している．また，深部感覚にとどまらず，たとえば，皮膚に近い弾性に調製されたシリコーン樹脂などを使って人工手指表面を形成する際に，皮膚の感覚受容器のうち物理的な変位に対応する触覚や圧覚を感知する受容器，すなわち，メルケル細胞[*1]，マイスナー小体[*2]，パチニ小体[*3]などの機能を模倣した人工感覚器を適当に埋設することが原理的には可能である．これは，手指の忠実な再現を目指す上で，非常に有用な要素技術と言える．

4 章では，導電糸をアクチュエータとして使用するための基盤を整備した．ナイロン素材の特徴を活かしつつ，Joule 熱によって電気的に駆動可能な SCP アクチュエータの原材料として導電糸は最適であり，従来型撚糸機の流用では困難だった特殊な撚糸状態の形成工程とアニーリング工程を，一元的に連続して処理できる専用の製造装置を試作し，市販の導電糸から長大な SCP アクチュエータを得た．試行錯誤的な製造実験の結果，３つのモータそれぞれ特定の回転速度を維持したとき，各部の張力センサのフィードバックなしに目的とする施撚状態のアクチュエータが得られることが分かった．しかし，原材料の状態からアニーリング完了に至るまでに要する時間（むだ時間）が 40 分程度と長く，製造装置全体の安定性や，完成したアクチュエータの定量的な均質性に関して不明な点も残されていることから，今後も引き続き詳細な検討を重ね，最適な製造条件を見出すことが必要である．

試験的に製造したアクチュエータの基本特性評価として，等張性条件（一定荷重下）で印加電力に対する時間的な長さ変位を測定した．温度変化と変位の関係は強いヒステリシス特性が見られた．温度差 ΔT =21[℃] あたりの変位は全長の 1.4% 程度だった．また，等尺性条件（一定長さを維持するよう強制的に外部から拘束）で印加電力に対する発生力の変動を観察したところ，ヒステリシス特性は見られたが，温度に対する変化自体は比較的線形に近いことが分かった．繰り返し発生力は 120[mN]，最大発生力は 180[mN] 程度だった．いずれの場合においても，アクチュエータ自体の電気的な温度特性が現れており，定電圧の駆動条件であっても時間的な温度変化に伴い抵抗値が変化するため，結果的に投入電力は一定にならないことが分かった．特に等尺性条件では系外との仕事の出入りが無いため，投入した全電力が熱としてアクチュエータの発生力に寄与するものの，空気の対流や伝熱など熱力学的な諸要素を加味しながら実使用状態を想定して厳密に解析・モ

[*1] Merkel cell
[*2] Meissner's corpuscles
[*3] Pacinian corpuscle

デル化することは難しい．しかし定性的には，電圧のステップ入力に対する温度上昇は，１次遅れ系で十分近似可能と見られることから，適当な補償器を付加して神経筋系の「２次おくれ＋むだ時間」を模倣することに大きな支障はないと考えている．

5.2 結論

手指の巧緻動作を，特に精密な指先の運動と位置づけたとき，ヒトの中枢神経が，ほぼ等尺性を維持した状態での指先力の微調整という課題を，いかにして制御しているかという問いに対し，補償動作を担う小さな筋と多数のセンサ，および大脳が介在しない局所的なフィードバックループが中心的で重要な役割を担っているとすれば，筋シナジー仮説とも矛盾しない有力な仮説になり得ると考えている．すなわち，大脳が随意運動をイメージし運動指令として各筋群に発する手指の姿勢は，我々が想像する以上に「大雑把な」もので，真の巧緻動作を実現しているのは，末梢でのセンサ-アクチュエータに密接にリンクした大脳が介在しない局所フィードバックが重要な役割を果たしていると見ている．かつて「あらゆる複雑な動作は，多数の『運動単位』の組み合わせのみによって実現されている」とする仮説が提唱されていたものの，現在では否定的に捉えられ，代わりに「レンショウ細胞[*4]の持つ調整機能が，大脳などが司る高次の運動指令と脊髄反射とのバランスを保っている」とする説が有力視されている [91] が，今なお「運動単位」そのものは否定されていない点に注意すべきである．つまり運動単位は，手指の巧緻動作を含む身体のあらゆる骨格筋の運動に共通する概念的かつ物理的構造を正しく説明していると見られることから，以下のようにして人工的に模倣する手段を提供できれば良い．

(step 1) まず導電性ナイロン繊維アクチュエータで「人工筋繊維」を作成する．
(step 2) 同じく導電性ナイロン繊維で構成された「人工筋紡錘」，その運動を支配する「人工αニューロン（補償器＋電力増幅器）」を組み合わせて「人工筋繊維束」を構成する．
(step 3) さらに，複数の人工筋繊維束を使って個々の筋を再現した「忠実な人工筋」で筋骨格を構成するアプローチによって「人工手指」を製作する．

この一連のプロセスによって，従来の各種人工筋アクチュエータとは一線を画した人工筋を提供でき，同時に，ヒトの運動メカニズムの一層の理解につながることが期待される．

以上，本研究の成果により，骨格筋を形成する筋束や筋紡錘など，筋繊維組織によって形成される生体組織を，導電性ナイロン繊維によって形状および機能の両面から同時に模倣することが可能となり，より再現度の高い「忠実な人工手指ロボットの実現」という当初目標へと続く新たな布石と考えている．

[*4] Renshaw cell

謝辞

はじめに，本研究を遂行するにあたり終始ご指導いただきました大阪大学大学院基礎工学研究科 機能創成専攻機能デザイン領域 西川 敦 教授に深謝するとともに，副査を快諾いただいた生体工学領域 大城 理 教授，ならびに，非線形力学領域 垂水 竜一 教授に改めてお礼申し上げます．

また，論文の執筆に際しては，安田女子大学家政学部 谷口 和弘 教授，大阪大学大学院基礎工学研究科 松居 和寛 助教の並々ならぬご支援を頂戴したほか，大阪大学大学院基礎工学研究科 博士後期課程 永井 美和 氏には，第 2 章を中心として，特に数多くのご尽力を頂戴したことに心から感謝します．元大阪大学大学院基礎工学研究科 山口 慶太郎 氏，博士前期課程 奥山 和輝 氏は，第 3 章のシステム実現に大きな役割を果たして頂きました．

有益なコメントを頂きました大阪大学大学院基礎工学研究科 平井 宏明 准教授，信州大学繊維学部 機械・ロボット学科 岩本 憲泰 助教，元信州大学大学院総合工学系研究科 生命機能・ファイバー工学専攻 黒澤 真美 氏，元信州大学大学院理工学系研究科 機械・ロボット学専攻 竹村 賢人 氏，大阪大学大学院基礎工学研究科 機能創成専攻 宮崎 文夫 名誉教授にも感謝します．

かねてより業務多忙の中ご指導いただいた広島市立大学大学院情報科学研究科 橘 啓八郎 名誉教授，佐野 学 名誉教授，職務上さまざまな便宜を供与いただいた広島市立大学大学院情報科学研究科 李 仕剛 教授をはじめ，小嵜 貴弘 准教授，小作 敏晴 助教におかけした数多のご迷惑をお詫びするとともに深く感謝します．

さらに，実験装置の製作に必要な数々のスキルを私に伝授いただいた国立茨城工業高等専門学校 軍司 光一 名誉教授の影響は，四半世紀が経過した今もなお健在で，日々，非常に役立っています．その他，研究に協力いただいた大勢の学生諸氏，実験協力者の皆様に対し，厚く御礼申し上げます．

最後に，遠方のところ長きにわたり変わらぬ応援をくれた両親と家族に感謝の意を表し，謝辞といたします．ありがとうございました．

厚海 慶太

参考文献

[1] 伊藤 吏, 経外耳道的内視鏡下耳科手術 (TEES) の基本手技と適応, 日本耳鼻咽喉科学会会報,2019,122 巻 12 号, pp.1540-1547，https://doi.org/10.3950/jibiinkoka.122.1540

[2] 市江雅芳：機能的電気刺激．信州医誌．49(6)，pp.325-334，2001.

[3] 島田洋一：機能的電気刺激（FES）の現状と将来展望．秋田医学．36(1)，pp.1-7, 2009.

[4] Ajiboye AB, Willett FR, Young DR, Memberg WD, Murphy BA, Miller JP, Walter BL, Sweet JA, Hoyen HA, Keith MW, Peckham PH, Simeral JD, Donoghue JP, Hochberg LR, Kirsch RF: Restoration of reaching and grasping movements through brain-controlled muscle stimulation in a person with tetraplegia: a proof-of-concept demonstration. The Lancet. 389 pp.1821-1830, 2017.

[5] 宇野かんな，奥貴紀，古場啓太郎，植村充典，平井宏明，宮崎文夫：水平面内におけるヒト上肢運動時の EMG 信号を利用した筋シナジー，平衡点軌道および手先剛性の新しい評価法の提案. 日本ロボット学会誌. 32(7), pp.603-614, 2014.

[6] Takei T, Confais J, Tomatsu S, Oya T, and Seki K: Neural basis for hand muscle synergies in the primate spinal cord. Proc of the National Academy of Sciences of the United States of America (PNAS), 114(32), pp.8643-8648, 2017.

[7] Hayashibe M, Guiraud D, Pons JL, Farina D: Editorial: Biosignal processing and computational methods to enhance sensory motor neuroprosthetics. Frontiers in Neuroscience. 2015.

[8] Iimura T, Inoue K, Pham HTT, Hirai H, Miyazaki F: Decomposition of Limb Movement based on Muscular Coordination during Human Running, J. Advanced Computational Intelligence and Intelligent Informatics. 15(8), pp.980-987, 2011.

[9] 松居和寛，菱井康生，前垣和也，山下雄人，植村充典，平井宏明，宮崎文夫：多チャンネル型機能的電気刺激によるヒト肘関節運動の平衡点制御—等尺性環境下における検証—. 計測自動制御学会論文集. 50(11)，pp.755-762，2014.

[10] Matsui K, Hishii Y, Maegaki K, Yamashita Y, Uemura M, Hirai H, Miyazaki F: Equilibrium-point control of human elbow-joint movement under isometric environment by using multichannel functional electrical stimulation. Frontiers in Neuroscience. 8(164), 2014.

[11] Yamashita Y, Maegaki K, Matsui K, Oku T, Uno K, Koba K, Phatiwuttipat P, Murakami K, Uemura M, Hirai H, Miyazaki F: Functional electrical stimulation for equilibrium-point control of human ankle movement: Frequency domain system identification of human ankle dynamics. Proc of ASME 2014 Dynamic Systems and Control Conference, California, DSCC2014-6200.

[12] Ariga Y, Pham HTT, Uemura M, Hirai H, Miyazaki F: Novel Equilibrium-Point Control of Agonist-Antagonist System with Pneumatic Artificial Muscles. Proc of Robotics and Automation (ICRA), 2012 IEEE International Conference, Minnesota, pp.1470-1475, 2012.

[13] Honda Y, Miyazaki F, Nishikawa A: Angle control of pneumatically-driven musculoskeletal

model using antagonistic muscle ratio and antagonistic muscle activity. Proc of 2010 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, Tianjin, pp. 1722-1727, 2010.

[14] Honda Y, Miyazaki F, Nishikawa A: Control of pneumatic five-fingered robot hand using antagonistic muscle ratio and antagonistic muscle activity. Proc of 3rd IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Tokyo, pp.337-342, 2010.

[15] Ide S, Nishikawa A: A Muscle Coordination Control for an Asymmetrically Antagonistic-driven Musculoskeletal Robot using Attractor Selection, Applied Bionics and Biomechanics. 2018, Article ID 9737418, 2018.

[16] Bo APL, da Fonseca LO, de Sousa ACC: FES-induced co-activation of antagonist muscles for upper limb control and disturbance rejection. Medical Engineering & Physics. 38(11), pp.1176-1184, 2016.

[17] Chen JJ, Yu NY, Huang DG, Ann BT, Chang GC: Applying fuzzy logic to control cycling movement induced by functional electrical stimulation. IEEE Transactions Rehabilitation Engineering. 5(2), pp. 158-169, 1997.

[18] Davoodi R, Andrews BJ: Computer simulation of FES standing up in paraplegia: A self-adaptive fuzzy controller with reinforcement learning. IEEE Transactions Rehabilitation Engineering. 6(2), pp. 151-161, 1998.

[19] Chizeck HJ, Lan N, Palmieri LS, Crago PE: Feedback control of electrically stimulated muscle using simultaneous pulse width and stimulus period modulation. IEEE Transactions Biomed. Engineering. 38(12), pp. 1224-1234, 1991.

[20] Watanabe T, Matsudaira T, Kurosawa K, Fujii T, Futami R, Hoshimiya N, Ichie M: Wrist joint control by multichannel closed-loop FES system: System improvement and first clinical test. Proc of 7th IFESS, Ljubljana, pp. 265-267, 2001.

[21] Watanabe T, Iibuchi K, Kurosawa K, Hoshimiya N: A method of multichannel PID control of 2-degree of freedom of wrist joint movements by functional electrical stimulation. Transactions IEICE, J85-D-II, pp. 319-328, 2002.

[22] Bernotas LA, Crago PE, Chizeck HJ: Adaptive control of electrically stimulated muscle. IEEE Transactions Biomed. Engineering. BME-34(2), pp. 140-147, 1987.

[23] Buckett JR, Peckham PH, Thrope GB, Braswell SD, Keith MW: A flexible, portable system for neuromuscular stimulation in the paralyzed upper extremity. IEEE Transactions Biomed. Engineering. 35(11), pp. 897-904, 1988.

[24] Rakos M, Freudenschuss B, Girsch W, Hofer C, Kaus J, Meiners T, Paternostro T, Mayr W: Electromyogram-controlled functional electrical stimulation for treatment of the paralyzed upper extremity. Artif Organs. 23(5), pp.466-469, 1999.

[25] Hoshimiya N, Naito A, Yajima M, Handa Y: A multichannel FES system for the restoration of motor function in high spinal cord injury patients: A respiration-controlled system form multijoint upper extremity. IEEE Transactions Biomed. Engineering. 36(7), pp. 754-760, 1989.

[26] Smith BT, Mulcahey MJ, Betz RR: Development of an upper extremity FES system for individuals with C4 tetraplegia. IEEE Transactions Rehabilitation Engineering. 4(4), pp. 264-270, 1996.

[27] Veltink PH, Chizeck HJ, Crago PE, El-Bialy A: Nonlinear joint angle control for artificially stimulated muscle. IEEE Transactions Biomed. Engineering. 39(4), pp. 368-380, 1992.

[28] Ferrarin M, Palazzo F, Riener R, Quintern J: Model-based control of FES-induced single joint movements. IEEE Transactions Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 9(3), pp.245-257, 2001.

[29] Miller LJ, Peckham PH, Keith MW: Elbow extension in the C5 quadriplegic using functional neuromuscular stimulation. IEEE Transactions Biomed. Engineering. 36(7), pp. 771-780, 1989.

[30] Crago PE, Mortimer JT, Peckham PH: Closed-loop control of force during electrical stimulation of muscle. IEEE Transactions Biomed.Engineering. BME-27(6), pp.306-312, 1980.

[31] Chizeck HJ, Crago PE, Kofman LS: Robust closed-loop control of isometric muscle force using pulsewidth modulation. IEEE Transactions Biomed. Engineering. 35(7), pp. 510-517, 1988.

[32] Lemay MA, Crago PE: Closed-loop wrist stabilization in C4 and C5 tetraplegia. IEEE Transactions Rehabilitation Engineering. 5(3), pp.244-252, 1997.

[33] Wilhere GF, Crago PE, Chizeck HJ: Design and evaluation of a digital closed-loop controller for the regulation of muscle force by recruitment modulation. IEEE Transactions Biomed. Engineering. BME-32(9), pp. 668-676, 1985.

[34] Kurosawa K, Futami R, Watanabe T, Hoshimiya N: Joint Angle Control by FES Using a Feedback Error Learning Controller. IEEE Transactions Rehabilitation Engineering. 13(3), pp.359-371, 2005.

[35] Lan N, Feng HQ, Crago PE: Neural network generation of muscle stimulation patterns for control of arm movements. IEEE Transactions Rehabilitation Engineering. 2(4), pp. 213-224, 1994.

[36] Adamczyk MM, Crago PE: Simulated feedforward neural network coordination of hand grasp and wrist angle in a neuroprosthesis. IEEE Transactions Rehabilitation Engineering. 8(3), pp. 297-304, 2000.

[37] Ianno M, Ferrarin M, Pedrocchi A, Ferrigno G: A neuro-adaptive control system for knee joint movements during quadriceps electrical stimulation. Proc of 7th IFESS, Ljubljana, Slovenia, pp. 304-306, 2002.

[38] Chang GC, Luh JJ, Liao GD, Lai JS, Cheng CK, Kuo BL, Kuo TS: A neuro-control system for the knee joint position control with quadriceps stimulation. IEEE Transactions Rehabilitation Engineering. 5(1), pp. 2-11, 1997.

[39] Qi H, Tyler DJ, Durand DM: Neurofuzzy adaptive controlling of selective stimulation for FES: A case study. IEEE Transactions Rehabilitation Engineering. 7(2), pp. 183-192, 1999.

[40] Kostov A, Andrews BJ, Popović DB, Stein RB, Armstrong WW: Machine learning in control of functional electrical stimulation systems for locomotion. IEEE Transactions Biomed. Engineering. 42(6), pp.541-551, 1995.

[41] Jonić S, Janković T, Gajić V, Popović D: Three machine learning techniques for automatic determination of rules to control locomotion. IEEE Transactions Biomed. Engineering. 46(3), pp. 300-310,1999.

[42] Abbas JJ, Chizeck HJ: Neural network control of functional neuromuscular stimulation systems: Computer simulation studies.IEEE Transactions Biomed. Engineering. 42(11), pp.1117-1127, 1995.

[43] Stites EC, Abbas JJ: Sensitivity and versatility of an adaptive system for controlling cyclic movements using functional neuromuscular stimulation. IEEE Transactions Biomed. Engineering. 47(9), pp. 1287-1292, 2000.

[44] Resquin F, Cuesta Gomez A, Gonzalez-Vargas J, Brunetti F, Torricelli D, Molina Rueda F, Cano de la Cuerda R, Miangolarra JC, Pons JL: Hybrid robotic systems for upper limb rehabilitation after stroke: A review. Medical Engineering & Physics. 38(11), pp. 1279-1288, 2016.

[45] Takemura K, Kurosawa M, Atsuumi K, Matsui K, Miyazaki F, Nishikawa A: Frequency Domain System Identification of Human Finger Dynamics Using Functional Electrical Stimulation based

on an Agonist-Antagonist Concept. Proc of REHABWEEK 2017/IFES2017 Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society, London, 2017.

[46] 厚海慶太, 永井美和, 谷口和弘, 松居和寛, 宮崎文夫, 李仕剛, 西川敦：表面電極を用いた機能的電気刺激（FES）によるヒト手指制御のためのシステム同定, 生体医工学シンポジウム 2017 予稿集（CD-ROM），日本生体医工学会，上田，2017.

[47] 永井美和，厚海慶太，谷口和弘，松居和寛，宮崎文夫，李仕剛，西川敦：表面電極を用いた前腕への機能的電気刺激と等尺性条件下における指先力計測に基づく手指のモデル化，第 37 回日本生体医工学会甲信越支部大会講演論文集，日本生体医工学会，甲府，2017.

[48] 永井美和，厚海慶太，谷口和弘，松居和寛，宮崎文夫，李仕剛，西川敦：表面電極を用いた機能的電気刺激 (FES) と指 MP 関節角度計測に基づく手指のモデル化，第 57 回日本生体医工学会大会, 札幌，2018.

[49] 半田康延，星宮望：機能的電気刺激（FES）による麻痺上下肢の制御. 医用電子と生体工学. 24(1), pp.1-7，1986.

[50] 伊福部達:感覚障害のための機能的電気刺激. BME-6(8), pp.25-33, 1992.

[51] 島圭介, 花井宏彰, 島谷康司:機能的電気刺激と動作推定に基づく筋電位駆動型ヒューマンヒューマンインタフェース. 計測自動制御学会論文集. 53(1), pp.41-47, 2017.

[52] 金寛，奥野竜平，吉田正樹，赤澤堅造：2 チャネル皮膚電気刺激による少数単語の効率的伝達システム. 生体医工学.43(1)，pp.151-161，2005.

[53] 小川剛史，中張遼太郎，新島有信：電気的筋肉刺激が重量知覚に及ぼす影響の分析. 日本バーチャルリアリティ学会論文誌. 22(1)，pp.3-10，2017.

[54] 儀保耕平，高橋隆行，二見亮弘：干渉波電流を用いた機能的電気刺激による手指機能再建. 計測自動制御学会東北支部第 253 回研究会，253-3，2009.

[55] Orizio C, Gobbo M, Diemont B, Solomonow M: Force dynamic response of tibialis anterior-ankle joint unit in humans. Journal of Electromyography and Kinesiology. 17(2), pp. 194-202, 2007.

[56] Petrofsky J, Laymon M, Prowse M, Gunda S, Batt J: The transfer of current through skin and muscle during electrical stimulation with sine, square, Russian and interferential waveforms. Journal of Medical Engineering & Technology. 33(2), pp. 170-181, 2009.

[57] Michael B: ATPase Activity of Myosin Correlated with Speed of Muscle Shortening. J Gen Physiol. 50(6), pp. 197-218, 1967.

[58] 足立強, 北村知也, 水上直人, 溝口寛人, 境野翔, 正辻俊明：機械学習を用いた機能的電気刺激における筋肉の非線形モデリング, ロボティクス・メカトロニクス講演会 (ROBOMECH)2017 予稿集 (CD-ROM), ID: 2A2-J02, 郡山，2017.

[59] 松居 和寛, 前垣 和也, 山下 雄人, 植村 充典, 平井 宏明, 宮崎 文夫: 水平面肘関節運動における非拘束環境下への拡張を目的とした 2ch 型機能的電気刺激（FES）平衡点制御モデルの解析.　生体医工学. 53（1），pp. 14-20, 2015.

[60] Bao X, Zhou Y, Wang Y, Zhang J, LuE X, Wang Z: Electrode placement on the forearm for selective stimulation of finger extension/flexion. PLoS ONE 13(1), e0190936, 2018.

[61] Bawa P, Stein RB: Frequency response of human soleus muscle. Journal of Neurophysiology. 39(4), pp.788-793, 1976.

[62] Murphy AJ, Watsford ML, Coutts AJ, Pine MJ: Reliability of a test of musculotendinous stiffness for the triceps-surae. Physical Therapy in Sport. 4(4), pp. 175-181, 2003.

[63] Fukashiro S, Noda M, Shibayama A: In vivo determination of muscle viscoelasticity in the human leg. Acta Physiologica. 172(4), pp. 241-248, 2001.

[64] Meng L, Jin M, Zhu X, Ming D. Peripherical Electrical Stimulation for Parkinsonian Tremor: A Systematic Review. Front Aging Neurosci. 2022;14:795454. Published 2022 Feb 7. doi:10.3389/fnagi.2022.795454

[65] 島田洋一，松永俊樹，三澤晶子，櫻場乾，相澤俊朗，井樋栄二.”脊髄損傷に対する FES: 最近の動向”，リハビリテーション医学 VOL 41 NO. 3 2004 年 3 月,pp.147-151

[66] Carbon Claus-Christian. ”Wearing Face Masks Strongly Confuses Counterparts in Reading Emotions” :Frontiers in Psychology,Vol.11(2020). DOI=10.3389/fpsyg.2020.566886

[67] Green J, Staff L, Bromley P, Jones L, Petty J. The implications of face masks for babies and families during the COVID-19 pandemic: A discussion paper. J Neonatal Nurs. 2021 Feb;27(1):21-25. doi: 10.1016/j.jnn.2020.10.005. Epub 2020 Oct 29. PMID: 33162776; PMCID: PMC7598570.

[68] Giovanna Castellano, Berardina De Carolis, and Nicola Macchiarulo. 2021. Automatic Emotion Recognition from Facial Expressions when Wearing a Mask. In CHItaly 2021: 14th Biannual Conference of the Italian SIGCHI Chapter (CHItaly ’21). Association for Computing Machinery, New York, NY, USA, Article 22, 1-5. https://doi.org/10.1145/3464385.3464730

[69] Bo Yang, Jianming Wu, and Gen Hattori. 2020. Facial Expression Recognition with the advent of face masks. In Proceedings of the 19th International Conference on Mobile and Ubiquitous Multimedia (MUM ’20). Association for Computing Machinery, New York, NY, USA, pp.335-337. https://doi.org/10.1145/3428361.3432075

[70] 塩見昌裕，住岡英信，港隆史，大西裕也，坂本大介：”顔動作を検出するマスク型デバイスの開発”．情報処理学会インタラクション 2021,1A19，pp.185-186,2021.

[71] 山口慶太郎，奥山和輝，松居和寛，厚海慶太，平井宏明，西川敦，谷口和弘：“マスクの伸縮を利用した表情識別システムの開発”，第 60 回日本生体医工学会大会予稿集，pp. 382，2021.

[72] ポール・エクマン，W.V. フリーセン共著，工藤力訳：“表情分析入門—表情に隠された意味をさぐる”，誠信書房，ISBN-13:978-4414302592，1987.

[73] Erika L. Rosenberg, Paul Ekman: “WHAT THE FACE REVEALS Basic and Applied Studies of Spontaneous Expression Using the Facial Action Coding System (FACS) Third Edition,” OXFORD UNIVERSITY PRESS, 2020.

[74] Baughman,R.H. and Kozlov,M.,HIGH PERFORMANCE ARTIFICIAL MUSCLES USING TWIST-SPUN NANOFIBER AND HYBRID YARNS (FA9550-12-1-0211), (2014)

[75] 藤岡潤，吉田善洋，伊勢大成，関啓明，導電性織物を用いたウェアラブルセンサによる人体動作の計測と行動識別，日本繊維機械学会（2018），Vol.64,No.1,19-27.

[76] Haines,C.S. et al., Artificial Muscles from Fishing Line and Sewing Thread, Science, Vol.343, No.6173 (2014), pp.868-872.

[77] Horton,S.A. and Dumond,P., Consistent Manufacturing Device for Coiled Polymer Actuators, IEEE/ASME TRANSACTIONS ON MECHATRONICS, VOL.24,NO.5,OCTOBER 2019, pp.2130-2138

[78] 岩本憲泰，小野内唯人，西川敦，撚糸機を用いて作製されたナイロン繊維アクチュエータと従来手順によるアクチュエータの比較，日本機械学会 機械力学・計測制御部門 [No.19-13] Dynamics and Design Conference 2019（2019），OS3-5-1, 356,(310).

[79] Lee,S., Hadi,M., Ali,R., John, D.W.M., Carlo, M., Design of an Assistive Wrist Orthosis Using Conductive Nylon Actuators, 6th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics（2016），pp.1074-1079.

[80] McKenna,H.A., Hearle,J.W.S., O’Hear,N., Handbook of Fibre Rope Technology (Woodhead Publishing Series in Textiles) .Elsevier Science.（2004）（Kindle 版）.

[81] Mirvakili,S.M., Ravandi,A.R., Hunter,I.W., Haines, C.S., Na,Li,,Foroughi,J., Naficy,S.,Spinks,G.M., Baughman,R.H., Madden,J.D.W., Simple and strong: Twisted silver painted nylon artificial muscle actuated by Joule heating, Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD) 2014, edited by Yoseph Bar-Cohen, Proc. of SPIE, Vol.9056, 90560I

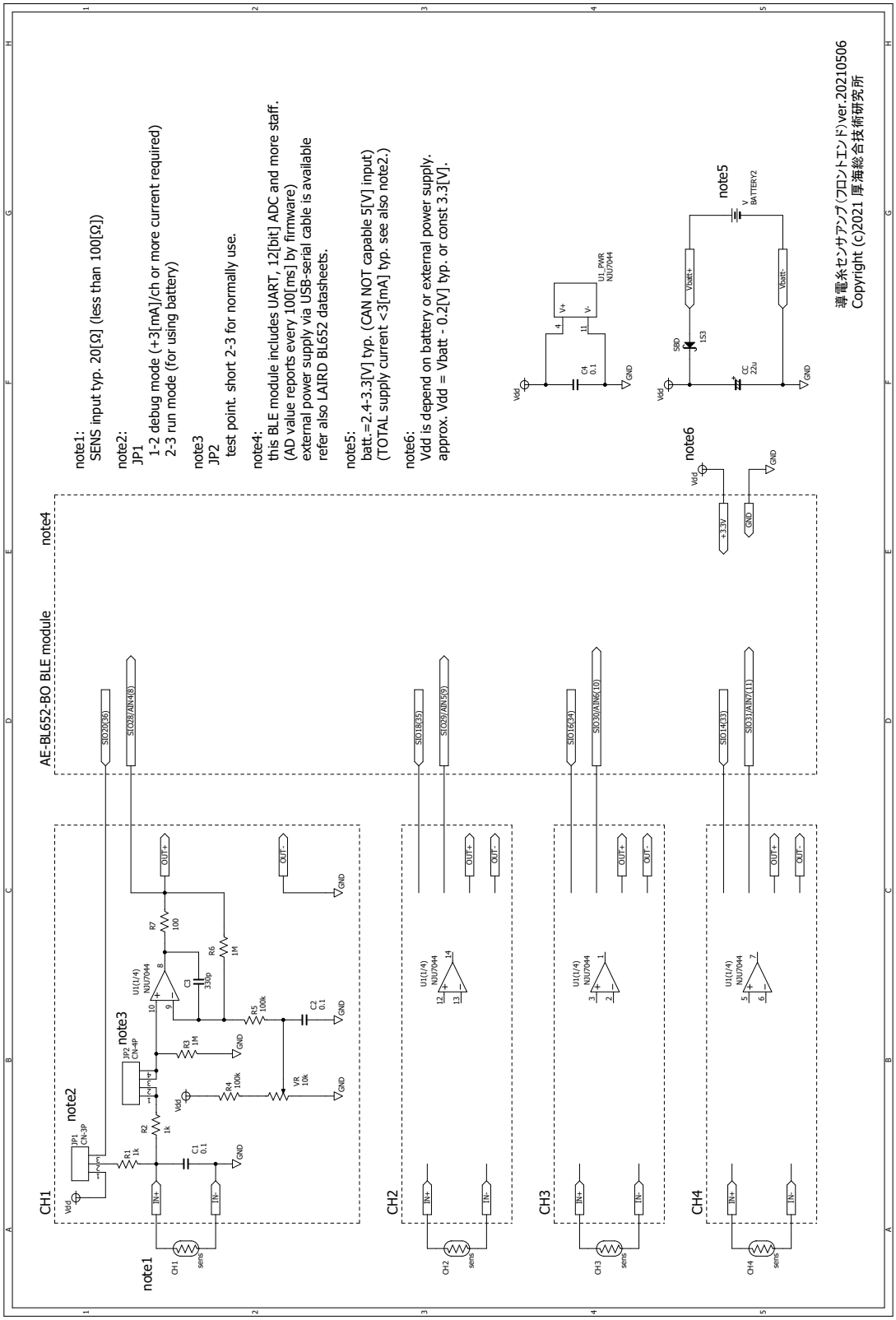
(2014)
[82] 奥山和輝，山口慶太郎，厚海慶太，松居和寛，平井宏明，西川敦，谷口和弘, マスクの伸縮と導電糸を用いた表情識別システムの開発　—デバイス構成の比較と評価—, 日本ロボット学会，40 巻 9 号（2022）.
[83] 小野内唯人，井出翔一郎，岩本憲泰，西川敦，撚糸機 DirecTwist を用いたナイロン繊維アクチュエータの作製と評価，日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2018（2018），2P1-E17.
[84] 田中利幸，松浦勇，宮本晃吉，田中俊嗣，佐藤嘉洋，アクチュエータ繊維の製造技術に関する研究，あいち産業科学技術総合センター 研究報告 2018（2018），pp.60-63.
[85] 田中利幸，松浦勇，加藤良典，佐藤嘉洋，田中俊嗣，アクチュエータ繊維の動作制御技術に関する研究，あいち産業科学技術総合センター 研究報告 2020（2020），pp.92-93.
[86] Yip,M.C. and Niemeyer,G.,High-Performance Robotic Muscles from Conductive Nylon Sewing Thread, 2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA2015)（2015）,pp.2313-2318.
[87] 藤倉 嘉昭，ポリマーの放射率，山形大学紀要（工学）第 25 巻，第 2 号，平成 11 年 1 月，pp.55-68（1999）
[88] 山口 典男，各種素材の遠赤外線放射率の特徴，長崎県窯業技術センター研究報告（平成 25 年度），pp.37-39（2013）
[89] 各物質の放射率（日本アビオニクス株式会社）（2023.1.23 閲覧）
https://www.avio.co.jp/products/infrared/support/thermo/technical/emissivity.htm
[90] 放射率の正しい設定の仕方（株式会社堀場製作所）（2023.1.27 閲覧）
https://www.horiba.com/jpn/process-and-environmental/products /infrared-radiation-thermometer/setting-for-accuracy/
[91] 戸松 彩花，関 和彦：脊髄反射，脳科学辞典，DOI：10.14931/bsd.3928（2019）
[92] P.-O. オストランド，K. ラダール：運動生理学　第 6 版（朝比奈一男　監訳，浅野勝己　訳），大修館書店，pp.24-63,（1976,1990）
[93] 仲谷 正史：皮膚を支配する機械受容器と指腹部の構造的な機能，システム/制御/情報，Vol. 64, No. 4, pp.126-130, 2020
[94] Laird Connectivity(BL652 Series Bluetooth v5 + NFC Module) （2021.8.5 閲覧）
https://www.lairdconnect.com/wireless-modules/bluetooth-modules/ bluetooth-5-modules/bl652-series-bluetooth-v5-nfc-module
[95] Bluejerry　（2021.8.9 閲覧）
https://jellyware.jp/
[96] Smoothie Charts　（2021.8.9 閲覧）
http://smoothiecharts.org/
[97] Ochoa, H.A., C. Timmons, C.Watts, M. Lynn & V. Ortiz. 2020. Fully automated fabrication of twisted coiled polymer actuators with parameter control. Texas J. Sci. 72: General Note 1., https://doi.org/10.32011/txjsci_72_1_Note 1.，2020
[98] Kianzad, Soheil & Pandit, Milind & Bahi, A. & Ravandi, Ali & Ko, Frank & Spinks, Geoffrey & Madden, John. (2015). Nylon coil actuator operating temperature range and stiffness. Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. 9430. 10.1117/12.2085601.
[99] 野崎 雅裕,6,6-ナイロン：製造法, プラスチック用途への展開 (基礎化学品製造の実際と高校での教育実践), 化学と教育,2011,59 巻,12 号,pp.614-617,https://doi.org/10.20665/kakyoshi.59.12_614
[100] ナイロン 6/ナイロン 66 物性表（三ツ星ベルト株式会社）（2023.1.17 閲覧）
https://www.mitsuboshi.com/dcms_media/other/physical_properties_n6_n66_JP.pdf
[101] Matsumiya, K. Awareness of voluntary action, rather than body ownership, improves motor control. Sci Rep 11, 418 (2021). https://doi.org/10.1038/s41598-020-79910-x

[102] 内藤 栄一, 運動制御と身体認知を支える脳内身体表現の神経基盤, 理学療法学 Supplement,2016,43 巻,Vol.43 Suppl. No.3（第 51 回日本理学療法学術大会 講演集）,pp. 59-62,https://doi.org/10.14900/cjpt.43S3.59

[103] 多田充徳，中村俊康：屍体標本を用いた筋骨格運動シミュレーションによる手指筋腱メカニズムの解明，バイオメカニズム学会誌，Vol. 38，No.1（2014），pp.11-17

付録

A　センサフロントエンド（アンプ）回路図



B プロトコルコンバータ

```
        list                p=16f18313

    #include "p16f18313.inc"

        #define PORT_CH1                PORTA
        #define PORT_CH2                PORTA
        #define        LAT_CKD                        LATA
        #define        PORT_COM                PORTA
        #define        LAT_COM                        LATA
        #define PIN_I_CH1                RA4        ;(3)
        #define PIN_I_CH2                RA3        ;(4)
        #define PIN_O_CKD                RA5        ;(2)
        #define PIN_I_CLK                RA1        ;(6)
        #define PIN_O_DATA                RA2        ;(5) // data output(OD)
        #define PIN_O_DEBUG                RA0        ;(7) // idle/busy indicator(OD)
;        ____ ____
; Vdd(1)|P   U   P|(8)Vss
; CKD(2)|O       O|(7)debug
; CH1(3)|I       I|(6)CLK
; CH2(4)|I       O|(5)DATA
;        ---------


    #define INIT_PORTA        b'00000101'        ; initial I/O state(PORT)
    #define INIT_LATA        b'00000101'        ; initial I/O state(LAT)
    #define INIT_ANSELA        b'00000000'        ; all RA port using as digital I/O
    #define INIT_TRISA        b'11011010'        ; I/O config for assigned pin function
    #define INIT_WPUA        b'11111010'        ; RA0, RA2 pull-up disable (force ignored?)
    #define INIT_ODCONA        b'00000101'        ; RA0, RA2 as OD output
    #define INIT_INLVLA        b'00111101'        ; RA1 as TTL input level

;   HOST     :  DEVICE
;(from)(to)
; CLK  DATA
;  0    1    : ( 1) initial state
;  1    1    : ( 2) trigger for sample start signal from host (rise CLK)
;  :    :    : ( 3) HX711 sampling in progress...
;  :    0    : ( 4) send data preparation ready
;  0    ?    : ( 5) data bit(MSB) setup on CLK falling edge
;  :    :    : ( 6) host reads current data bit (MSB first)
;  1    :    : ( 7) already read by host, request next data
;  :    ?    : ( 8) shift and setup next data bit (by detect CLK rising)
;  0    :    : ( 9) CLK fall by host
;  0    :    : (10) goto (6) for loop 48 (24bit x 2ch) times
;  :    1    : (11) all data bits read complete, force DATA set to 1
;  0    1    : (12) goto initial state again... (wait trigger)

;     1  2  3  4   5   6  7 8 9 10                  11  12
;         ________         ___     __     __     __
; CK ____/ 0      \_______/ 1 \___/ 2 .../47\___/48\_____...
;    __________      _______ _______ __   _ _________ _______...
; DO           \____X_______X_______X__..._X_________X
;                     1(MSB)  2       3 ...  48(LSB)




ram_temp                        EQU                0x2000
ram_count                        EQU                0x2001

ram_ch1_byte0                EQU                0x2002        ;LSB
ram_ch1_byte1                EQU                0x2003
ram_ch1_byte2                EQU                0x2004        ;MSB

ram_ch2_byte0                EQU                0x2005        ;LSB
ram_ch2_byte1                EQU                0x2006
ram_ch2_byte2                EQU                0x2007        ;MSB




; CONFIG1
; __config 0x3F8C
     __CONFIG _CONFIG1, _FEXTOSC_OFF & _RSTOSC_HFINT32 & _CLKOUTEN_OFF & _CSWEN_ON & _FCMEN_ON
; CONFIG2
; __config 0x3FF1
     __CONFIG _CONFIG2, _MCLRE_OFF & _PWRTE_ON & _WDTE_ON & _LPBOREN_OFF & _BOREN_ON & _BORV_LOW
   & _PPS1WAY_ON & _STVREN_ON & _DEBUG_OFF
; CONFIG3
; __config 0x2003
    __CONFIG _CONFIG3, _WRT_OFF & _LVP_OFF ; ***caution!!*** affects MCLR pin enable
; CONFIG4
; __config 0x3
    __CONFIG _CONFIG4, _CP_OFF & _CPD_OFF
```

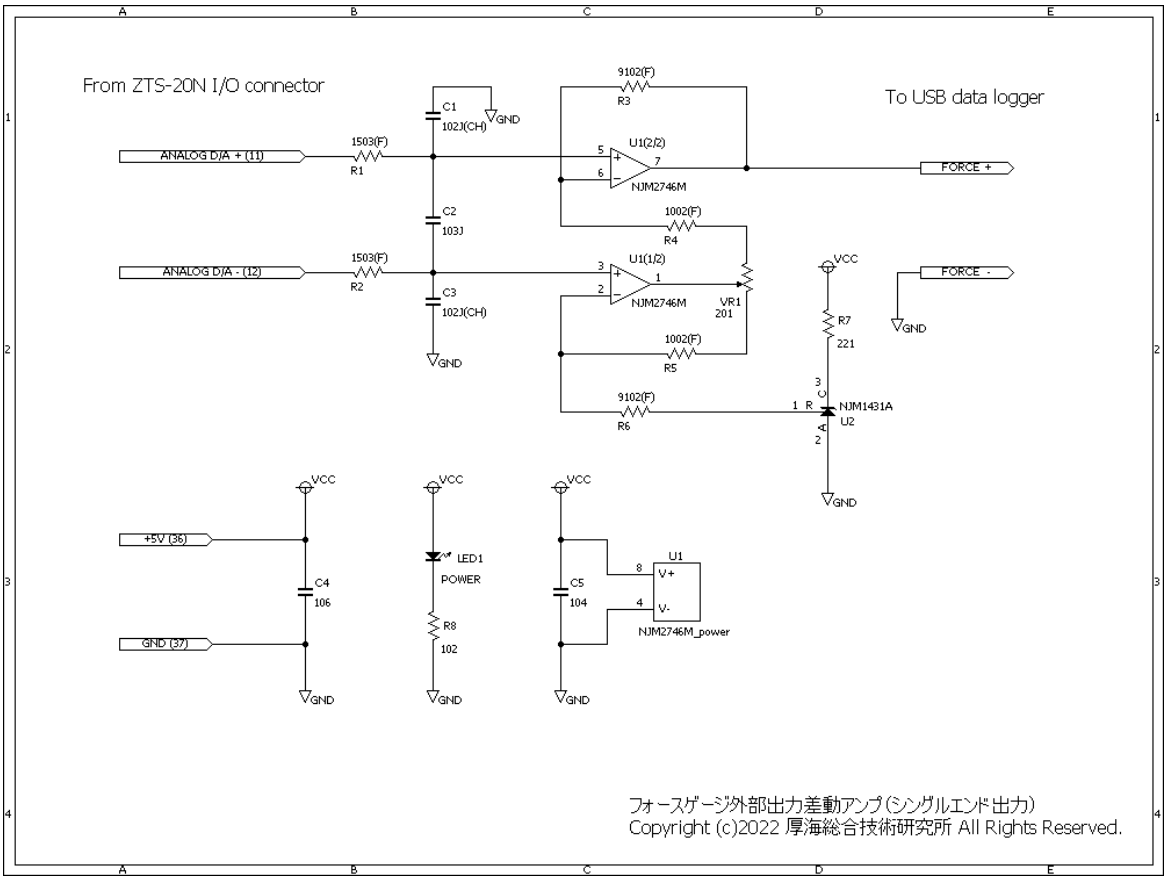
```
 85
 86   M_SLL24x2_DataOut                MACRO
 87           movlw        HIGH(ram_ch1_byte0)        ; FSR0 assign to ch1_LSB
 88           movwf        FSR0H
 89           movlw        LOW(ram_ch1_byte0)
 90           movwf        FSR0L
 91           lslf        INDF0, f                        ; purge '0' from LSB
 92           addfsr        0,1 ; FSR0 ++
 93           rlf                INDF0, f
 94           addfsr        0,1 ; FSR0 ++
 95           rlf                INDF0, f
 96           addfsr        0,1 ; FSR0 ++
 97           rlf                INDF0, f
 98           addfsr        0,1 ; FSR0 ++
 99           rlf                INDF0, f
100           addfsr        0,1 ; FSR0 ++
101           rlf                INDF0, f                ; Cy bit holds MSB shifted outs
102           BANKSEL LAT_COM
103           btfsc        STATUS,C
104           bsf        LAT_COM, PIN_O_DATA
105           btfss        STATUS,C
106           bcf        LAT_COM, PIN_O_DATA
107           ENDM
108
109
110   M_UpdateDataBit24x2ch        MACRO
111           BANKSEL        LAT_CKD
112           bsf                LAT_CKD, PIN_O_CKD ; CKD pulse rise
113           nop                                                ; busy wait 1[us]
114           nop
115           nop
116           nop
117           nop
118           nop
119           nop
120           nop
121           bcf                LAT_CKD, PIN_O_CKD ; CKD pulse fall
122
123           BANKSEL PORT_CH1
124           movlw        HIGH(ram_ch1_byte0)        ; FSR0 assign to ch1_LSB
125           movwf        FSR0H
126           movlw        LOW(ram_ch1_byte0)
127           movwf        FSR0L
128           lslf        INDF0, f
129           btfsc        PORT_CH1, PIN_I_CH1        ; test current data bit from HX711(ch1)
130           bsf                INDF0, 0
131           addfsr        0,1 ; FSR0 ++
132           rlf                INDF0, f
133           addfsr        0,1 ; FSR0 ++
134           rlf                INDF0, f
135           addfsr        0,1 ; FSR0 ++        ; now FSR0 assign to ch2_LSB
136           lslf        INDF0, f
137           btfsc        PORT_CH2, PIN_I_CH2        ; test current data bit from HX711(ch2)
138           bsf                INDF0, 0
139           addfsr        0,1 ; FSR0 ++
140           rlf                INDF0, f
141           addfsr        0,1 ; FSR0 ++
142           rlf                INDF0, f
143           ENDM
144
145   M_SetReg        MACRO        argRegAddr, argConstData
146           BANKSEL        argRegAddr
147           movlw        argConstData
148           movwf        argRegAddr
149           ENDM
150
151   M_WaitHost_CLK_Rise                MACRO
152           BANKSEL PORT_COM
153           btfss        PORT_COM, PIN_I_CLK
154           goto        $ - 1
155           ENDM
156
157   M_WaitHost_CLK_Fall                MACRO
158           BANKSEL PORT_COM
159           btfsc        PORT_COM, PIN_I_CLK
160           goto        $ - 1
161           ENDM
162
163   M_WaitHost_CLK_FallAndRise  MACRO
164           BANKSEL PORT_COM
165           btfsc        PORT_COM, PIN_I_CLK
166           goto        $ - 1
167           btfss        PORT_COM, PIN_I_CLK
168           goto        $ - 1
169           ENDM
170
171
172
173       ORG 0x0000
```

```
174   RES_VECT                            ; processor reset vector
175       GOTO    START                   ; go to beginning of program
176
177   ; TODO ADD INTERRUPTS HERE IF USED
178       nop
179       nop
180       nop
181
182       ORG 0x0004
183   MAIN_PROG                   ; let linker place main program
184
185   START
186           M_SetReg        PORTA,  INIT_PORTA
187           M_SetReg        LATA,   INIT_LATA
188           M_SetReg        ANSELA, INIT_ANSELA
189           M_SetReg        TRISA,  INIT_TRISA
190           M_SetReg        WPUA,   INIT_WPUA
191           M_SetReg        ODCONA, INIT_ODCONA
192           M_SetReg        INLVLA, INIT_INLVLA
193
194   adr_LoopFirst
195           BANKSEL        PORT_COM
196   adr_WaitFromHostTrigger                                ; wait Host trigger (rise CLK pin to 1)
197           clrwdt
198           btfss        PORT_COM, PIN_I_CLK
199           goto        adr_WaitFromHostTrigger
200   adr_StartSampling                                ; process must complete in 2[sec](WDT) from here...
201           BANKSEL        LAT_COM
202           bcf        LAT_COM, PIN_O_DEBUG                ; process started, now busy...
203
204           BANKSEL        PORT_CH1
205   adr_WaitSetupCh1
206           btfsc        PORT_CH1, PIN_I_CH1
207           goto        adr_WaitSetupCh1
208           BANKSEL        PORT_CH2
209   adr_WaitSetupCh2
210           btfsc        PORT_CH2, PIN_I_CH2
211           goto        adr_WaitSetupCh2
212
213           M_UpdateDataBit24x2ch        ; 1(MSB)
214           M_UpdateDataBit24x2ch        ; 2
215           M_UpdateDataBit24x2ch        ; 3
216           M_UpdateDataBit24x2ch        ; 4
217           M_UpdateDataBit24x2ch        ; 5
218           M_UpdateDataBit24x2ch        ; 6
219           M_UpdateDataBit24x2ch        ; 7
220           M_UpdateDataBit24x2ch        ; 8
221
222           M_UpdateDataBit24x2ch        ; 1
223           M_UpdateDataBit24x2ch        ; 2
224           M_UpdateDataBit24x2ch        ; 3
225           M_UpdateDataBit24x2ch        ; 4
226           M_UpdateDataBit24x2ch        ; 5
227           M_UpdateDataBit24x2ch        ; 6
228           M_UpdateDataBit24x2ch        ; 7
229           M_UpdateDataBit24x2ch        ; 8
230
231           M_UpdateDataBit24x2ch        ; 1
232           M_UpdateDataBit24x2ch        ; 2
233           M_UpdateDataBit24x2ch        ; 3
234           M_UpdateDataBit24x2ch        ; 4
235           M_UpdateDataBit24x2ch        ; 5
236           M_UpdateDataBit24x2ch        ; 6
237           M_UpdateDataBit24x2ch        ; 7
238           M_UpdateDataBit24x2ch        ; 8(LSB)
239
240           ; 25th pulse (select chA , gain=128)
241           BANKSEL        LATA
242           bsf                LATA, PIN_O_CKD ; CKD pulse rise
243           nop                                                ; busy wait 1[us]
244           nop
245           nop
246           nop
247           nop
248           nop
249           nop
250           nop
251           bcf                LATA, PIN_O_CKD ; CKD pulse fall
252           nop
253
254           bcf        LAT_COM, PIN_O_DATA        ; ready for send to HOST (notice by clear DATA pin)
255
256           M_WaitHost_CLK_Fall
257
258   adr_SetupMSB                                ; now HOST receive ready
259   adr_SendToHost_Ch2
260           M_SLL24x2_DataOut                ; first MSBit Setup
261           M_WaitHost_CLK_Rise                ; HOST received MSB, request next bit
262
```

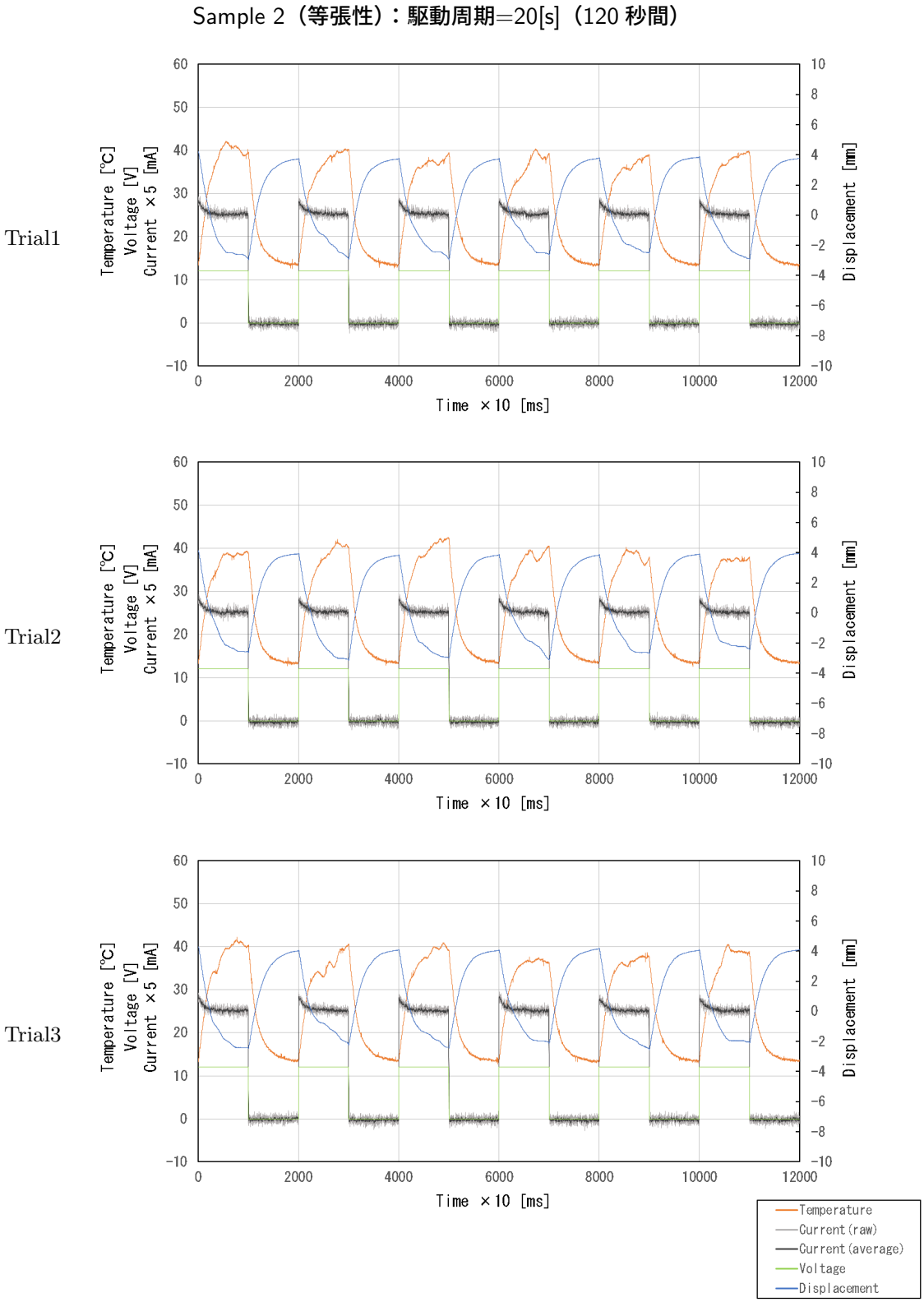
```
263         M_SLL24x2_DataOut               ; 2
264         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
265
266         M_SLL24x2_DataOut               ; 3
267         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
268
269         M_SLL24x2_DataOut               ; 4
270         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
271
272         M_SLL24x2_DataOut               ; 5
273         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
274
275         M_SLL24x2_DataOut               ; 6
276         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
277
278         M_SLL24x2_DataOut               ; 7
279         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
280
281         M_SLL24x2_DataOut               ; 8
282         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
283
284         M_SLL24x2_DataOut               ; 9
285         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
286
287         M_SLL24x2_DataOut               ; 10
288         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
289
290         M_SLL24x2_DataOut               ; 11
291         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
292
293         M_SLL24x2_DataOut               ; 12
294         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
295
296         M_SLL24x2_DataOut               ; 13
297         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
298
299         M_SLL24x2_DataOut               ; 14
300         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
301
302         M_SLL24x2_DataOut               ; 15
303         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
304
305         M_SLL24x2_DataOut               ; 16
306         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
307
308         M_SLL24x2_DataOut               ; 17
309         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
310
311         M_SLL24x2_DataOut               ; 18
312         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
313
314         M_SLL24x2_DataOut               ; 19
315         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
316
317         M_SLL24x2_DataOut               ; 20
318         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
319
320         M_SLL24x2_DataOut               ; 21
321         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
322
323         M_SLL24x2_DataOut               ; 22
324         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
325
326         M_SLL24x2_DataOut               ; 23
327         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
328
329         M_SLL24x2_DataOut               ; 24
330         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
331
332 adr_SendToHost_Ch1
333         M_SLL24x2_DataOut               ; first MSBit Setup
334 ;        M_WaitHost_CLK_Rise               ; HOST received MSB, request next bit
335         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
336
337         M_SLL24x2_DataOut               ; 2
338         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
339
340         M_SLL24x2_DataOut               ; 3
341         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
342
343         M_SLL24x2_DataOut               ; 4
344         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
345
346         M_SLL24x2_DataOut               ; 5
347         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
348
349         M_SLL24x2_DataOut               ; 6
350         M_WaitHost_CLK_FallAndRise
351
```

```
352          M_SLL24x2_DataOut                ; 7
353          M_WaitHost_CLK_FallAndRise
354
355          M_SLL24x2_DataOut                ; 8
356          M_WaitHost_CLK_FallAndRise
357
358          M_SLL24x2_DataOut                ; 9
359          M_WaitHost_CLK_FallAndRise
360
361          M_SLL24x2_DataOut                ; 10
362          M_WaitHost_CLK_FallAndRise
363
364          M_SLL24x2_DataOut                ; 11
365          M_WaitHost_CLK_FallAndRise
366
367          M_SLL24x2_DataOut                ; 12
368          M_WaitHost_CLK_FallAndRise
369
370          M_SLL24x2_DataOut                ; 13
371          M_WaitHost_CLK_FallAndRise
372
373          M_SLL24x2_DataOut                ; 14
374          M_WaitHost_CLK_FallAndRise
375
376          M_SLL24x2_DataOut                ; 15
377          M_WaitHost_CLK_FallAndRise
378
379          M_SLL24x2_DataOut                ; 16
380          M_WaitHost_CLK_FallAndRise
381
382          M_SLL24x2_DataOut                ; 17
383          M_WaitHost_CLK_FallAndRise
384
385          M_SLL24x2_DataOut                ; 18
386          M_WaitHost_CLK_FallAndRise
387
388          M_SLL24x2_DataOut                ; 19
389          M_WaitHost_CLK_FallAndRise
390
391          M_SLL24x2_DataOut                ; 20
392          M_WaitHost_CLK_FallAndRise
393
394          M_SLL24x2_DataOut                ; 21
395          M_WaitHost_CLK_FallAndRise
396
397          M_SLL24x2_DataOut                ; 22
398          M_WaitHost_CLK_FallAndRise
399
400          M_SLL24x2_DataOut                ; 23
401          M_WaitHost_CLK_FallAndRise
402
403          M_SLL24x2_DataOut                ; 24
404          M_WaitHost_CLK_FallAndRise
405
406          BANKSEL        LATA
407          bsf        LAT_COM, PIN_O_DATA        ; all data send complete
408          bsf        LAT_COM, PIN_O_DEBUG        ; proc complete, now idle
409          M_WaitHost_CLK_Fall                ; now wait for HOST to initial state
410
411          clrf        PCLATH
412          goto        adr_LoopFirst
413
414  ;        clrf        PCLATH
415          goto        START
416  ;    GOTO $                          ; loop forever
417
418      END
419
420
```

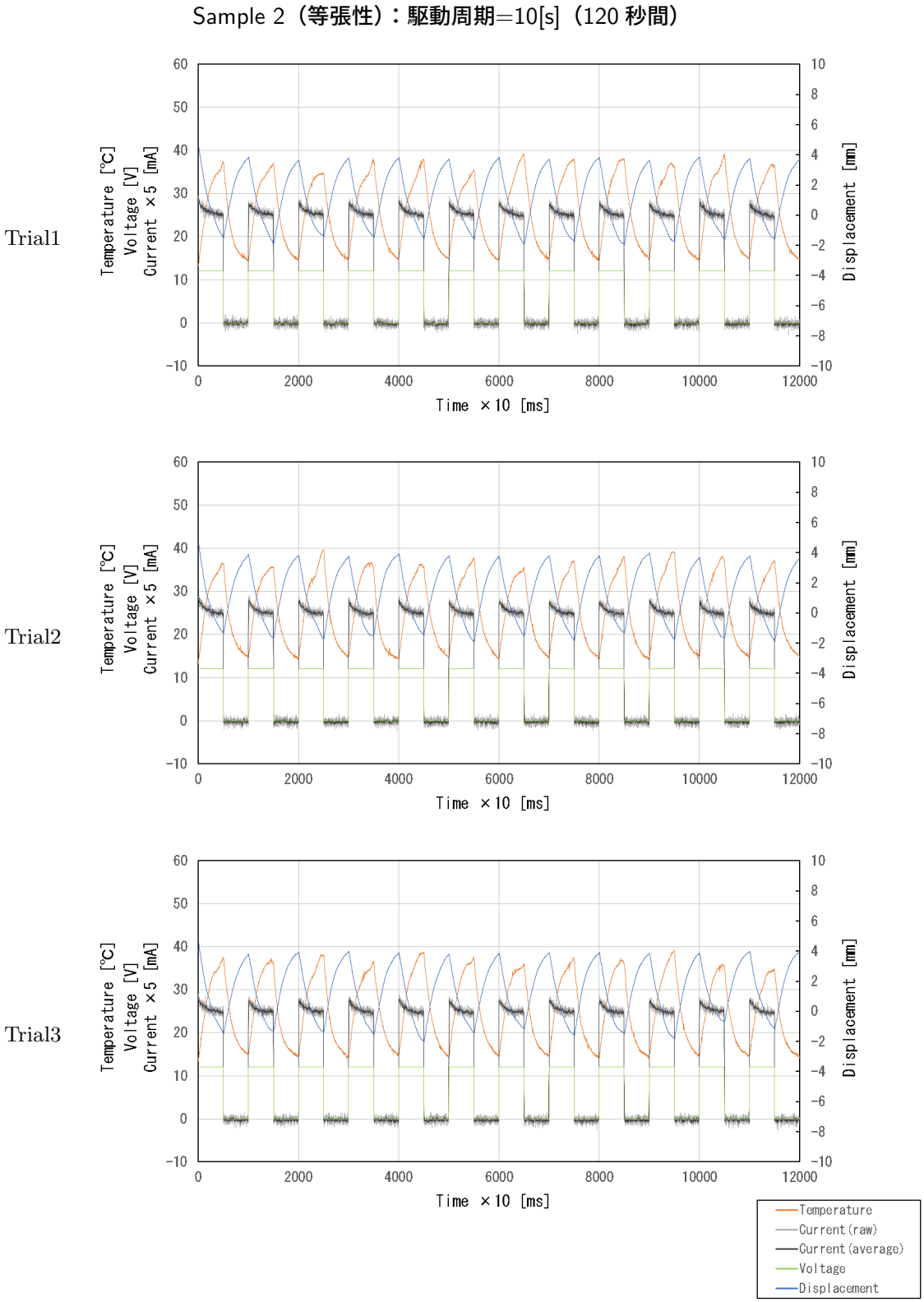
C　フォースゲージ外部出力アンプ（差動-シングルエンド変換）回路図



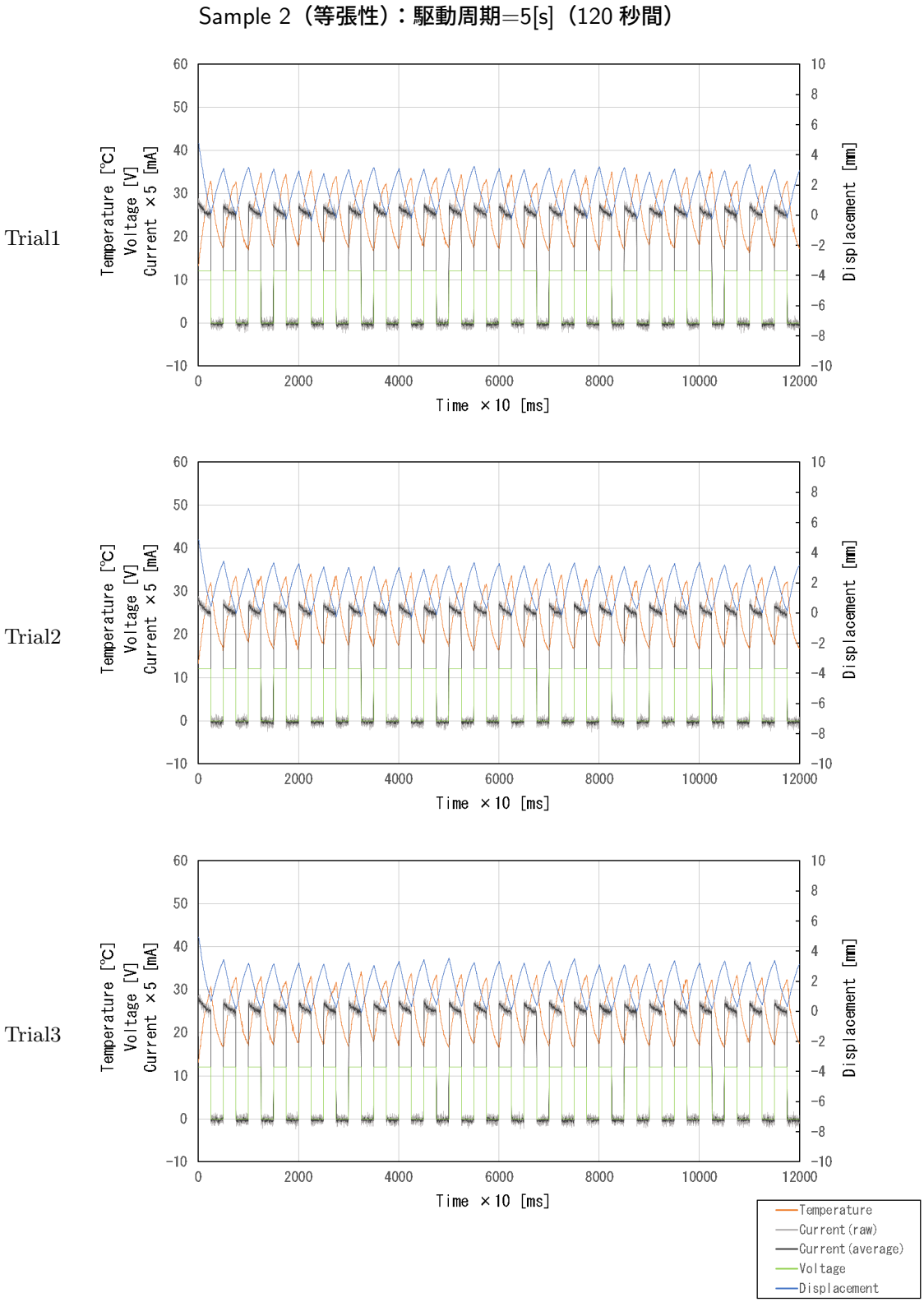
D　導電糸アクチュエータの基本特性測定結果



D.1 All measurement values under isotonic condition of sample 2 （1 of 3）.

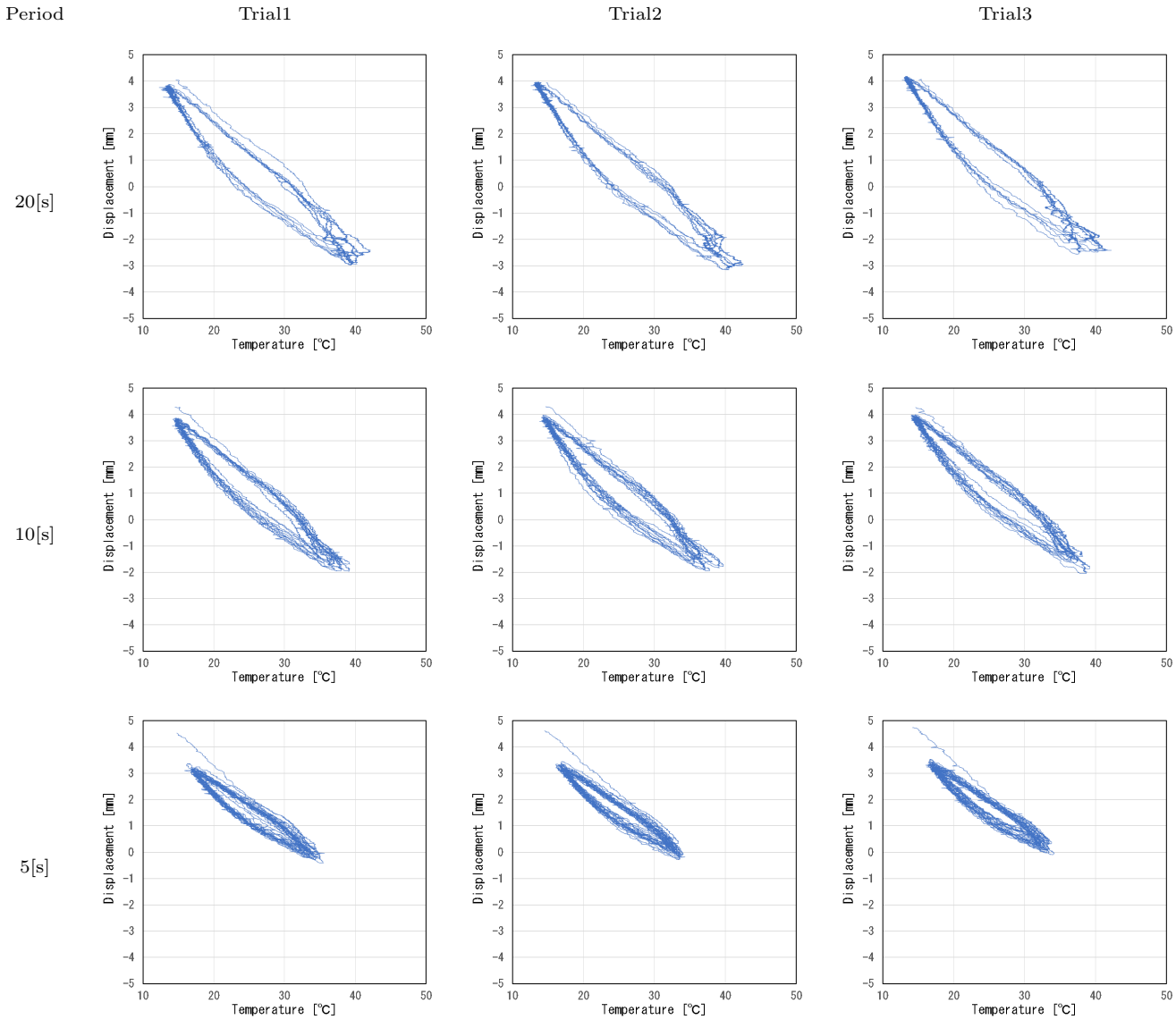


D.2 All measurement values under isotonic condition of sample 2 （2 of 3）.



D.3 All measurement values under isotonic condition of sample 2 （3 of 3）.

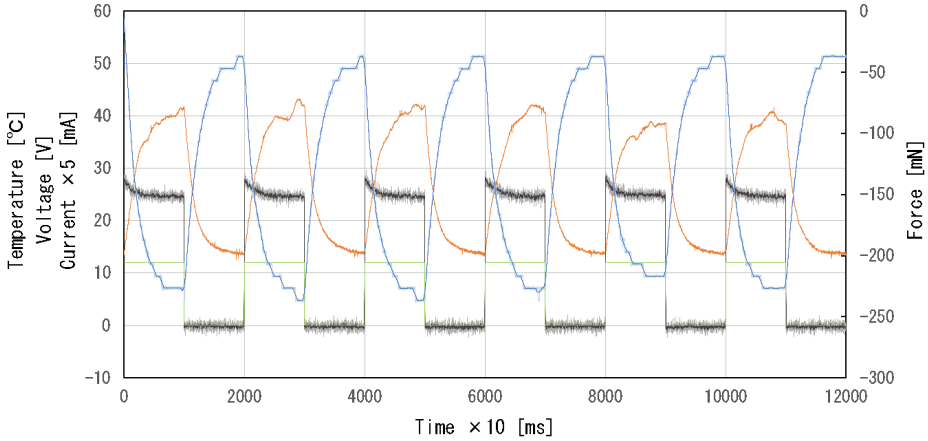
Sample 2（等張性）：変位-温度特性



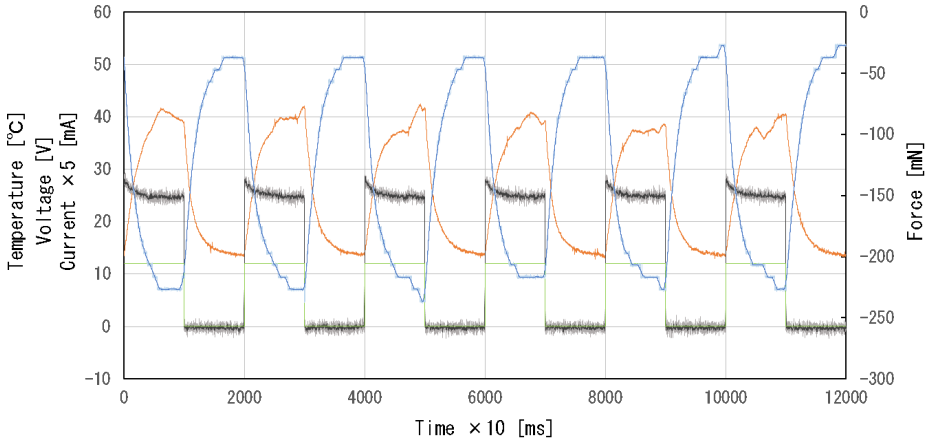
D.4 Displacement vs Heating temperature characteristics.

Sample 2（等尺性）：駆動周期=20[s]（120 秒間）

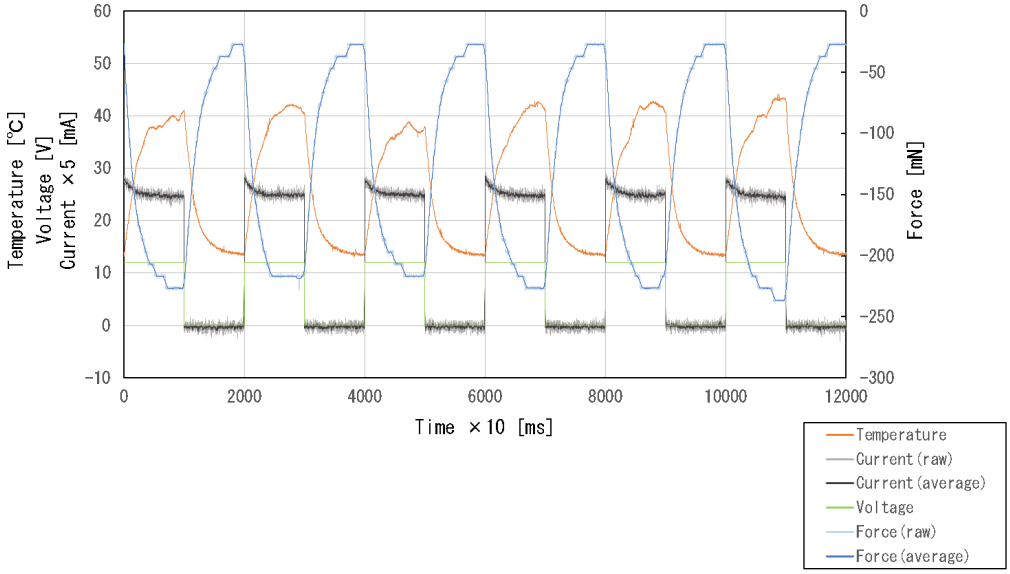
Trial1



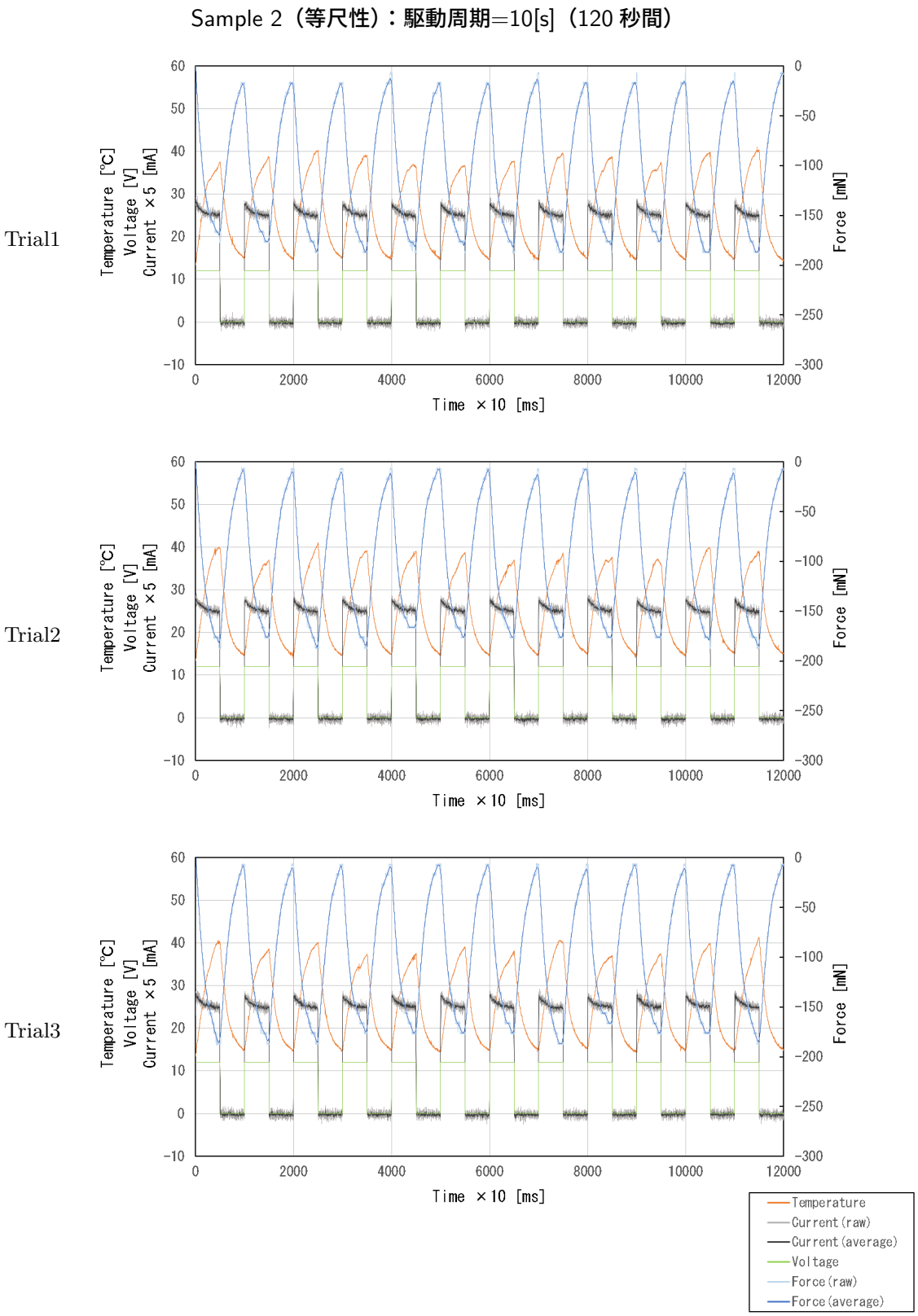
Trial2



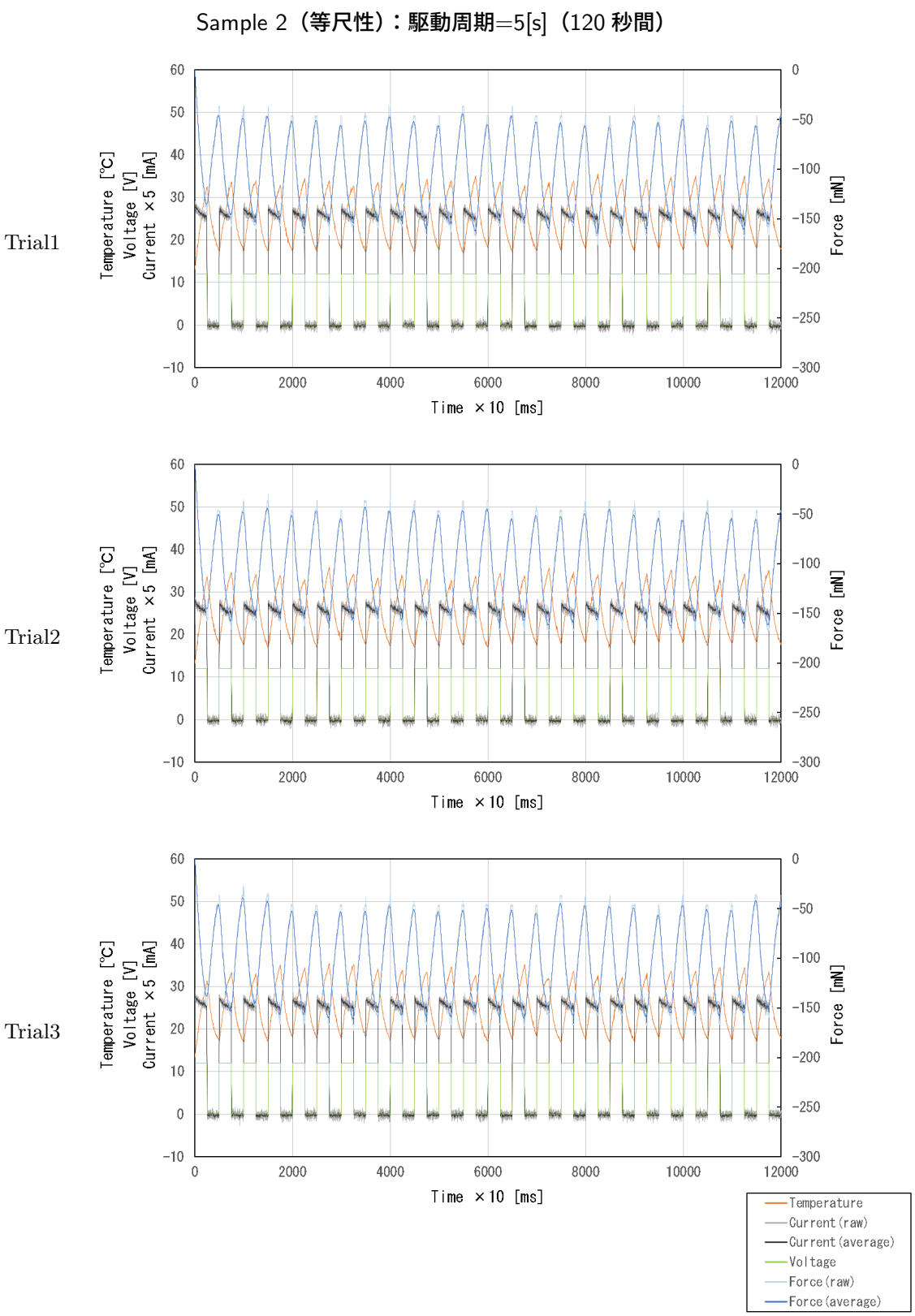
Trial3



D.5 All measurement values under isometric condition of sample 2 （1 of 3）.

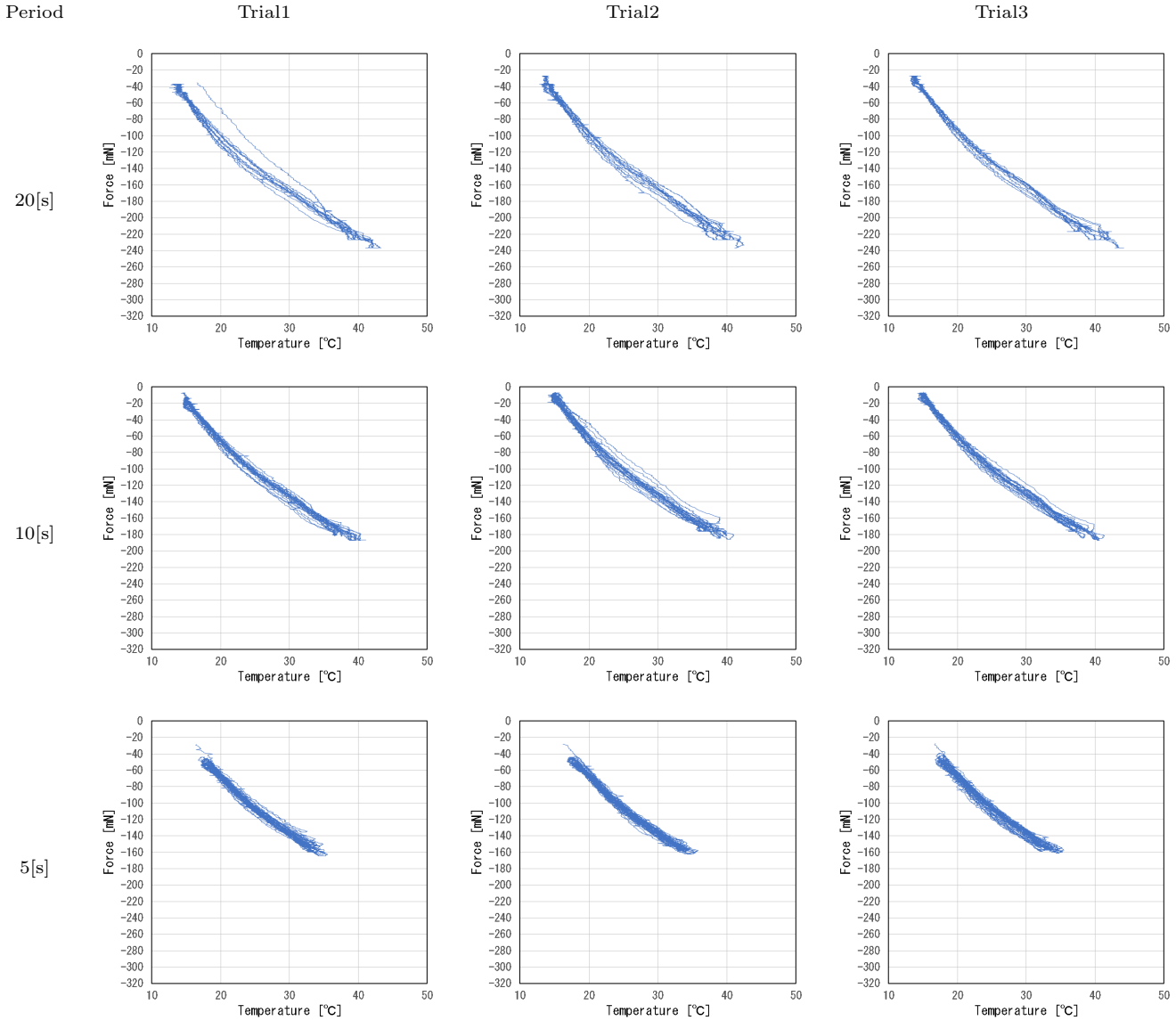


D.6 All measurement values under isometric condition of sample 2 （2 of 3）.

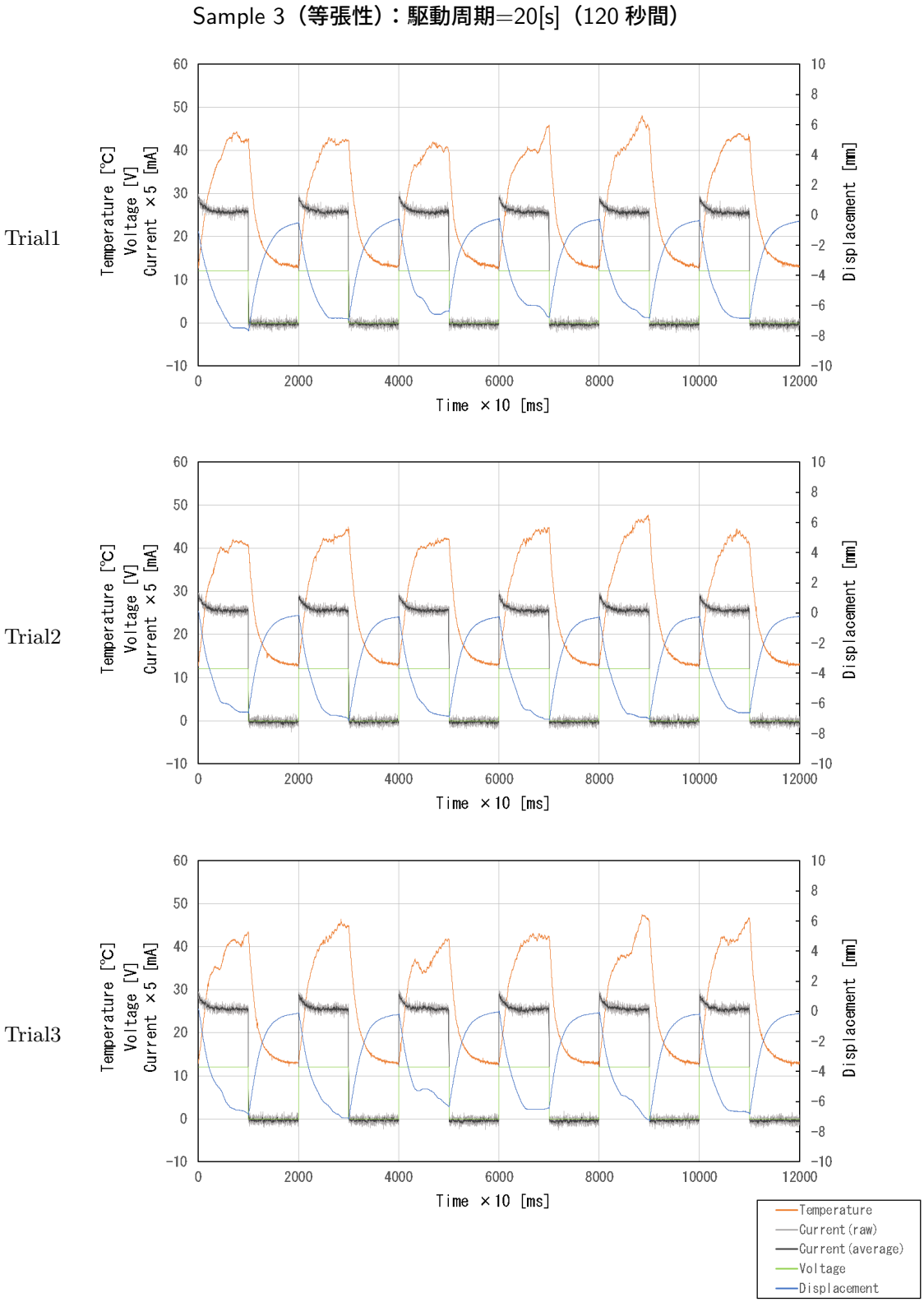


D.7 All measurement values under isometric condition of sample 2 （3 of 3）.

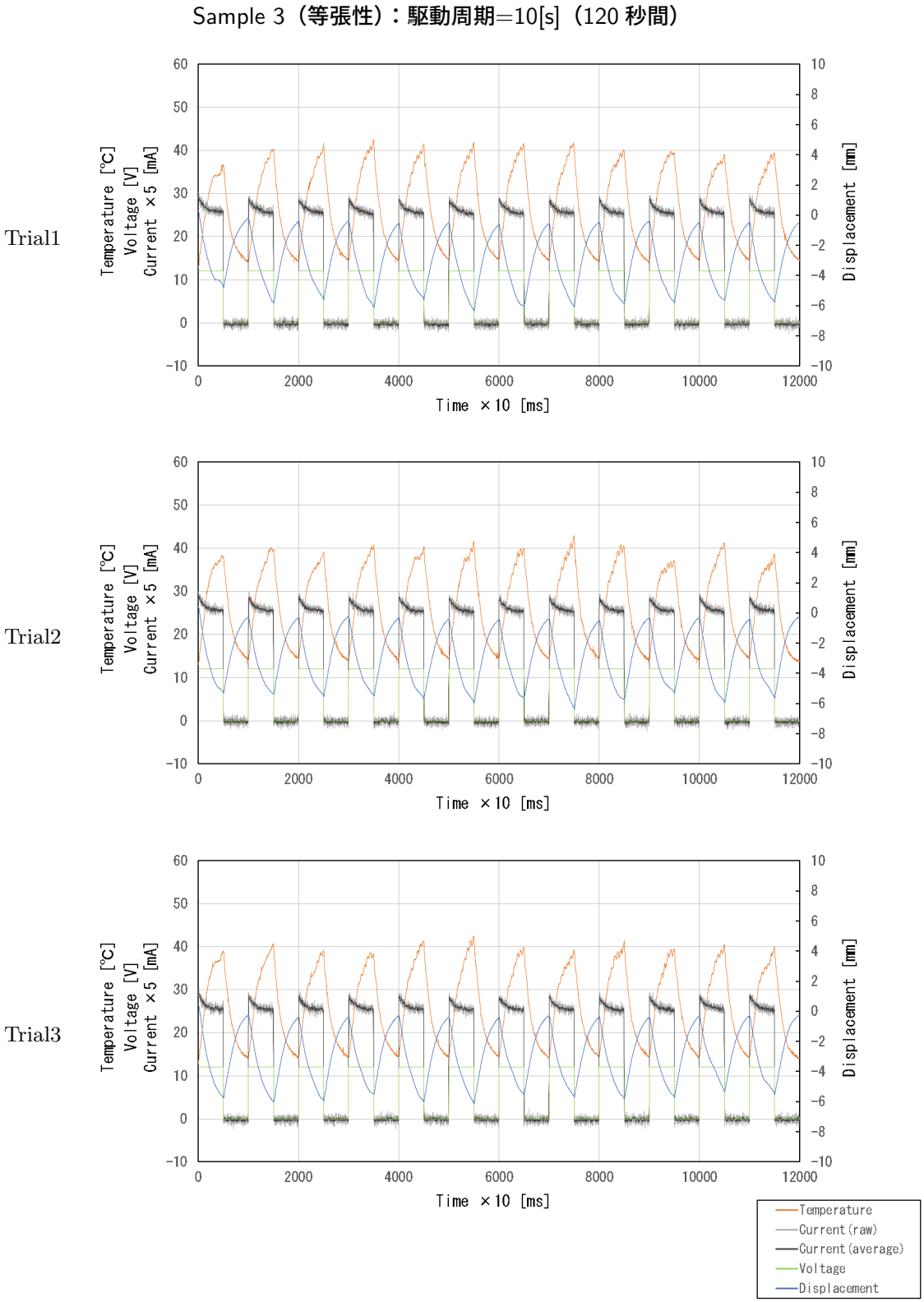
Sample 2（等尺性）：力-温度特性



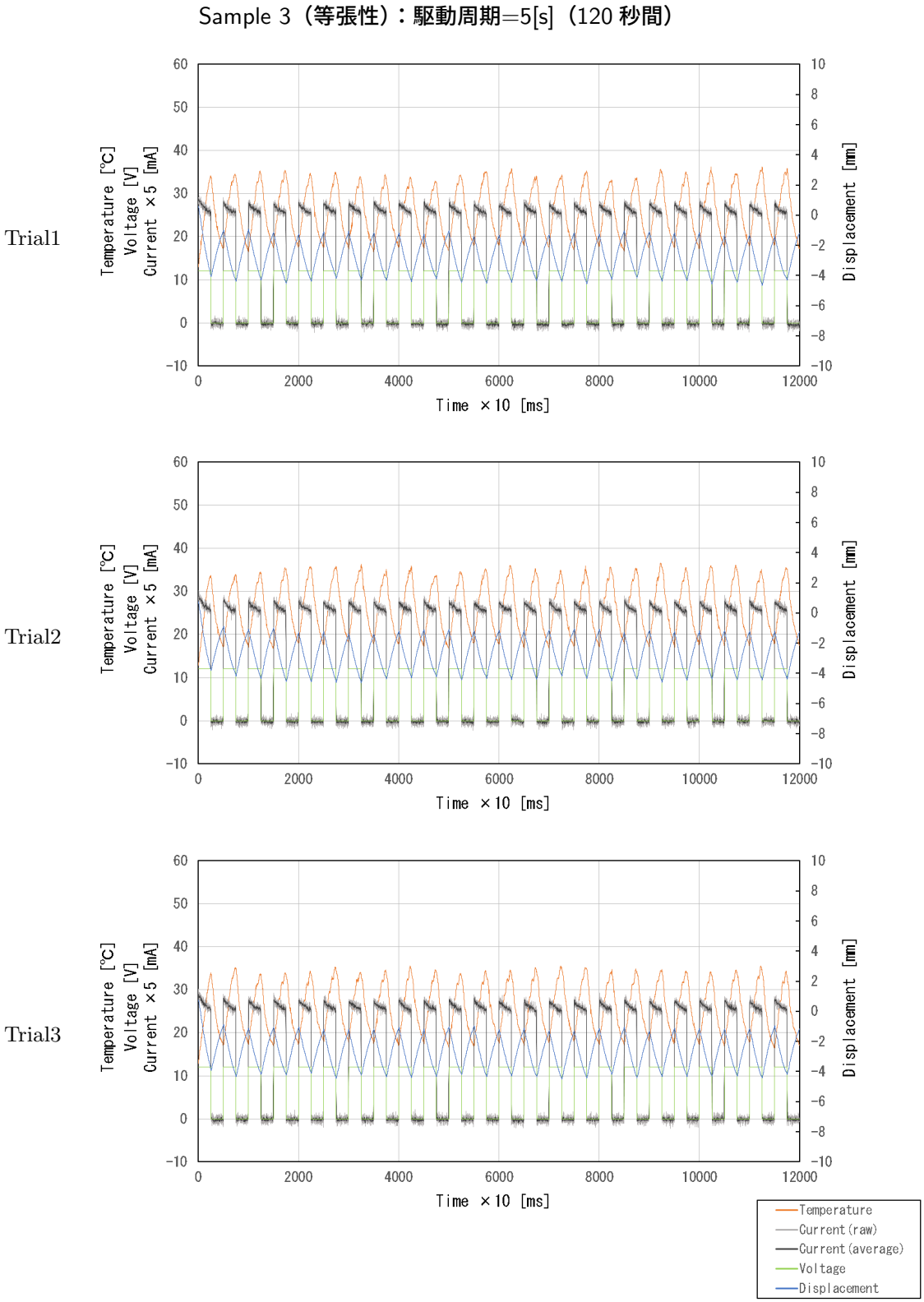
D.8 Force vs Heating temperature characteristics.



D.9 All measurement values under isotonic condition of sample 3 （1 of 3）.

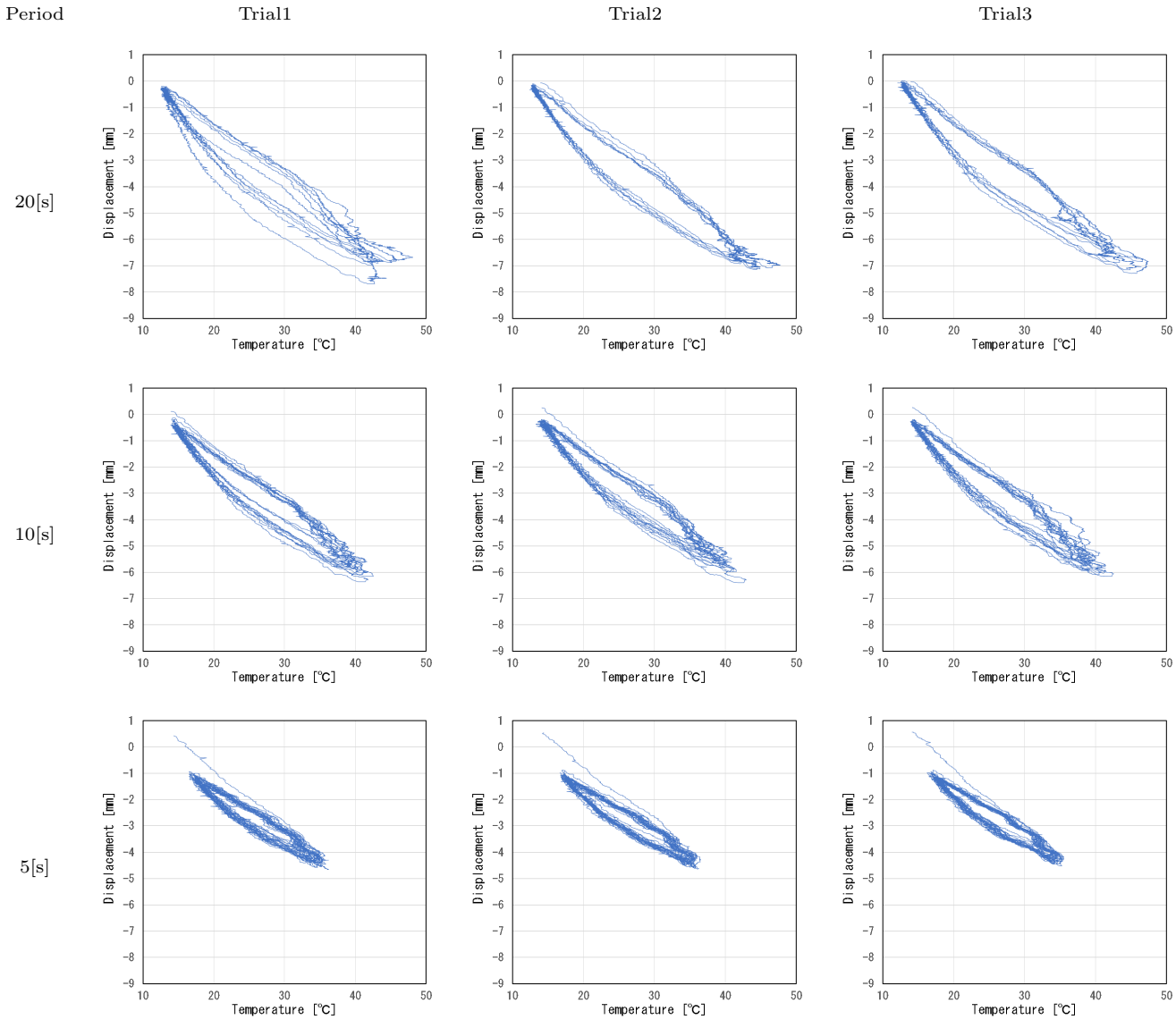


D.10 All measurement values under isotonic condition of sample 3 （2 of 3）.



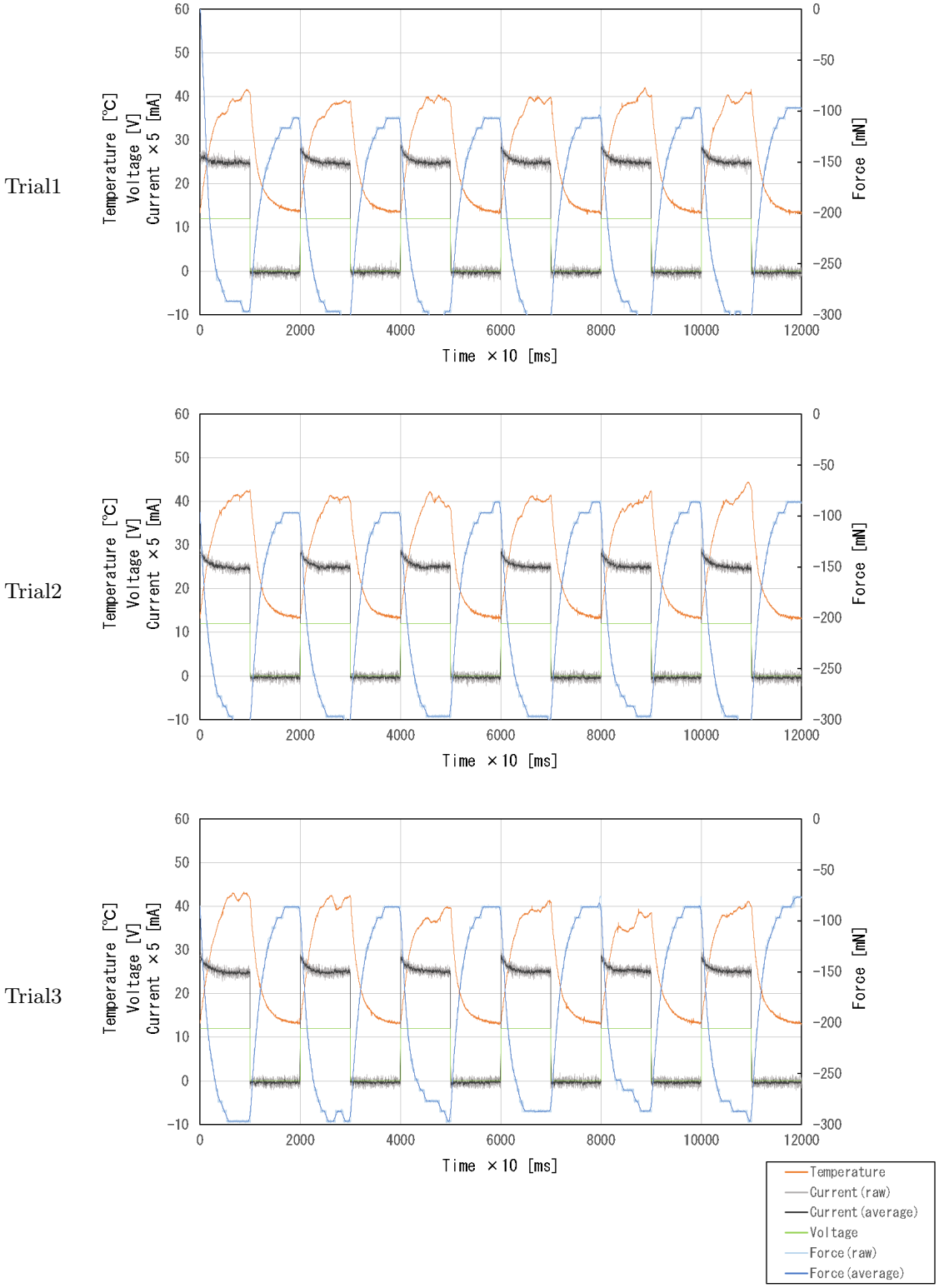
D.11 All measurement values under isotonic condition of sample 3 （3 of 3）.

Sample 3（等張性）：変位-温度特性

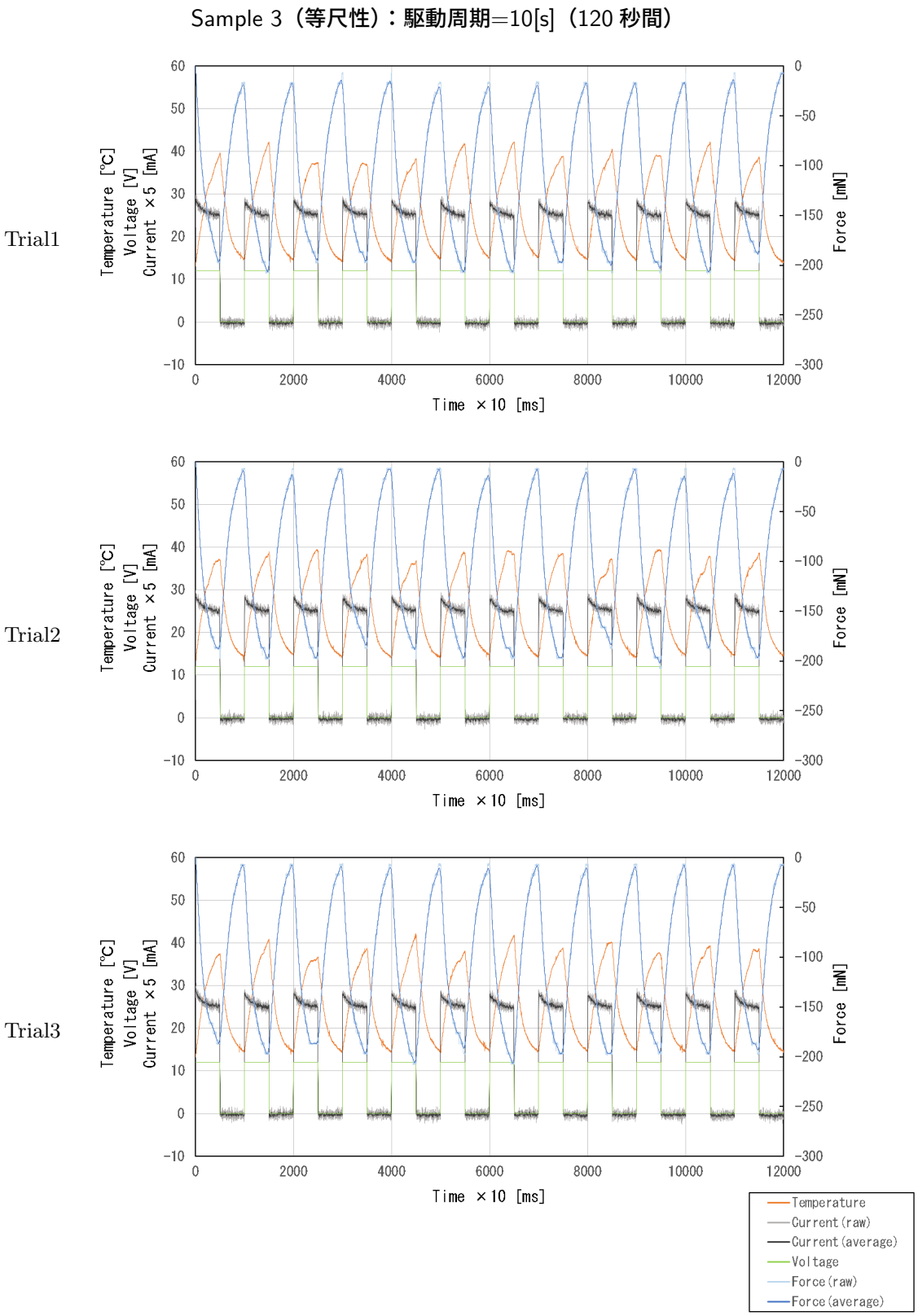


D.12 Displacement vs Heating temperature characteristics.

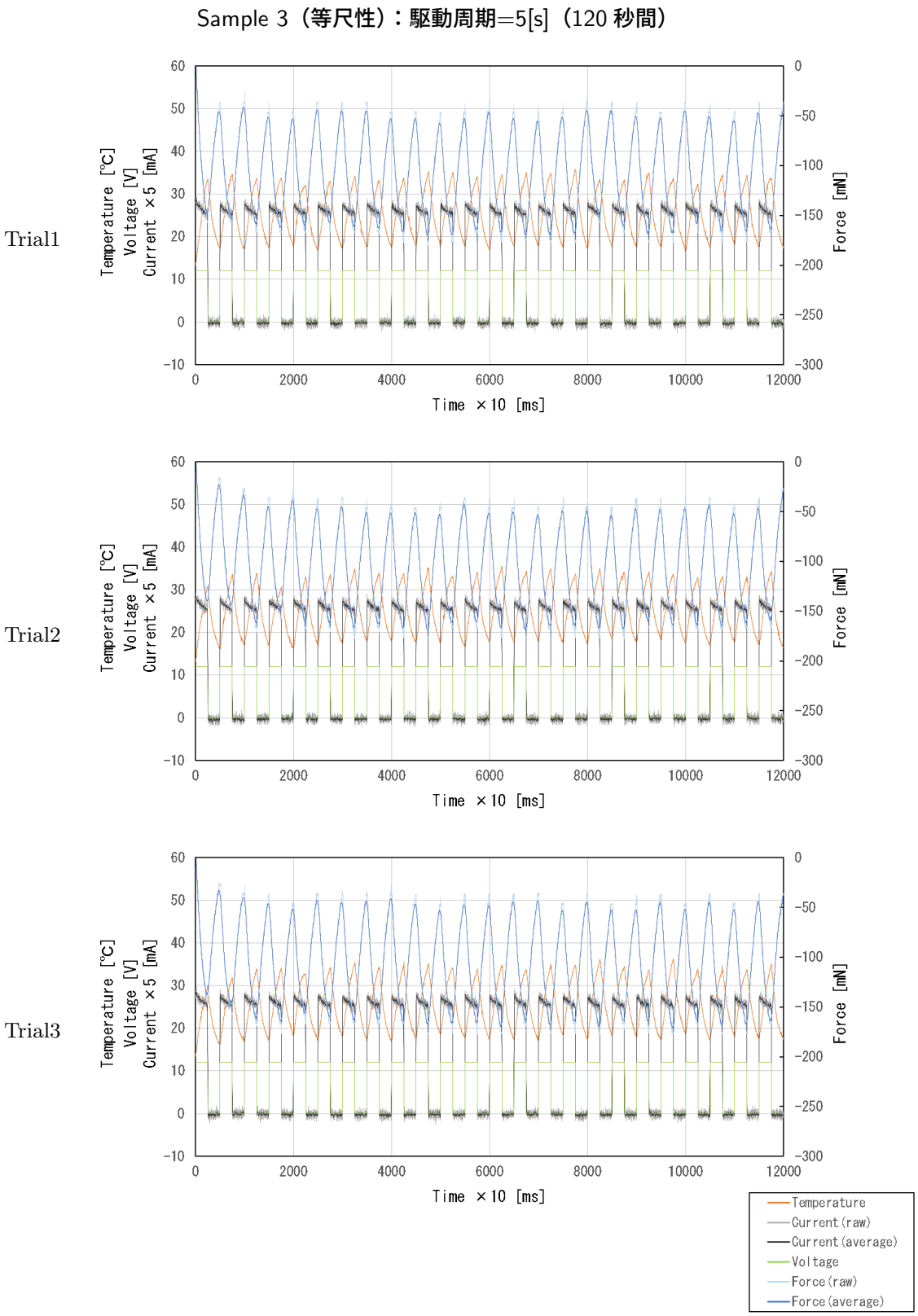
Sample 3（等尺性）：駆動周期=20[s]（120 秒間）



D.13 All measurement values under isometric condition of sample 3 （1 of 3）.

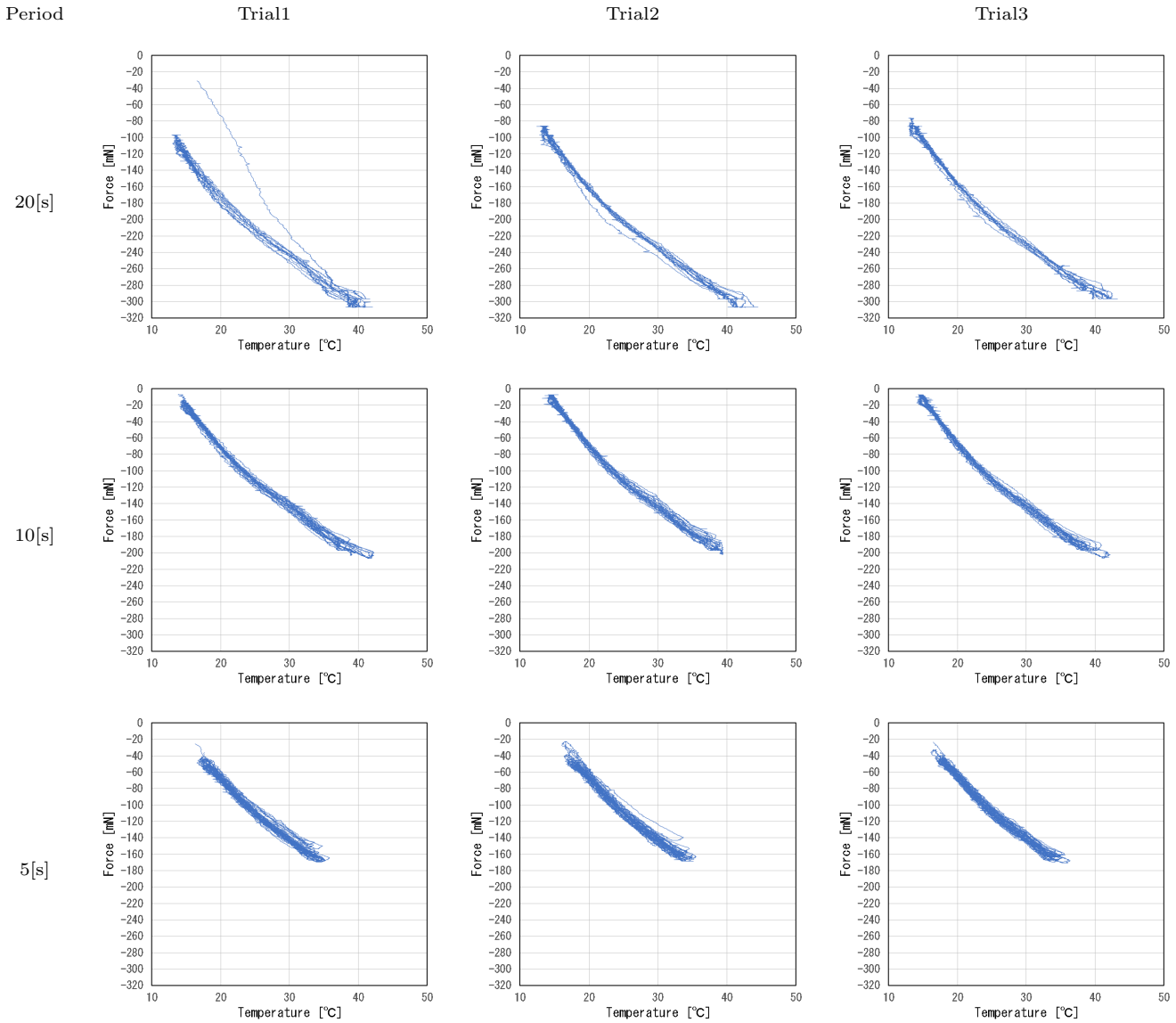


D.14 All measurement values under isometric condition of sample 3 （2 of 3）.



D.15 All measurement values under isometric condition of sample 3 （3 of 3）.

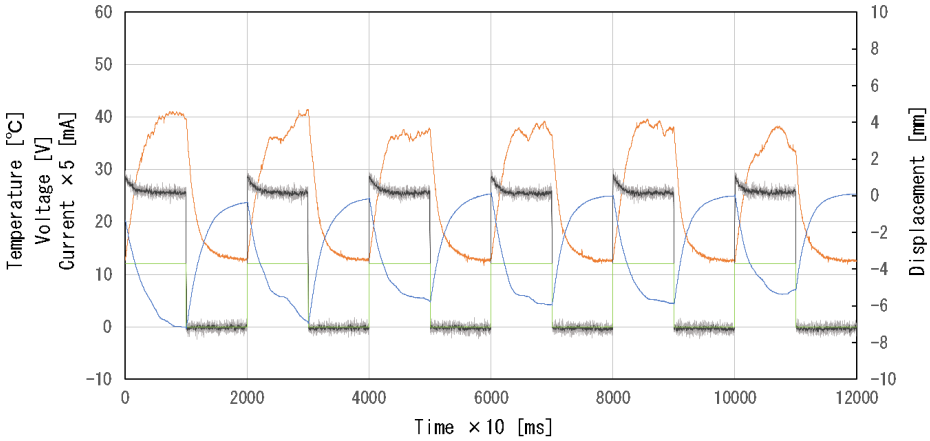
Sample 3（等尺性）：力-温度特性



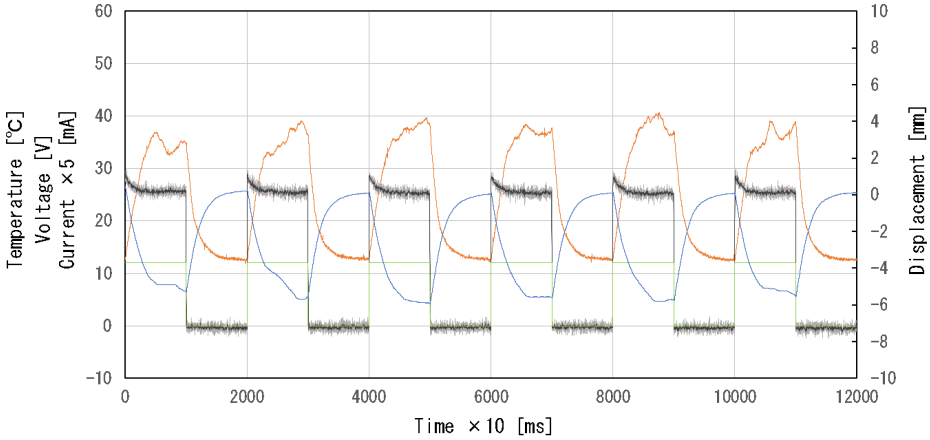
D.16 Force vs Heating temperature characteristics.

Sample 4（等張性）：駆動周期=20[s]（120 秒間）

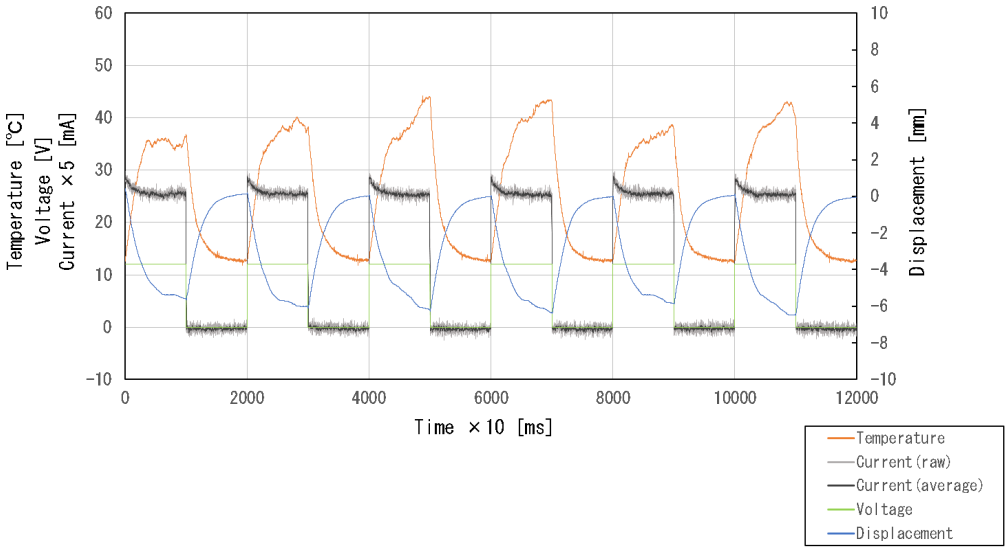
Trial1



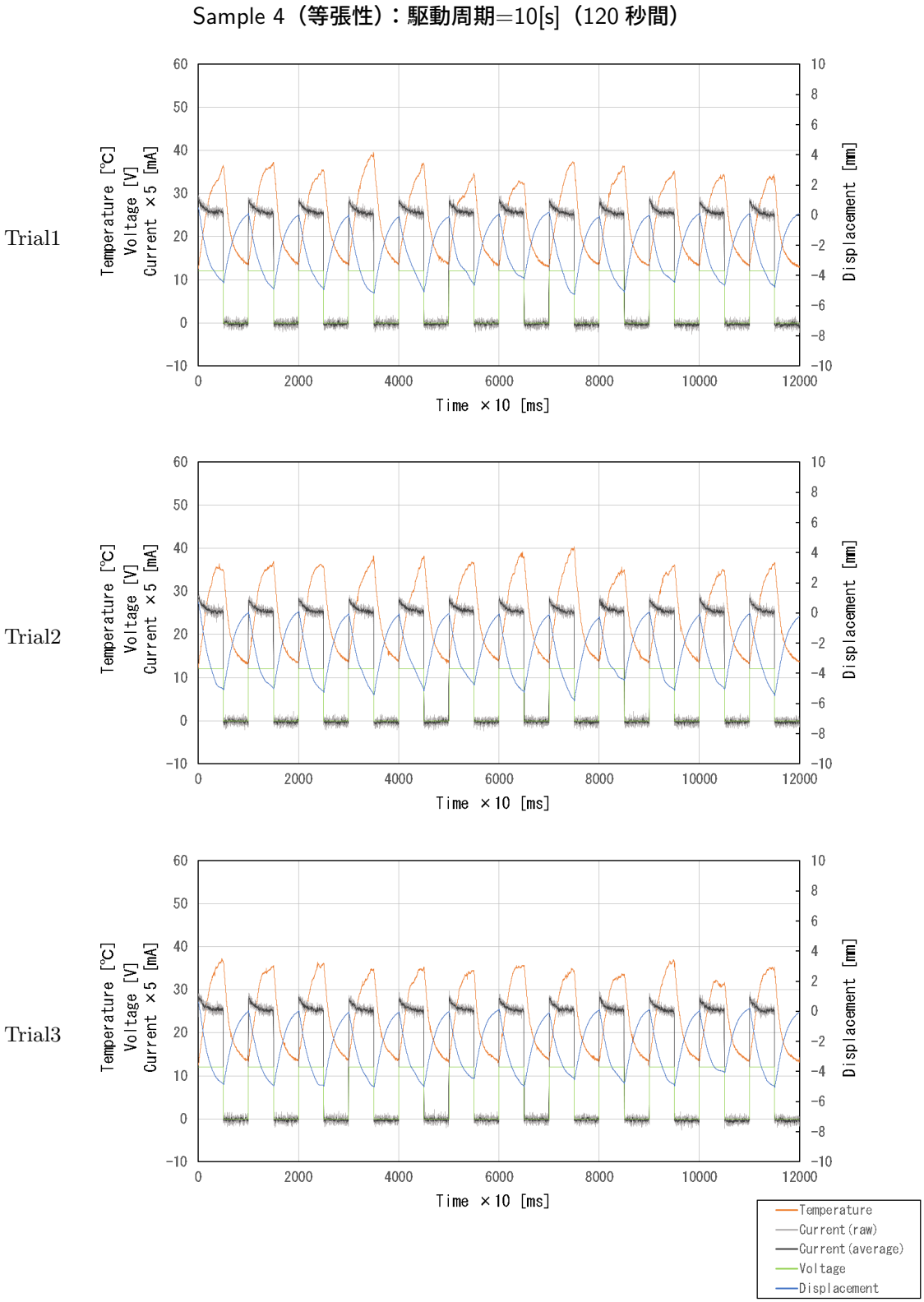
Trial2



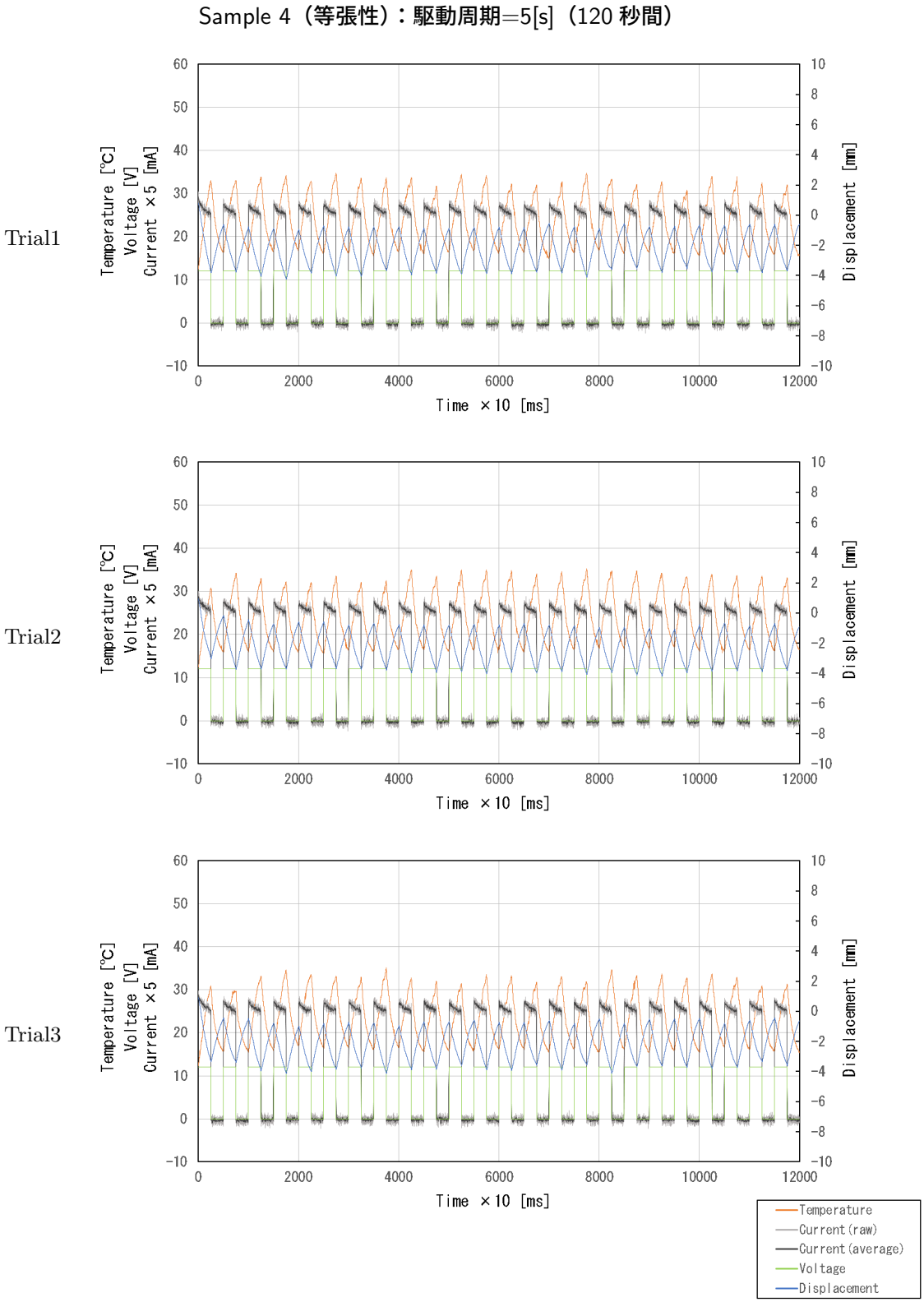
Trial3



D.17 All measurement values under isotonic condition of sample 4 （1 of 3）.

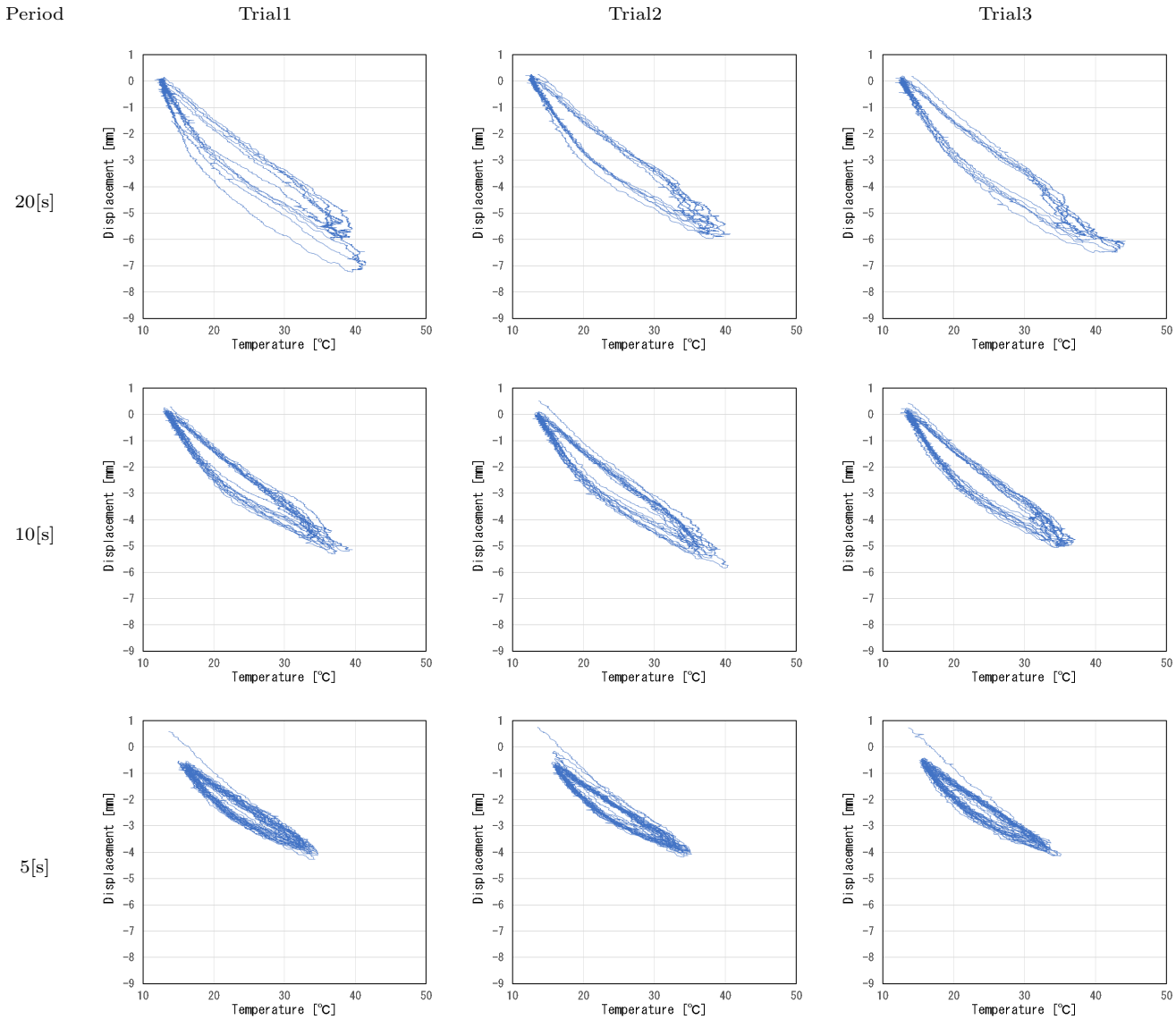


D.18 All measurement values under isotonic condition of sample 4 （2 of 3）.

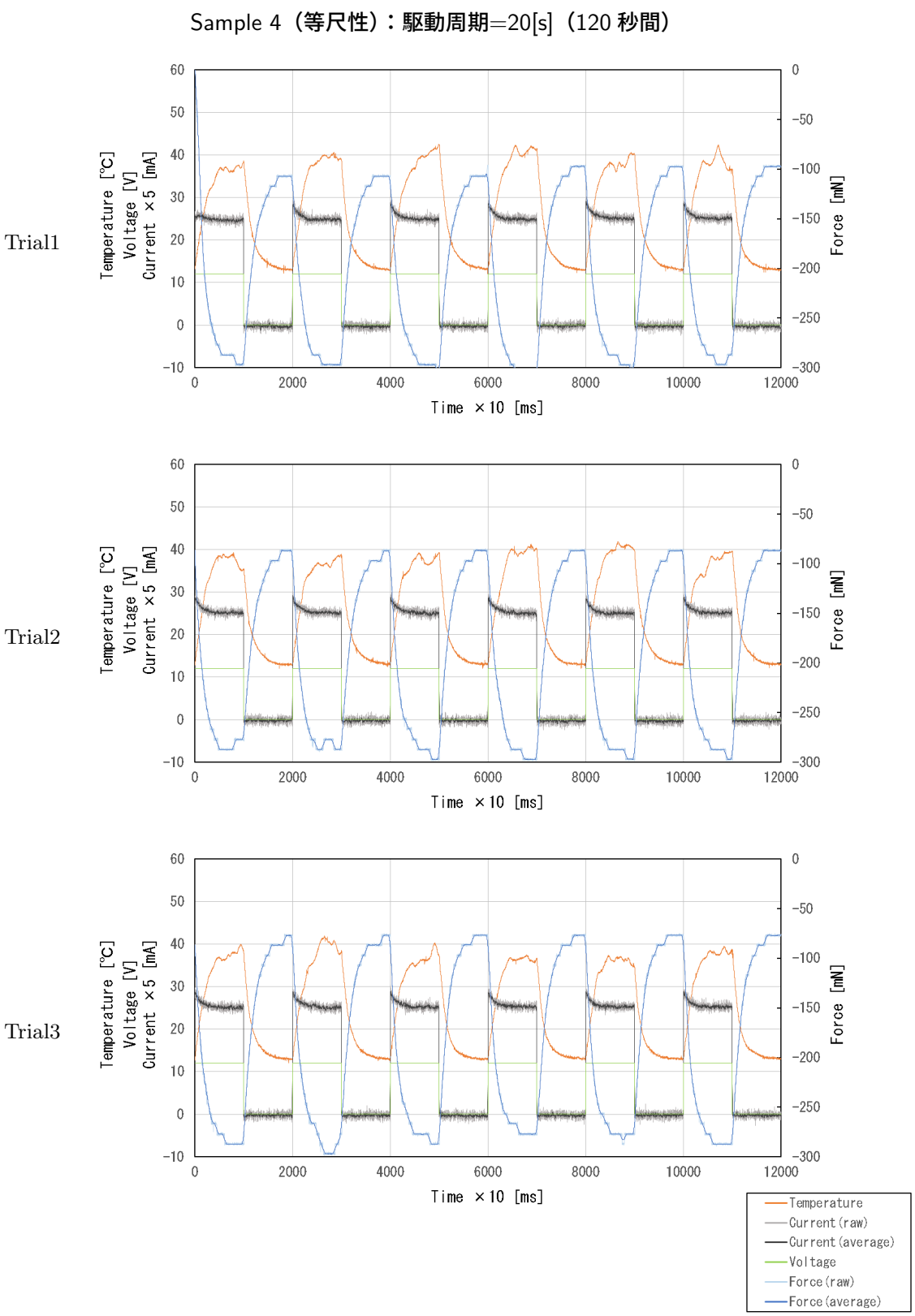


D.19 All measurement values under isotonic condition of sample 4 （3 of 3）.

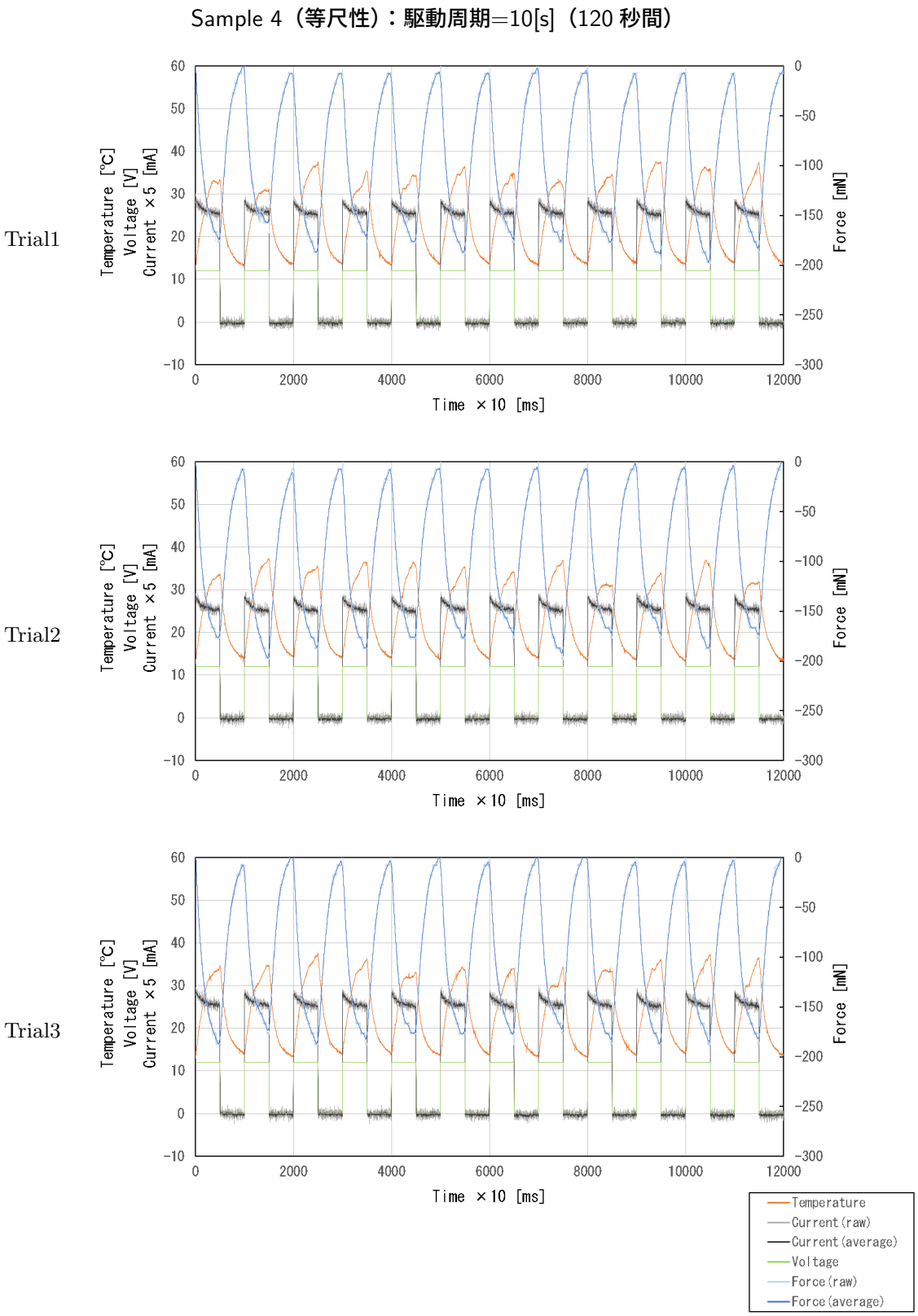
Sample 4（等張性）：変位-温度特性



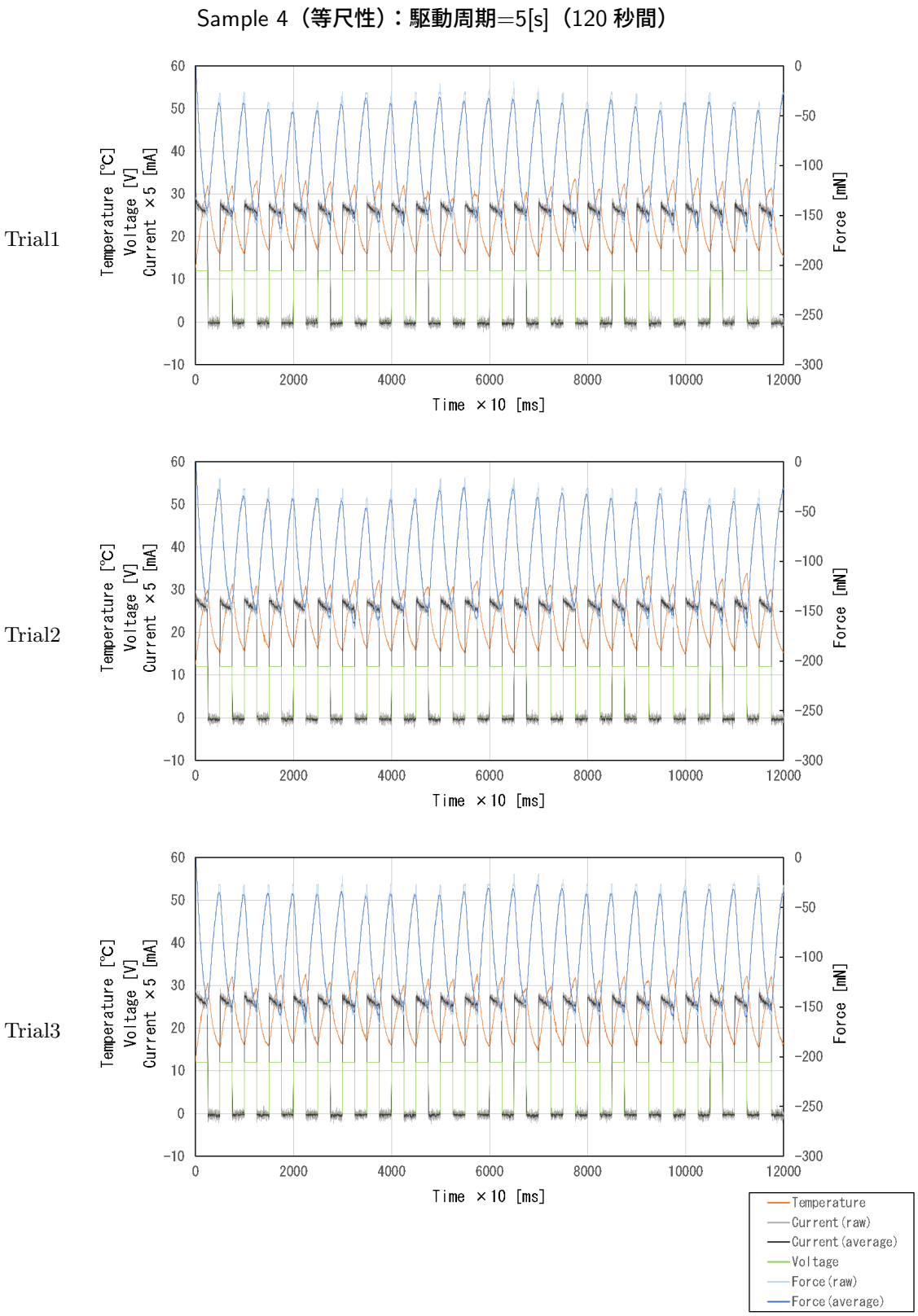
D.20 Displacement vs Heating temperature characteristics.



D.21 All measurement values under isometric condition of sample 4 （1 of 3）.

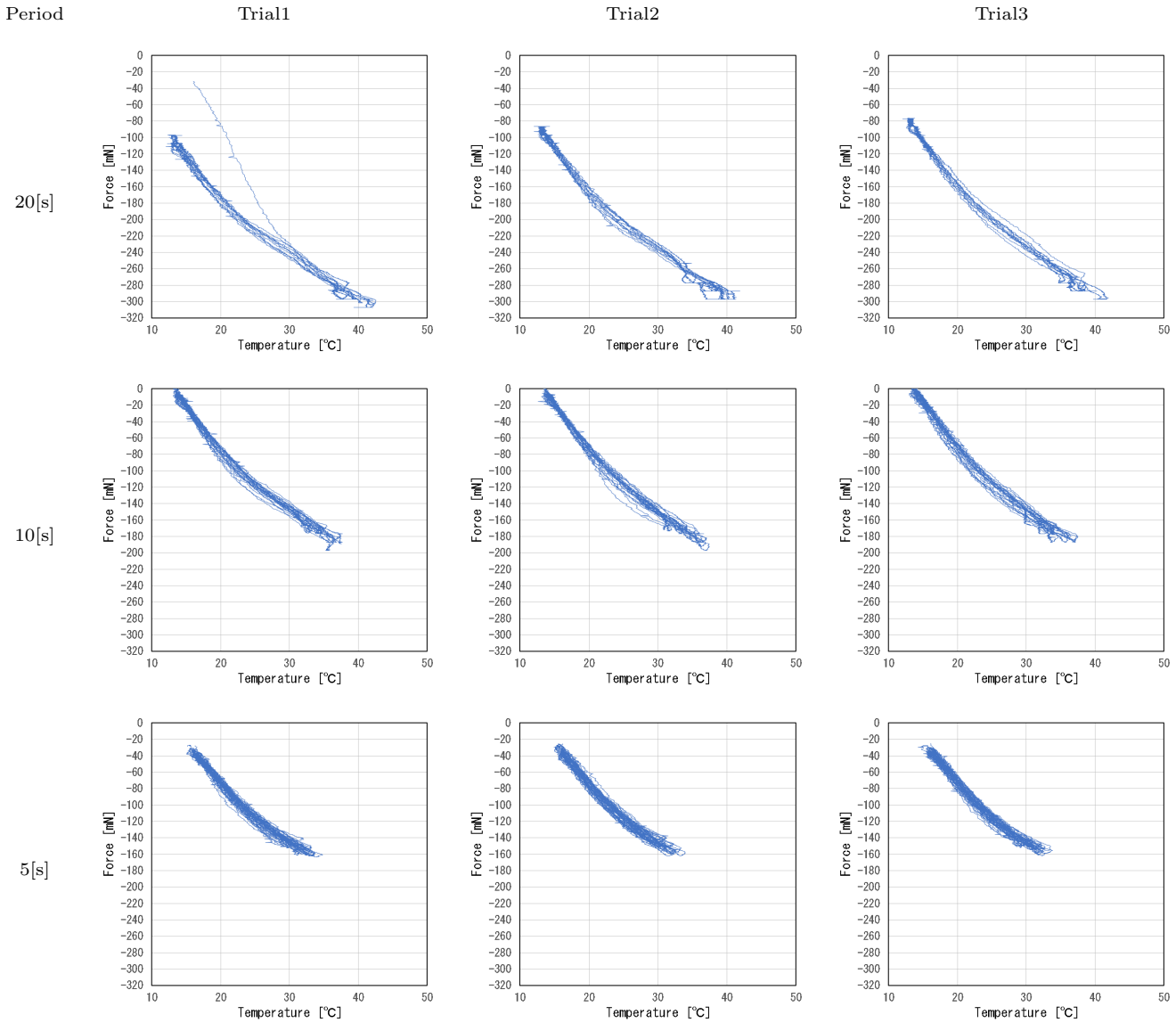


D.22 All measurement values under isometric condition of sample 4 （2 of 3）.

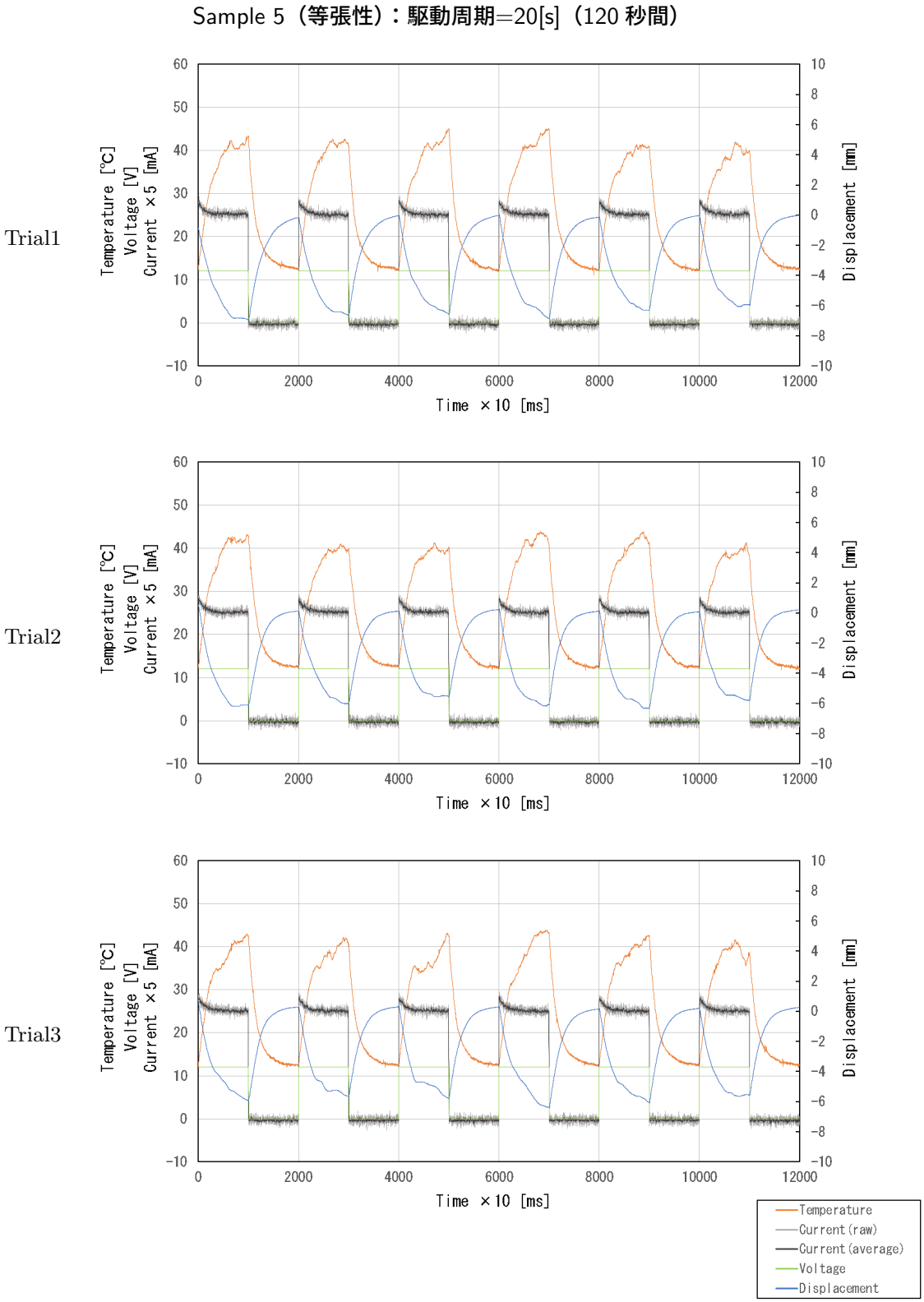


D.23 All measurement values under isometric condition of sample 4 （3 of 3）.

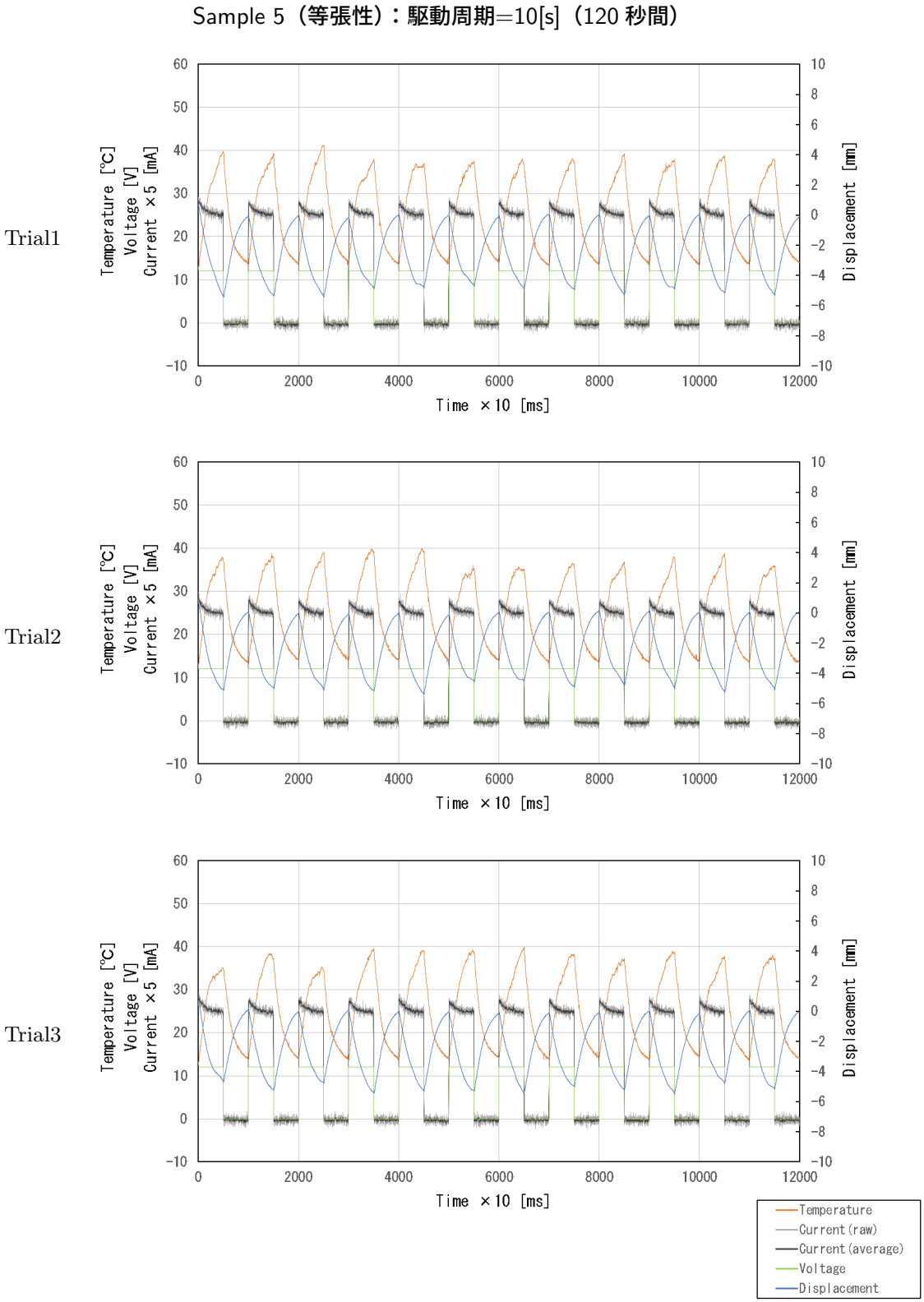
Sample 4（等尺性）：力-温度特性



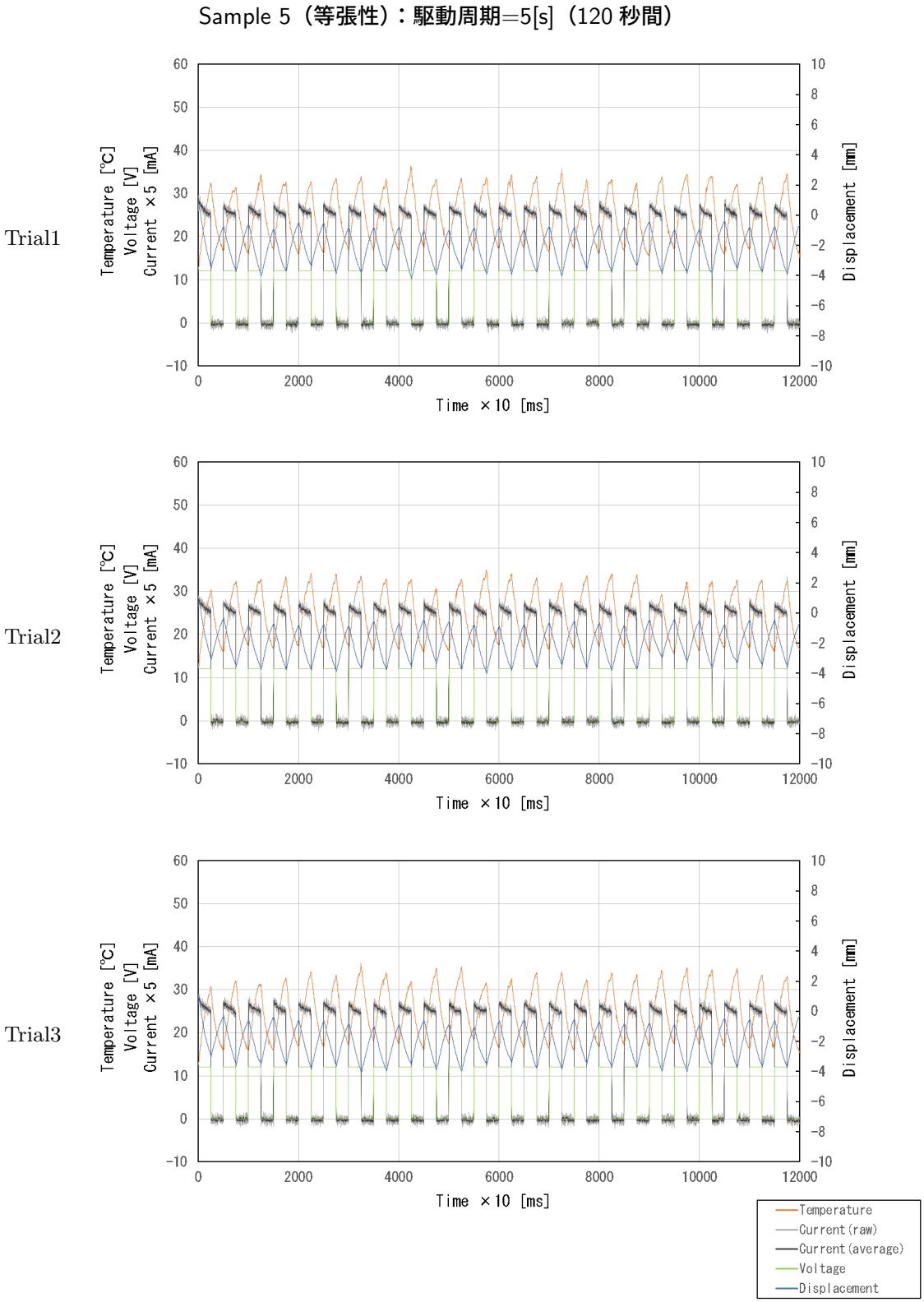
D.24 Force vs Heating temperature characteristics.



D.25 All measurement values under isotonic condition of sample 5 （1 of 3）.

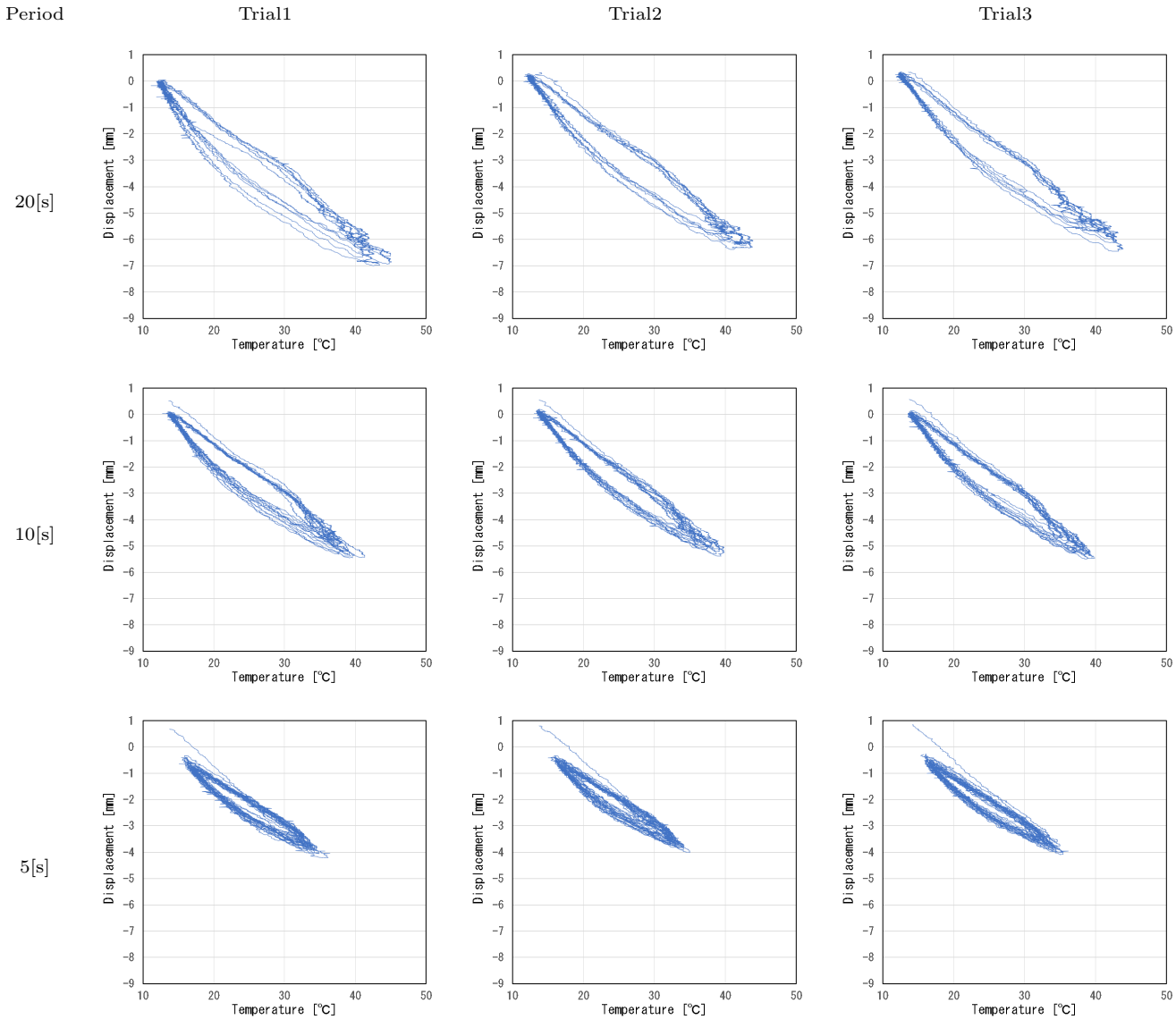


D.26 All measurement values under isotonic condition of sample 5 （2 of 3）.

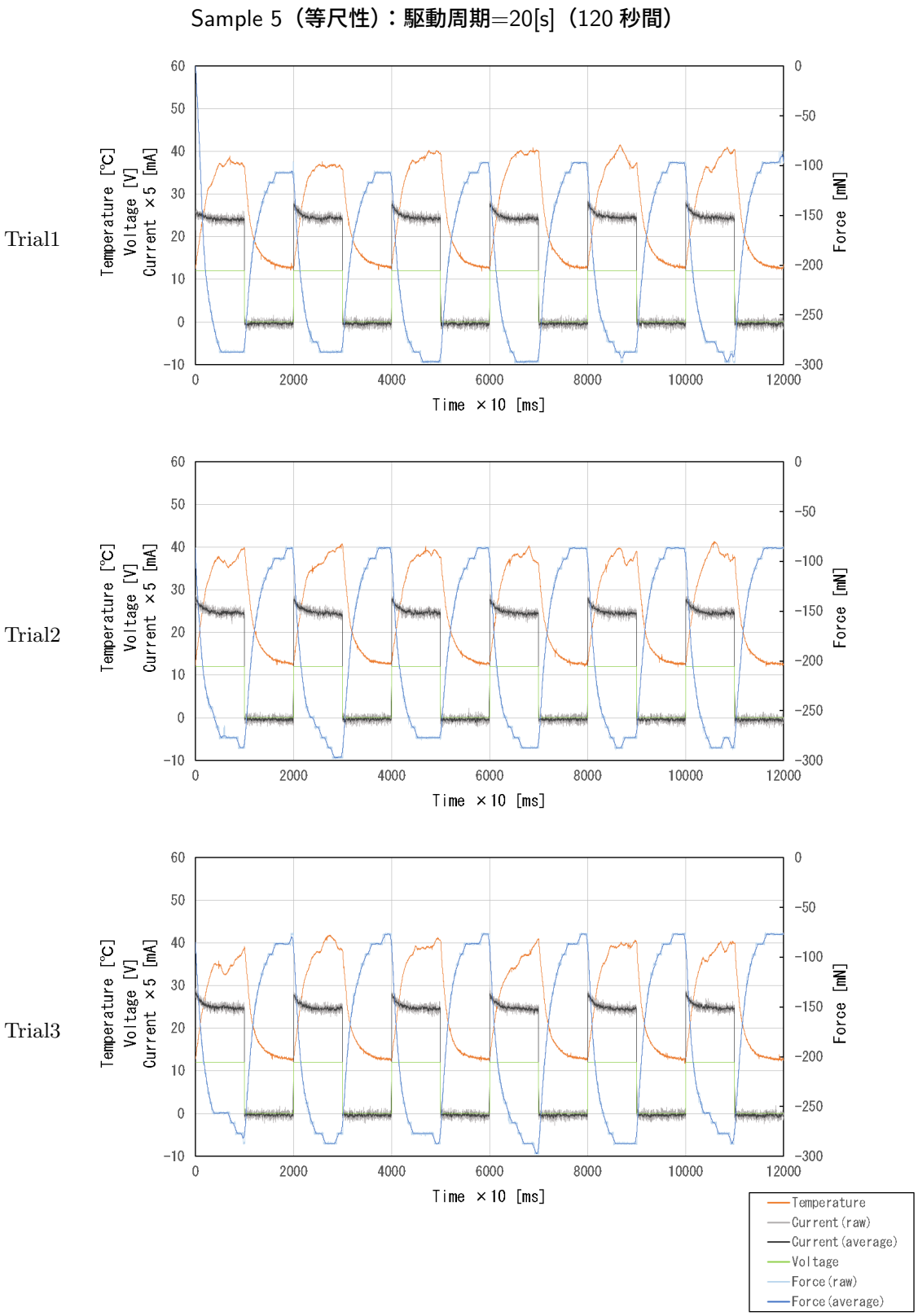


D.27 All measurement values under isotonic condition of sample 5 （3 of 3）.

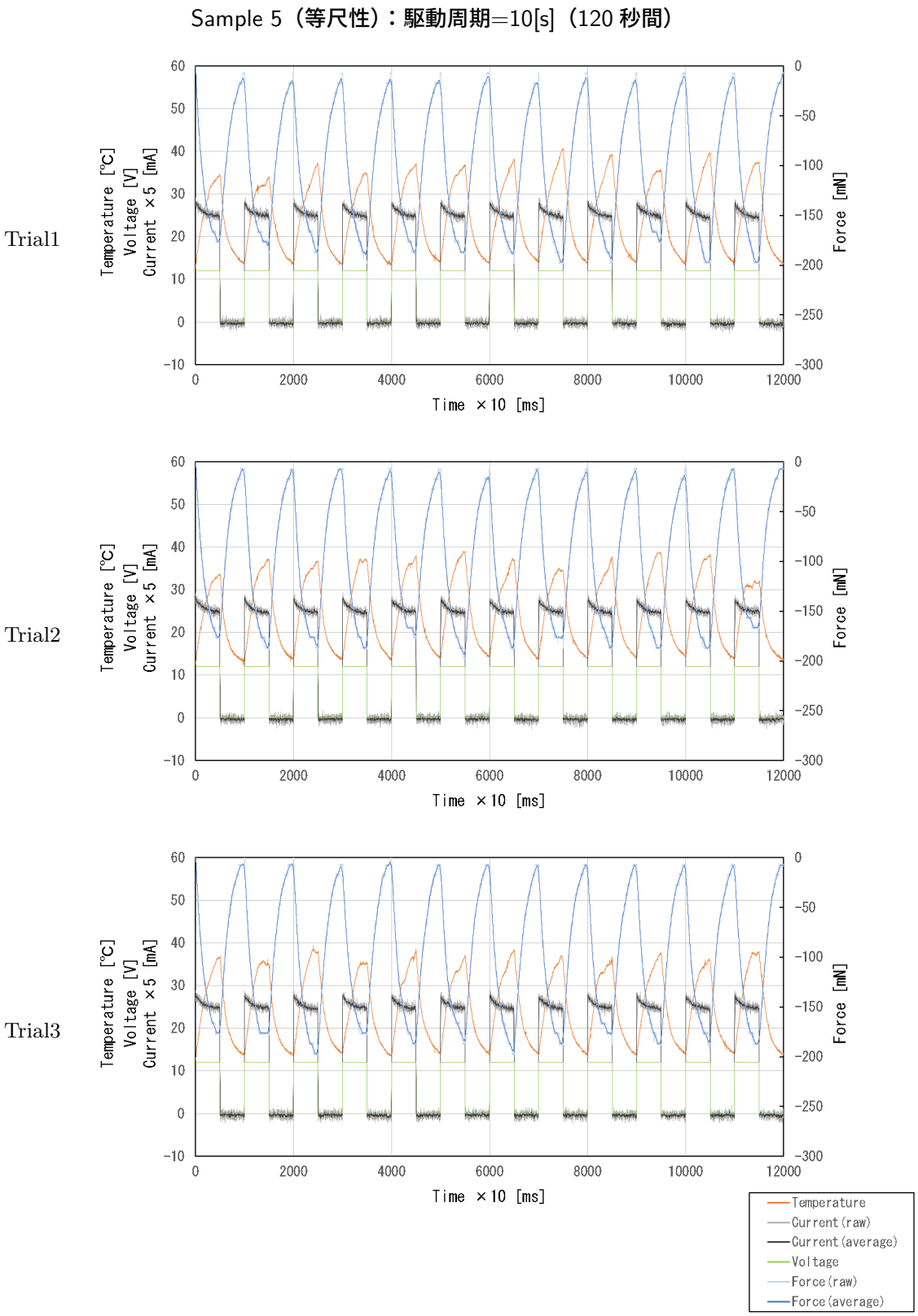
Sample 5（等張性）：変位-温度特性



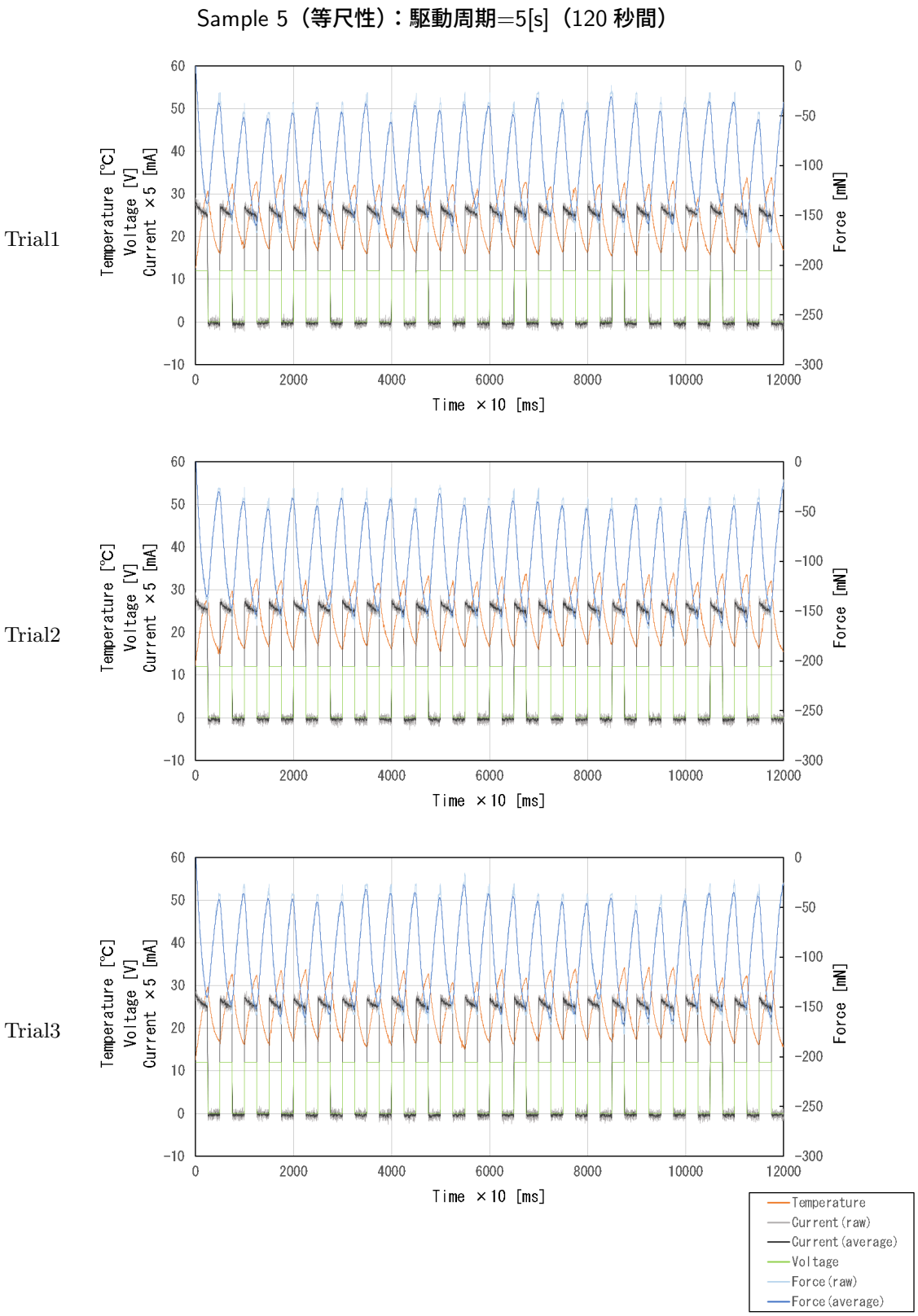
D.28 Displacement vs Heating temperature characteristics.



D.29 All measurement values under isometric condition of sample 5 （1 of 3）.

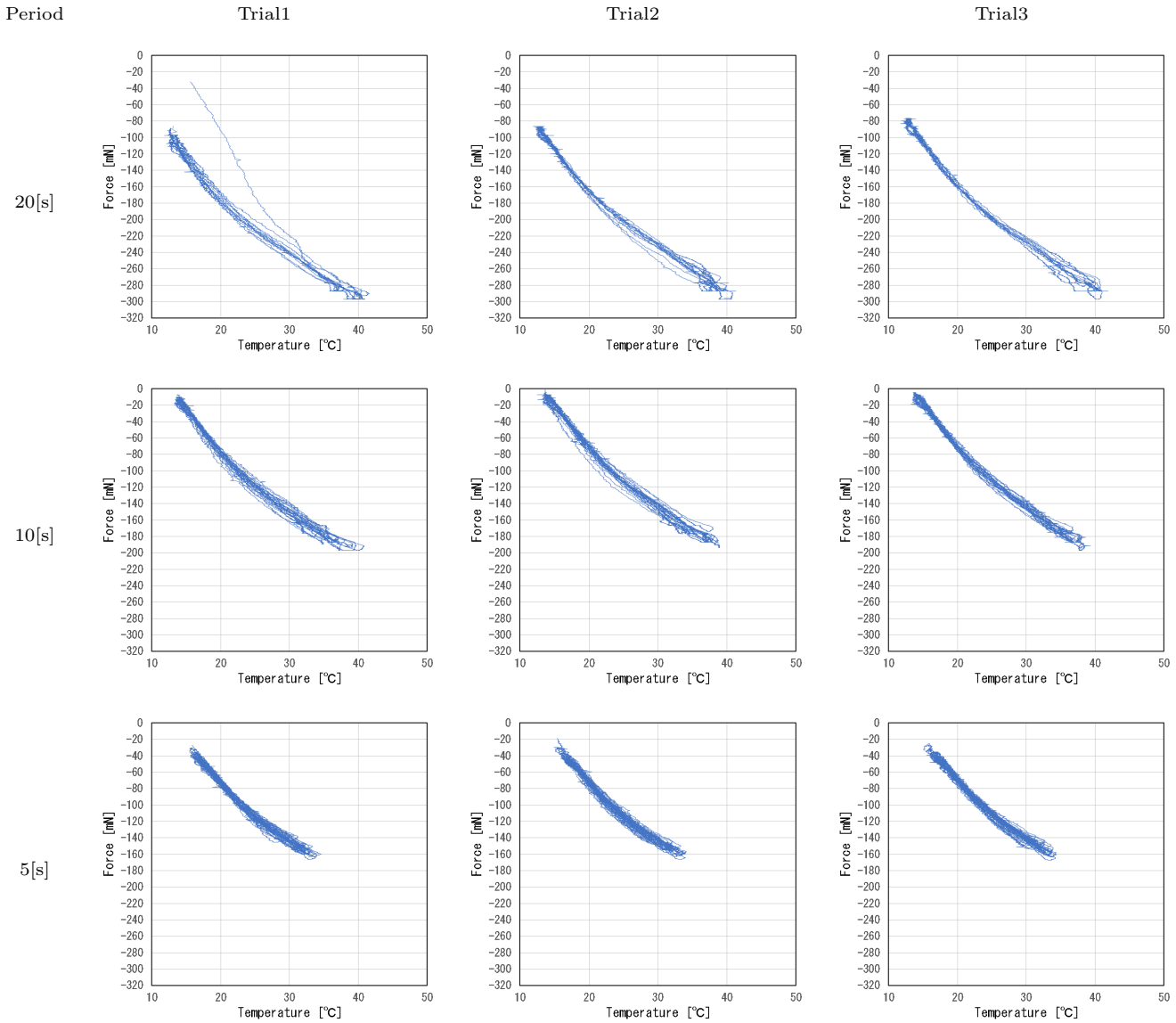


D.30 All measurement values under isometric condition of sample 5 （2 of 3）.



D.31 All measurement values under isometric condition of sample 5 （3 of 3）.

Sample 5（等尺性）：力-温度特性



D.32 Force vs Heating temperature characteristics.

発表論文リスト

A. 学術論文

A-1. **厚海 慶太**, 西川 敦, ”導電性ナイロン繊維アクチュエータの自動製造装置の開発と特性評価”, 日本機械学会論文集（投稿準備中・プレプリントあり）【主論文２】

A-2. 安藤哲也, 岡本湧人, 松居和寛, **厚海慶太**, 谷口和弘, 平井宏明, 西川敦, ”内部モデルの再学習を目的とした仮想現実空間における視覚的筋電図バイオフィードバックシステムの開発—プロトタイプを用いた健常者におけるケーススタディ—”, 日本ロボット学会誌（査読中）

A-3. 奥山 和輝, 山口 慶太郎, **厚海 慶太**, 松居 和寛, 平井 宏明, 西川 敦, 谷口 和弘, ”マスクの伸縮と導電糸を用いた表情識別システムの開発 -デバイス構成の比較と評価-”, 日本ロボット学会誌, 2022 Nov; 40(9): 841-844.【参考論文】

A-4. Kazuhiro Matsui, Yuya Suzuki, **Keita Atsuumi**, Miwa Nagai, Shotaro Ohno, Hiroaki Hirai, Atsushi Nishikawa, Kazuhiro Taniguchi. ”Earable Ω (OMEGA): A Novel Clenching Interface Using Ear Canal Sensing for Human Metacarpophalangeal Joint Control by Functional Electrical Stimulation.” Sensors, 2022 Sep; 22(19):7412.

A-5. **厚海 慶太**, 永井 美和, 谷口 和弘, 松居 和寛, 西川 敦. ”平衡点仮説に基づく機能的電気刺激を用いた等尺性条件下におけるヒト手指関節運動モデルの検討.” 生体医工学, 2018 Oct;56(5): 198-208.【主論文１】

A-6. 小作 敏晴, **厚海 慶太**, 加瀬 篤志, 川口 清司. ”電動式可変ピッチ機構による小型垂直軸風車の高効率化に関する実験的研究.” ターボ機械, 2018 年 6 月: 46(6)：348-358.

A-7. 小嵜 貴弘, 二反田 晃尚, **厚海 慶太**, 李 仕剛. ”水道水圧駆動人工筋アクチュエータを用いた肘関節用パワーアシスト装置の開発.” 日本機械学会論文集, 82 巻 (2016) 841 号: 16-00174.

B. 著書（分担執筆）

B-1. **Keita Atsuumi** and Manabu Sano.” Optical Azimuth Sensor for Indoor Mobile Robot Navigation.” InTechOpen, Open access peer-reviewed Edited Volume：Mobile Robots Navigation; Chapter2 (pp.25-39), March 1st 2010.

C. 国際会議

C-1. Tetsuya Ando, Yuto Okamoto, Kazuhiro Matsui, **Keita Atsuumi**, Kazuhiro Taniguchi, Hiroaki Hirai and Atsushi Nishikawa. "Visual EMG Biofeedback System in a Virtual Reality Space for Relearning Internal Models —Case studies focusing on equilibrium point velocity—." 2023 IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII) January 17-20, 2023, Atlanta, USA, (Paper ThP1M1.6)(scheduled)

C-2. Kazuki Okuyama, Yuta Inakazu, **Keita Atsuumi**, Kazuhiro Matsui, Hiroaki Hirai, Kazuhiro Taniguchi, Atsushi Nishikawa. "X MASK: A Facial Expression Tracking System to Support Communication in a Metaverse." 2023 IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII) January 17-20, 2023, Atlanta, USA(Paper ThLbLb.8)(scheduled)

C-3. Iori Kikuchi, Kazuhiro Matsui, **Keita Atsuumi**, Kazuhiro Taniguchi, Hiroaki Hirai, Atsushi Nishikawa. "Study of Pseudo-Haptics Mathematical Modeling." 2023 IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII) January 17-20, 2023, Atlanta, USA(Paper ThLbLb.7)(scheduled)

C-4. Takuma Horinouchi, Kazuhiro Matsui, **Keita Atsuumi**, Takeshi Fujita, Natsumi Uehara, Toshihiko Yamashita, Toshikazu Kawai, Hisashi Suzuki, Yuji Nishizawa, Kazuhiro Taniguchi, Hiroaki Hirai, Atsushi Nishikawa. "Surgical Instrument Segmentation Using Deep Learning for Robot-assisted Transcanal Endoscopic Ear Surgery." ACCAS2022, 18th Asian Conference on Computer Aided Surgery 2022, 2022 Aug 24-26; Khon Kaen, Thailand: P-00047.

C-5. Miwa Nagai, Kazuhiro Matsui, **Keita Atsuumi**, Kazuhiro Taniguchi, Hiroaki Hirai, Atsushi Nishikawa. "Identification of Metacarpophalangeal Joint Movement Model Using Functional Electrical Stimulation Based on Muscle Synergy Hypothesis—Confirmation of the Three Models of Finger Movement." EMBC2020, 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2020 July 20-24; Montreal, Canada (EMBS Virtual Academy): No. 2365.

C-6. Miwa Nagai, **Keita Atsuumi**, Kazuhiro Taniguchi, Kazuhiro Matsui, Hiroaki Hirai, Atsushi Nishikawa. "Modeling of Metacarpophalangeal Joint Movement using Functional Electrical Stimulation by Controlling the Equilibrium-Point." EMBC2019, 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2019 July 23-27; Berlin, Germany: ThPOS-34.21.

C-7. Takahiro Kosaki, **Keita Atsuumi**, Yuzo Takahashi, and Shigang Li. " A Pneumatic Arm Power-Assist System Prototype With EMG-based Muscle Activity Detection." 2017 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation (ICMA), 2017 August 6-9; Takamatsu, Japan: 793-798.

C-8. Kento Takemura, Mami Kurosawa, **Keita Atsuumi**, Kazuhiro Matsui, Fumio Miyazaki, Atsushi Nishikawa. ”Frequency Domain System Identification of Human Finger Dynamics Using Functional Electrical Stimulation based on an Agonist-Antagonist Concept.” REHABWEEK 2017/IFESS 2017, 2017 Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society, 2017 July 17-21; London, UK.

C-9. Jun Kitai, Takahiro Kosaki, **Keita Atsuumi**, Yuzo Takahashi, and Manabu Sano. ” DEVELOPMENT OF AN EMG-BASED MOTION DETECTOR FOR A PNEUMATIC ARM ASSISTIVE DEVICE.” Proceedings of the 9th JFPS International Symposiumon Fluid Power, 2014 Oct. 28 - 31, Matsue, Japan.

C-10. Toshiharu Kosaku, **Keita Atsuumi**, Yukihiro Haruyama, Muhammad Hana, Manabu Sano and Kiyoshi Kawaguchi. ”MEASUREMENT OF AERODYNAMIC FORCES ON BLADES IN DARRIEUS MOTION.” 4th International Conference on Jets, Wakes and Separated Flows(ICJWSF2013),September 17-21, 2013, Nagoya, JAPAN

C-11. **Keita ATSUUMI** and Manabu SANO. ”Indoor IR Azimuth Sensor using a Linear Polarizer.” 2010 International Conference on Indoor Positioning and Indoor Navigation (IPIN), 15-17 September 2010, Zurich, Switzerland.

C-12. **Keita ATSUUMI** and Manabu Sano. ”Optical Azimuth Sensor for Indoor Mobile Robot Navigation. ” The 2008 International Conference on Computer Engineering & Systems (ICCES’08), November25-27,2008, Cairo, Egypt.

C-13. K.Nishimura, **K.Atsuumi**, K.Tachibana, K.Hirachi, S.Moisseev, M.Nakaoka. ” Practical performance evaluations on an improved circuit topology of active three-phase PFC power converter.” APEC 2001. Sixteenth Annual IEEE Applied Power Electronics Conference and Exposition (Cat. No.01CH37181).

D. 国内学会

D-1. **厚海 慶太**, 西川 敦, ”導電性ナイロン繊維アクチュエータの自動製造装置の開発”, 第 28 回ロボティクスシンポジア, 2023 年 3 月 15-16 日; 南紀白浜: 4B3.（発表予定）

D-2. 安藤哲也, 岡本湧人, 松居和寛, **厚海慶太**, 谷口和弘, 平井宏明, 西川敦. ”内部モデルの再学習を目的とした仮想現実空間における視覚的筋電図バイオフィードバックシステムの開発 —プロトタイプを用いた健常者におけるケーススタディ—.” 第 40 回日本ロボット学会学術講演会, 2022 年 9 月 5-9 日; 東京: 2H2-04.

D-3. 岡本湧人, 安藤哲也, 松居和寛, **厚海慶太**, 谷口和弘, 平井宏明, 西川敦. ”内部モデルの再学習を目的とした仮想現実空間における視覚的筋電図バイオフィードバックシステムの開発 —ヒト肘関節運動における平衡点の挙動に与える影響の検討—.” 第 61 回日本生体医工学会大会,

2022 年 6 月 28-30 日; 新潟, O1-4-4-2.

D-4. 堀ノ内琢磨, 松居和寛, **厚海慶太**, 藤田岳, 上原奈津美, 山下俊彦, 河合俊和, 鈴木寿, 谷口和弘, 平井宏明, 西川敦. ”内視鏡下耳科手術支援ロボット制御のための深層学習を用いた手術器具セグメンテーション.” 第 31 回日本コンピュータ外科学会大会, 2022 年 6 月 9, 10 日; 東京, 22(5)-1.

D-5. 安藤哲也, 岡本湧人, 松居和寛, **厚海慶太**, 谷口和弘, 平井宏明, 西川敦. ”内部モデルの再学習を目的とした仮想現実空間における視覚的筋電図バイオフィードバックシステムの開発—ヒト肘関節剛性に与える影響の検討—.” 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2022, 2022 年 6 月 1-4 日; 北海道, 2A1-A12.

D-6. 菊池伊於里, 松居和寛, **厚海慶太**, 谷口和弘, 平井宏明, 西川敦. ”頭部前方位姿勢の予防および改善を目的とした電気刺激システムの開発 頸部深部筋選択刺激手法の開発と制御法の比較検討.” 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2022, 2022 年 6 月 1-4 日; 北海道, 2A1-E09.

D-7. **厚海 慶太**, 西川 敦, ”SCP アクチュエータの自動製造装置と導電性ナイロン繊維を用いた長大な SCP アクチュエータの試作”, 第 39 回日本ロボット学会学術講演会, 2021 年 9 月 8-11 日; オンライン開催: 1J4-03.

D-8. 奥山 和輝, 山口 慶太郎, **厚海 慶太**, 松居 和寛, 平井 宏明, 西川 敦, 谷口 和弘, ”マスクの伸縮と導電糸を用いた表情識別システムの開発 -デバイス構成の比較と評価-”, 第 39 回日本ロボット学会学術講演会, 2021 年 9 月 8-11 日; オンライン開催: 1K2-05.

D-9. 山口 慶太郎, 奥山 和輝, 松居 和寛, **厚海 慶太**, 平井 宏明, 西川 敦, 谷口 和弘:”マスクの伸縮を利用した表情識別システムの開発 -マスクに装着するひずみセンサの比較実験-.” 生体医工学シンポジウム 2021, 2021 年 9 月 17-18 日; オンライン開催: 2P-23.

D-10. 奥野 真輝, 松居 和寛, 下城 拓真, **厚海 慶太**, 谷口 和弘, 平井 宏明, 西川 敦, ”二次元視覚情報下でのヒトの奥行き知覚能力の分析と触覚フィードバックの意義”, 第 39 回日本ロボット学会学術講演会, 2021 年 9 月 8-11 日; オンライン開催: 1K2-04.

D-11. 山口慶太郎, 奥山和輝, 松居和寛, **厚海慶太**, 平井宏明, 西川敦, 谷口和弘. ”マスクの伸縮を利用した表情識別システムの開発.” 第 60 回日本生体医工学会大会, 2021 年 6 月 15-17 日; オンライン開催:講演番号 O1-8-3-6

D-12. 永井美和, 松居和寛, **厚海慶太**, 谷口和弘, 平井宏明, 西川敦. ”協調的な機能的電気刺激を用いた中手指節関節運動のモデル化.” 第 26 回ロボティクスシンポジア, 2021 年 3 月 16-17 日; オンライン開催: 5C3.

D-13. 下城拓真, 松居和寛, **厚海慶太**, 谷口和弘, 平井宏明, 西川敦. ”ヒトの指腹部へ触覚提示を行うデバイスの開発と知覚の定量化-剪断刺激に関する報告-.”第 38 回日本ロボット学会学術講演会, 2020 年 10 月 9-11 日; オンライン開催: 2I3-02.

D-14. 永井美和, 松居和寛, **厚海慶太**, 谷口和弘, 平井宏明, 西川敦. ”筋シナジーに基づく機能的電気刺激を用いた中手指節関節運動のモデル化.” 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2020, 2020 年 5 月 27-30 日; 石川県産業展示館 3 号館（オンライン開催）: 1P2-M05.

D-15. 大野正太朗, 松居和寛, 谷口和弘, **厚海慶太**, 永井美和, 平井宏明, 西川敦."噛みしめ動作をインタフェースに用いた機能的電気刺激によるヒト手指関節制御の検討." 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2020, 2020 年 5 月 27-30 日; 石川県産業展示館 3 号館（オンライン開催）: 2P1-E10.

D-16. 永井美和, 松居和寛, **厚海慶太**, 谷口和弘, 平井宏明, 西川敦."ヒト運動制御戦略に基づく機能的電気刺激を用いた中手指節関節運動制御モデルの同定と評価." 生体医工学シンポジウム 2019, 2019 年 9 月 6-7 日; 徳島大学 常三島キャンパス: 2P-22.

D-17. 大野正太朗, 松居和寛, 谷口和弘, **厚海慶太**, 平井宏明, 西川敦."機能的電気刺激における噛み締め動作を利用した制御入力機器の提案." 生体医工学シンポジウム 2019, 2019 年 9 月 6-7 日; 徳島大学 常三島キャンパス: 2P-23.

D-18. 永井美和, **厚海慶太**, 谷口和弘, 松居和寛, 西川敦."機能的電気刺激を用いた中手指節関節角度計測に基づく手指関節の平衡点制御モデルの検討." 第 58 回日本生体医工学会大会, 2019 年 6 月 6-8 日; 沖縄コンベンションセンター: PO-B-024.

D-19. 大野正太朗, **厚海慶太**, 谷口和弘, 松居和寛, 西川敦."平衡点仮説に基づく機能的電気刺激によるヒト手指の筋骨格系のモデリング." 第 58 回日本生体医工学会大会, 2019 年 6 月 6-8 日; 沖縄コンベンションセンター: PO-B-027.

D-20. 小澤光輝, 岩本憲泰, **厚海慶太**, 西川敦."単孔式内視鏡手術のための腹腔鏡マニピュレータ開発におけるナイロン繊維アクチュエータの作製・評価." 第 58 回日本生体医工学会大会, 2019 年 6 月 6-8 日; 沖縄コンベンションセンター: PO-T-005.

D-21. 永井美和, **厚海慶太**, 谷口和弘, 松居和寛, 西川 敦. "平衡点仮説に基づく機能的電気刺激を用いた等尺性条件下におけるヒト手指関節運動のモデリングおよび評価実験." 第 38 回日本生体医工学会甲信越支部大会, 2018 年 10 月 13 日; 新潟大学五十嵐キャンパス: 16. [優秀賞]

D-22. 永井美和, **厚海慶太**, 谷口和弘, 松居和寛, 西川敦. "平衡点仮説に基づく機能的電気刺激によるヒト手指の神経筋系のモデリングと力制御実験." 生体医工学シンポジウム 2018, 2018 年 9 月 14-15 日; 名古屋工業大学 NITech Hall: 2A-22.

D-23. 永井美和, **厚海慶太**, 谷口和弘, 松居和寛, 宮崎文夫, 李仕剛, 西川敦. "表面電極を用いた機能的電気刺激と中手指節関節角度計測に基づく手指のモデル化." 第 57 回日本生体医工学会大会, 2018 年 6 月 19-21 日; 札幌コンベンションセンター: O3-7-3-3.

D-24. 永井美和, **厚海慶太**, 谷口和弘, 松居和寛, 宮崎文夫, 李仕剛, 西川敦. "表面電極を用いた前腕への機能的電気刺激と等尺性条件下における指先力計測に基づく手指のモデル化." 第 37 回日本生体医工学会甲信越支部大会, 2017 年 11 月 25 日; 山梨大学甲府キャンパス: 24. [優秀賞]

D-25. **厚海慶太**, 永井美和, 谷口和弘, 松居和寛, 宮崎文夫, 李仕剛, 西川敦. "表面電極を用いた機能的電気刺激 (FES) によるヒト手指制御のためのシステム同定." 生体医工学シンポジウム 2017, 2017 年 9 月 15-16 日; 信州大学繊維学部（上田キャンパス）: 2P-19.

D-26. 成相 貴弘, 冨永 隆太, **厚海 慶太**, 小嵜 貴弘, 李 仕剛. "全天周視聴覚センサの試作." 映像情報メディア学会 2016 年冬季大会, 2016 年 12 月 21-22 日; 東京理科大学森戸記念館:

p.11C-2.

D-27. 小作 敏晴, 佐野 学, **厚海 慶太**. ”1107 水飲み鳥の揺動運動解析と熱力学的考察.”日本機械学会中国四国支部第 54 期総会・講演会, 2016 年 3 月 9 日; 愛媛大学工学部: 2016.54 巻 (2016).

D-28. 谷﨑 雄紀, 小作 敏晴, **厚海 慶太**, 小嵜 貴弘, 李 仕剛. ”1304 離散渦法と遺伝的アルゴリズムによる可変ピッチ式ダリウス運動翼の空力最適化.”日本機械学会中国四国支部第 54 期総会・講演会, 2016 年 3 月 9 日; 愛媛大学工学部: 2016.54 巻 (2016).

D-29. 小嵜 貴弘, **厚海 慶太**, 小作 敏晴. ” 811 水圧人工筋アクチュエータを用いた肘のパワーアシストシステムの制御.” 日本機械学会中国四国支部第 53 期総会・講演会, 2015 年 3 月 6 日; 近畿大学工学部: 2015.53 巻 (2015).

D-30. 北居 潤, 小嵜 貴弘, **厚海 慶太**, 高橋 雄三, 小作 敏晴. ” 810 空気圧式パワーアシストのための筋電位による人の動作予測システム.” 日本機械学会中国四国支部第 53 期総会・講演会, 2015 年 3 月 6 日; 近畿大学工学部: 2015.53 巻 (2015).

D-31. 田淵 誠啓, 小作 敏晴, **厚海 慶太**, 小嵜 貴弘, 佐野 学. ” 410 擬似線形モデルとベクトルノルム安定規範による倒立振子制御系の設計.” 日本機械学会中国四国支部第 52 期総会・講演会, 2014 年 3 月 6 -7 日; 鳥取大学工学部: 2014.52 巻 (2014).

D-32. 北居 潤, 小嵜 貴弘, **厚海 慶太**, 高橋 雄三, 佐野 学. ” G1010306 筋電位に基づく動作予測を用いた空気圧式腕用パワーアシスト装置の開発.” 日本機械学会 2014 年度年次大会, 2014 年 9 月 7-10 日; 東京電機大学 (2014).

D-33. 河田 健太郎, 小作 敏晴, **厚海 慶太**, 佐野 学. ”書字運動と前腕筋電位信号を利用した生体認証のための計測用カフの開発.”第 13 回 IEEE Hiroshima Student Symposium (HISS2011), 2011 年 11 月 12 日; 広島大学工学部: pp. 140 - 141.

D-34. 中本 尚哉, 小作 敏晴, **厚海 慶太**, 佐野 学. ”ハブダイナモを駆動する小型垂直軸可変ピッチ風車の性能計算.” 平成 22 年度 (第 61 回) 電気・情報関連学会中国支部連合大会 (RENTAI2010), 2010 年 10 月 23 日; 岡山県立大学: pp. 217 - 218.

D-35. **厚海 慶太**, 佐野 学, 橘 啓八郎. ”直線偏光子を使った新しい角度センサ. ” 第 7 回 YRP 移動体通信産学官交流シンポジウム 2005, 2005 年 6 月; YRP 横須賀リサーチパーク.

D-36. **厚海 慶太**, 橘 啓八郎. ”直線偏光子を使った 1 軸非接触角度センサ. ” 電子情報通信学会総合大会論文集 2005, 2005 年 3 月 21-24 日; 大阪大学豊中キャンパス.

E. 特許・知財

E-1. 発明の名称：人物の表情識別システム
出願番号：PCT/JP2022/23869（国際出願）
提出日：令和 4 年 6 月 14 日
発明者：西川 敦，**厚海 慶太**（寄与度 18%），山口 慶太郎，奥山 和輝，松居 和寛，谷口 和弘，稲員 悠太

E-2. 発明の名称：電気刺激装置
出願番号：特願 2022-87334
提出日：令和 4 年 5 月 30 日
発明者：松居 和寛，西川 敦，**厚海 慶太**（寄与度 20%），菊池 伊於里

F. 報道（業界誌インタビュー・共同参加）

F-1. NONWOVENS REVIEW2022 Vol.32,No.4, pp.16-20. (株) テックタイムス