

平成 13 年度

修士論文

上肢リハビリテーションロボットの制御方法の検討

(制御法の提案と筋張カシミュレータの有効性の確認)

指導教員 井上 喜雄 教授 甲斐 義弘 助手
副指導教員 八田 章光 助教授

高知工科大学 大学院工学研究科
基盤工学専攻 博士課程(前期)
1045008 伊東 禅

目次

1 . 緒言	1
1.1 関節リハビリ機器の現状	1
1.2 本研究の位置付けと研究目的	1
1.3 本研究の内容	2
2 . 筋張力シミュレータ	3
2.1 上肢モデル	3
2.1.1 筋張力と腕先力の関係	3
2.1.2 筋肉の最大張力	4
2.1.3 筋肉の歪み	4
2.2 シミュレータ	4
2.2.1 双対法の概要	5
2.2.2 目的関数及び、制約条件	5
2.2.3 固定パラメータ	6
2.2.4 シミュレータの処理手順	7
3 . ロボットアームの制御法	8
3.1 仮想コンプライアンス制御	8
3.1.1 基礎制御式	8
3.1.2 仮想パラメータ	8
3.2 仮想コンプライアンス制御の改良	9
3.2.1 制御法の考案とシミュレーション	9
3.2.2 シミュレーション結果とその考察	11
3.3 関節角度推定プログラム	12
4 . 実験	14
4.1 筋張力シミュレータ実験	14
4.1.1 実験装置	14
4.1.2 実験方法	14
4.1.3 実験結果	15
4.2 ロボットアーム制御実験	15
4.2.1 実験装置	15
4.2.2 実験方法	16

4.2.3 実験結果	16
5 . 考察	17
5.1 筋張力シミュレータに関する考察	17
5.2 ロボットアームの制御方法に関する考察	18
6 . 結言	20
謝辞	20
参考文献	21
図表	23
2章図表	23
3章図表	28
4章図表	35
5章図表	65
付録	66
付録図表	73

1 緒言

1.1 関節リハビリ機器の現状

関節に障害を持ち、そのリハビリテーション（以下、リハビリ）を必要とする人は、交通事故や老人性の運動機能障害者を含めて、数十万人存在すると言われている。日本の高齢化の現状を加味すると、この数は今後更に増加するものと考えられる。一方、リハビリを実施する側である理学療法士（以下、療法士）を例にとると、100床につき1人の割合⁽¹⁾の配置でしかなく、これでは個々の患者にきめ細かい治療を長時間行うことは困難である。この負担を軽減し、患者個々人に合わせたリハビリを実施するために、自動化された機器が必要とされている。現在、実用化されている機器にCPM（Continuous Passive Motion）装置が有る。これは持続的に低速度の他動運動を繰り返す装置で、関節癒着防止などの効果が期待できる。しかし、CPMは等速で動く1自由度しか持たない単純構造で、運動の柔らかさを持たせる工夫も装置に遊びを持たせる程度に留まっている。

このようなCPMの欠点を改善し、療法士の徒手による理学療法の柔らかさを、機械で再現させようとする研究が行われている。下肢に関しては膝用の多自由度型CPMを安川電機が作成し⁽²⁾、それに岡島ら⁽³⁾がインピーダンス制御を導入して、関節可動域（Range of Motion 以下、ROM）改善のみならず、筋緊張抑制効果も持つTEM（Therapeutic Exercise Machine）を考案している。上肢のリハビリに関してはCPMでは無いが、則次ら⁽⁴⁾のゴム人工筋ロボットを用いて各種の運動訓練モードを実現させた研究や、坂口ら⁽⁵⁾のER（電気粘性流体、Electrorheological Fluid）アクチュエータをリハビリ訓練システムに応用した研究がある。

1.2 本研究の位置付けと研究目的

先述した訓練機器制御に関する研究の多くは、インピーダンス制御を用いている。平林ら⁽⁶⁾が発表した仮想コンプライアンス制御も広義ではインピーダンス制御の一種であり、リハビリ等の人間と機械を協調させるための制御においては、インピーダンス制御が多用されている。また、人間の動きも機械インピーダンスで表現できる⁽⁷⁾ため、人間のインピーダンスを計測する研究⁽⁸⁾なども行われている。

インピーダンス制御は協調作業において有効な制御法である。しかしROM訓練においては問題が生じる場合もある。例えば、脳卒中などによる神経系の損傷に起因する痙縮（Appendix 用語説明参照）の上肢ROM訓練では、関節角速度を3～5[deg/sec]に抑えた他動運動による関節の屈曲・伸展を行う。痙縮では筋が他動的に伸展すると、それに伴い抵抗が大きくなる。この抵抗は伸展速度が速ければ、比例して発生が早まる。また、ある程度伸展した時点で、筋はいわゆる“ジャックナイフ”反応で突然弛緩する。痙縮がこのような特性を持つため、現在の徒手によるリハビリでは、療法士が患者の負担にならないように速度を調整しているのである。

インピーダンス制御で他動運動を行う機器の移動量は、抵抗などの力と、目標位置と現

在位置との偏差，この 2 つの要素から導かれる．大きな抵抗が加わると，力の釣り合いから，位置偏差が拡大する．拡大した位置偏差は，抵抗減少時に減少し，その結果移動量が増加する．痙縮等の症状がある場合は，一定以下の速度で動作することが望ましい．移動量（速度）の急激な増加は患者に負担を与える可能性が有り，適切な他動運動を実施することは困難である．よって，このような症状に対応した制御法が必要となる．

また，上記の研究は手先軌道の生成や，インピーダンスパラメータの決定などを主に行っており，患者の筋の活動状態については考慮していない．リハビリにおいて患者の筋の活動状態は，その進行具合をはかる指標の一つであり，リハビリの内容を査定するための判断基準の一つでも有る．これは機器を用いたリハビリにおいても軌道決定等で考慮すべきである．しかし，筋の活動状態を計測する，例えば筋電位計を用いるには，準備に時間が掛かり，運動療法を実施するたびに計測することは現実的でない．さらに，筋電位計を装着することで，患者に心理的，身体的ストレスを与えることも考えられる．

そこで，力センサを用いて患者の腕先に発生する力（以下，腕先力）を計測し，そこからシミュレーションにより筋張力を算出することで，筋の活動状態を推定できると考えた．そのデータを用いて，運動療法実施前に，負荷・軌道の決定等を行い，患者個人にとって最適な機器の制御を行うことも可能であろう．また，運動中の筋張力に関するシミュレーション結果を解析することで，進行具合の確認や，使用するパラメータの設定等も効率良く行えるものと考えられる．さらに，患者に対するフィードバックとして，シミュレートしたデータを見てもらうことで，ストレスを与えること無くリハビリの効果を確認してもらい，リハビリに対する意欲の保持・増大も望める．

以上より，患者の筋活動を考慮し，痙縮等の症状にも対応した，上肢リハビリ機器の実現を最終的な目標とし，本研究では，筋活動を考慮した制御を行うために必要な筋張力シミュレータと，痙縮に対応した制御法の考案及び，それぞれの有効性を確認することを研究目的とする．

1.3 本研究の内容

本研究では，2章で上肢モデルの構築とそれを用いた筋張力シミュレータについて説明する．3章ではロボットの制御手法について述べる．4章では制御手法とシミュレータ，それぞれの有効性を確認するための実験方法について説明し，5章でそれらの結果について考察を加え．最後に6章で2章から5章までを簡潔に要約し，結言を述べる．

2 筋張力シミュレータ

本章では、水平面運動における腕の筋張力シミュレータについて説明する。

作成したシミュレータは、腕の 2 自由度水平面運動における筋張力、関節角度及び、腕先力の関係をモデル化し、そこに腕先力と関節角度を入力して、2 次計画問題の解法の一つである双対法により、エネルギー最小となる各筋の筋張力を推定するものである。

2.1 上肢モデル

本研究では、岩本⁽⁹⁾が構築した 2 自由度水平面運動学モデルを参考として、右上肢のモデルを作成した。座標等を Fig.2.1.1 に示す。

腕の水平面運動とは、肩関節の水平屈伸運動と、肘関節の屈伸運動からなる運動で、手根関節部の運動は含まない。この運動は岩本や Piegion⁽¹⁰⁾らのモデルによれば 8~9 個の筋が関与している。この中の上腕三頭筋 (Triceps Branchii 以下, TB) は機能が肩関節と肘関節を動かす二関節筋と、肘関節のみを動かす単関節筋に分かれている。内側頭と外側頭が単関節筋、長頭が二関節筋として働く。Piegion らのモデルでは TB を一つの筋とみなしているが、本研究では肩関節と肘関節の運動を組み合わせた水平面運動を取り扱うので、TB を機能によって 2 つに分ける。一つは上腕三頭筋長頭: TBL_o, もう一つを上腕三頭筋外側頭 (内側頭を含む): TBL_a とし、モデル全体で 9 個の筋を扱う。Fig.2.1.2 に扱う筋の位置, Table2.1.1 に扱う筋の一覧を示す。

以下に、モデル作成の過程を説明する。

2.1.1 筋張力と腕先力の関係

人間は筋の張力を制御することで、関節モーメントを発生させ、そこから腕先に力を発生させる。つまり、各筋の合力が、腕先の力となる。上肢モデル作成に当たって、まずは重要な制約条件である筋張力を入力とし、腕先力を出力とするこの関係を定式化する必要がある。微小関節角を、微小腱変位に変換するモーメントアーム行列を T とすると、仮想仕事の原理より、筋の張力ベクトル f と、関節モーメントベクトル \hat{o} の関係は

$$\hat{o} = T^T \cdot f \quad (2.1.1)$$

となる。同様に、微小関節角を、微小手先位置に変換するヤコビ行列を J とすると、仮想仕事の原理より、関節モーメントベクトル \hat{o} と、腕先力ベクトル F の関係は

$$F = (J^T)^{-1} \cdot \hat{o} \quad (2.1.2)$$

となる。最終的に入力: 筋張力ベクトル f と、出力: 腕先力ベクトル F の関係は、式(2.1.1)と式(2.1.2)より

$$F = (J^T)^{-1} \cdot T^T \cdot f \quad (2.1.3)$$

と示すことができる。(J , T の算出は Appendix A を参照)

2.1.2 筋の最大張力

筋には発揮できる限界の張力（最大張力）があり，シミュレータ作成に当っては目的関数にも制約条件にも用いるこの限界値を考慮しなければならない．最大張力は計測の仕方によって幾つかの種類があるが，本研究では等尺性最大張力を用いる．等尺性最大張力とは，筋を任意の長さに固定した状態で，筋が発揮できる最大張力である．2.1.1 項で述べた筋張力と手先力の関係では，各筋の等尺性最大張力は，全て等しく評価される．しかし，実際には各筋が出しうる等尺性最大張力は，それぞれ異なっており，筋の生理断面積（以下， $PCSA$ ）に比例する⁽¹¹⁾．よって，ある筋の等尺性最大張力 $f_{\max n}$ は

$$f_{\max n} = k \cdot PCSA_n \quad (2.1.4)$$

と示せる． k は $PCSA$ $1[\text{cm}^2]$ あたりの比例定数で，一般人で 5~6，スポーツなどで筋を鍛えた人間では 10 程度になる．

2.1.3 筋の歪み

2.1.2 項で述べたように，筋は発揮し得る最大の力，等尺性最大張力を持っている．この等尺性最大張力は，関節角度（姿勢）によって変化する筋の歪み h の影響を受ける．歪みとは，ある角度における筋の変位量と，自然長となる角度における変位量の差を自然長で割ったものである．自然長とは，筋が伸展も収縮もしていない状態を指す．これは等尺性最大張力が，筋の収縮要素による能動的な最大張力と，並列弾性要素による静止張力との和によって構成されていることによる⁽¹²⁾．（Appendix 用語説明参照）

筋が自然長状態となるときの等尺性最大張力を 1 として，無次元化した等尺性最大張力と筋の歪みの関係と，能動的な最大張力と静止張力の特性曲線を Fig.2.1.3 に示す．図より能動的な最大張力は，筋の歪みが 0 のとき最大値をとり，筋が自然長より長くても，短くても，値が小さくなるのがわかる．また，静止張力は，筋を自然長以上に伸ばすと発生し，非線型なバネの性質を持っている．式 (2.1.4) より，筋の歪みを考慮した，ある関節角度 θ_n における筋の等尺性最大張力は

$$f_{\max n}(\theta_n) = \hat{f}(h)_n \cdot k \cdot PCSA_n \quad (2.1.5)$$

となる． $\hat{f}(h)_n$ は，筋の歪みより求まる無次元化した等尺性最大張力である⁽¹³⁾．（ $\hat{f}(h)_n$ の算出は Appendix B を参照）

2.2 シミュレータ

2.1 節で構築した上肢モデルに，2 次計画問題の解法の一つである双対法を用いて腕先力から各筋の筋張力を推定する．ここでは，双対法についてその概要を説明する．続いて，目的関数と制約条件を示す．次にシミュレータ内で用いた固定パラメータについて説明し，

最後にシミュレータの処理手順について述べる．

2.2.1 双対法の概要⁽¹⁴⁾

2次計画問題の一般的表記は，次のようなものである．

$$\text{目的関数： } F(x) = c^T x + \frac{1}{2} x^T G x \longrightarrow \text{最小}$$

$$\text{制約条件： } a_i^T x = b_i \quad i=1,2,\dots,m_e \quad (2.2.1)$$

$$a_i^T x \geq b_i \quad i=m_e+1,\dots,m$$

ここで， a_i と c は n 次元列ベクトル， b_i は実数， G は $n \times n$ 対象行列である．ただし，等式制約条件をまったく含まない問題に対しては $m_e = 0$ ，不等式制約条件を含まない問題に対しては $m = m_e$ と考える．双対法は上記問題に対して，独立有効集合 J_s の列と，それに対応する J_s 最適解の列を生成する方法であり，概要は次のようになる．

- [1] 適当な独立有効集合 J_s に対する J_s 最適解を計算し，それを初期解とする．
- [2] x が式(2.2.1)の実行可能解ならば， x は最適解であるので停止．そうでなければ，点 x が満たしていない制約条件の添字 $s \notin J_s$ を一つ選ぶ．
- [3] 部分問題 $P(J_s \cup \{s\})$ が実行不可能ならば，式(2.2.1)は実行不可能なので停止．そうでなければ[4]へ．
- [4] $J'_s \subseteq J$ を満たし，かつ独立であるような制約条件の添字集合 $J'_s \cup \{s\}$ に対する $(J'_s \cup \{s\})$ 最適解 x' で $F(x') > F(x)$ を満足するものをみつける． $J := J' \cup \{s\}$ ， $x := x'$ とにおいて[2]へ戻る．

この手順を有限回繰り返して，最適解を求める．なお，双対法の詳しいフローチャートをFig.2.2.1に示す．

2.2.2 目的関数及び，制約条件

2.2.1項で述べたように，双対法を用いるにあたり，目的関数と制約条件が必要となる．人間の腕先力に対する各筋の出力比を表現する数式は幾つか有るが，次に示す各筋の出力比の総和が最小となる数式が有効であると言われているので，本研究ではこれを採用した．

$$\sum_{n=1}^i \left(\frac{f_n}{f_{\max n}} \right)^2 \longrightarrow \text{最小} \quad (2.2.2)$$

ここに f_n は各筋の張力， $f_{\max n}$ は各筋の等尺性最大張力である．本研究で取り扱う筋は9個なので，式(2.2.2)内の $i=9$ となる．関節角度による筋張力の変化を考慮して，筋の歪みよ

り求まる無次元化した等尺性最大張力 $\hat{f}(h)_n$ を $f_{\max n}$ に加え，式(2.2.1)，式(2.2.2)より目的

の時に各筋は自然長になるとした。肩関節に関しては、関節可動域が-30[deg]から 135[deg]であるので、中間の $\theta_{sn} = 52.5[\text{deg}]$ を基準関節角度とする。

PCSA については複数の文献^{(16)~(19)}のデータを平均化した数値を使用した。一覧を Table2.2.1 に示す。

筋は両端の腱を介して骨に付着しており、筋の長さ l_n と骨長には相互に関連性がある。おおむね骨長に筋の長さは比例する。そこで基準となる骨(リンク)長 l_n と、筋の長さ ml_i を岩本と Wood⁽¹⁶⁾の報告より求めた。筋の構造指標 j_a は岩本の報告より引用した。それらの一覧を Table2.2.2 から Table2.2.3 に示す。

PCSA 比例定数は、一般人で 5~6、筋肉を鍛えた人間では 10 となる。数値は実験の被験者の状態に合わせて調整する。

2.2.4 シミュレータの処理手順

作成したシミュレータの処理手順は以下に示す通り。

- [1] 2.2.3 項で説明した固定パラメータを読み込む。
- [2] 骨長から、各筋の自然長 ml_i を計算する。
- [3] 腕先力 F_x, F_y 、関節角度 θ_s, θ_e を読み込む
- [4] 関節角度から、筋の歪みを考慮した等尺性最大張力 $f_{\max n}(\theta_n)$ と T, J を計算する。
(各々の計算は Appendix A と B を参照)
- [5] 導いた各パラメータを双対法アルゴリズムに入力し、推定筋張力 f_n を出力する。

なお、[2]で行う計算は、次のようなものである。

筋の長さ ml_i を、次式に示すように骨長 l_i と基準骨長 l_{ni} の比率(筋長補正係数)から計算する。

$$ml_i = ml_{ni} \cdot \frac{l_i}{l_{ni}} \quad (2.2.7)$$

ここに、 ml_{ni} は基準となる筋の長さである。

シミュレータのフローチャートを Fig2.2.2 に示す。

3 ロボットアームの制御法

本章では痙縮上肢の運動療法に対応したロボットアームの制御法について説明する．はじめに基本となる仮想コンプライアンス制御と仮想パラメータについて述べる．次に痙縮に対応した，仮想コンプライアンス制御を改良した各制御法について説明する．最後に筋張力シミュレータで用いる人間の関節角度を，ロボットアーム先端位置から推定するプログラムについて説明する．

3.1 仮想コンプライアンス制御

運動療法を実施する際には，患者の抵抗に対して柔軟な対応をすることが，安全上必要になる．前述したようにロボットでこれを実現するには力制御，なかでも様々な運動に対応できるインピーダンス制御が有効であり，多くの研究で使用されている．痙縮の他動運動では速度を一定以下に抑える必要があるので，本研究ではインピーダンス制御の一種で速度を目標値に持つ，仮想コンプライアンス制御を基本の制御法として用いる．

3.1.1 基礎制御式

目的とする運動が水平 2 自由度なので，Fig.3.1.1 に示すような仮想バネ・マス・ダンパー系をロボットアーム先端 x 方向， y 方向に設定する．この時のアームの運動方程式は，次に示すようになる．

$$F = M \cdot \ddot{x} + C \cdot \dot{x} + K \cdot x \quad (3.1.1)$$

ここに， F ：アームに加わる外力， \ddot{x} ：アームの加速度， \dot{x} ：アームの速度， x ：アームの位置（以上，2次元ベクトル）， M ：仮想質量， C ：仮想粘性定数， K ：仮想バネ定数（以上，2行2列の行列）である．

式(3.1.1)を離散値系で表すために

$$\frac{d\dot{x}}{dt} = \frac{v_{n+1} - v_n}{dt} \quad (3.1.2)$$

とする． dt ：サンプリング時間， v_{n+1} ：1サイクル先の速度， v_n ：現在の速度である．式(3.1.1)に式(3.1.2)を代入すると，

$$F_n = M \left(\frac{v_{n+1} - v_n}{dt} \right) + C \cdot v_n + K \cdot dx_n \quad (3.1.3)$$

dx_n ：アームの現在位置と目標値の差である．式(3.1.3)を変形すると，

$$v_{n+1} = \frac{dt}{M} (F_n - C \cdot v_n - K \cdot dx_n) + v_n \quad (3.1.4)$$

このような仮想コンプライアンス制御の制御式が導かれる．

3.1.2 仮想パラメータ

3.1.1 項で説明した基礎制御式で使われている仮想パラメータについて説明する．ロボッ

トアームに療法士の行う他動運動のような柔軟な動きを与え、上肢の運動療法を円滑に行うため、水平方向の負荷に対する療法士のインピーダンス⁽³⁾を仮想パラメータとして取り入れた。 $C = 90[\text{N}/(\text{m}/\text{s})]$ 、 $K = 1,000[\text{N}/\text{m}]$ である。また、人間の腕の質量を計測し、仮想質量 $M = 2.5[\text{kg}]$ と設定した。

3.2 仮想コンプライアンス制御の改良

3.1 節で説明した仮想コンプライアンス制御は、痙縮等の運動療法には適していないと考える。この節ではその理由を述べ、問題解決のために考案した仮想コンプライアンス制御改良型制御法の説明及び、そのシミュレーションと考察を行う。

3.2.1 制御法の考案とシミュレーション

仮想コンプライアンス制御を用いて他動運動を行う場合、ある1サイクルの移動量は軌道上を移動する目標位置の移動量と、力の影響から定まる。よって、目標位置移動量よりも抵抗力の影響が大きい場合、移動量は0以下となり前進することはできない。この状態は目標位置と現在位置との偏差が大きくなり、仮想バネ定数と位置偏差の積 $K \cdot dx$ が増大して、抵抗力 F を上回ると解消される。つまり、仮想バネの伸縮力が抵抗力を上回ることによって現在位置の前進が始まる。なお、この時の速度は微小であるため、速度項の影響は無視できるほど小さい。

このように、仮想コンプライアンス制御による他動運動の場合、抵抗力との釣り合いをとるために、位置偏差が発生する。この偏差は抵抗力が減少すると共に減少するが、この時、パラメータの値によって大小はあるが、目標位置に追い付こうと速度が上昇する。痙縮のように抵抗力が急減する場合は、速度の上昇も大きい。このような速度の上昇は他動運動においては望まれない現象であり、痙縮に対する他動運動においては伸張反射を誘発し、患者に負担を与える可能性もある。以下で、この問題を解決するために幾つかの方法を考案し、シミュレーションを行った。

シミュレーションは1自由度で行い、現在位置を0[m]から0.6[m]まで移動させる。サンプリングタイムは0.01[sec]、Fig.3.2.1に示すような痙縮をイメージした力を加えた。また速度に関しては、痙縮の他動運動が3~5[deg/sec]で行われる事と、4章で述べる実験においてリンク長0.4[m]のDDロボットを用いる事から、目標位置は速度0.021[m/sec]で等速に移動させ、限界速度0.035[m/sec]とする。

- ・通常の仮想コンプライアンス制御...改良した制御法との比較のために、通常の仮想コンプライアンス制御でもシミュレーションを行った。結果をFig.3.2.2に示す。
- ・速度リミッタ追加...一定以下の速度の運動では、痙縮は伸張反射を起こさない。よって速度限界値を設定し、これを越えた速度をカットする速度リミッタを追加した。シミュ

レーシヨンの結果を Fig.3.2.3 に示す．なお，速度リミッタの設定は限界値である 0.035[m/sec]とした．

- ・パラメータ変更...3.1.2 項で述べた仮想パラメータは，療法士を用いた実験から得られたものである．しかし，Fig.3.2.1 のような力を与えた場合，Fig.3.2.2 に示すように抵抗急減時に速度が上昇してしまう．そこで，抵抗急減時に速度超過が起きないパラメータの組み合わせの一例を計算で求め，シミュレーションを行った．用いたパラメータは $M = 1000[\text{kg}]$ ， $C = 1800[\text{N}/(\text{m}/\text{s})]$ ， $K = 600[\text{N}/\text{m}]$ である．結果を Fig.3.2.4 に示す．

- ・目標位置エネルギー制御⁽²⁰⁾...目標位置等速で移動させるのではなく，抵抗力の大きさによって移動量を変動させることで，人間に近い柔らかな動作が行え，良い結果を生むと仮説を立案した．ある一定以上の力を検出した場合，目標位置の 1 サイクルの移動量を以下に示すエネルギーを導入した式により決定する．

$$dx_n = \frac{E \cdot dT}{F_n} \quad (3.2.1)$$

ここに， dx_n ：1 サイクルの目標位置移動量， E ：設定エネルギー値， dT ：サンプリングタイム， F_n ：外力である．これにより，力が大きいほど，目標位置の移動量は低下する．シミュレーションの結果を Fig.3.2.5 に示す．なお，エネルギーの設定値は-0.1[J]とした．

- ・目標位置切り替え制御...通常目標位置に加えて，通常は目標位置と同じ動きをするが，一定以上の力が加わった場合，移動量が仮想コンプライアンス制御される仮想目標値を導入した．この仮想目標値の計算に使う仮想パラメータは，現在位置の計算に使われるものと同一である．速度が急増した場合，目標位置をこの仮想目標値に切り替え，位置偏差を小さくすることで，速度超過の時間を短時間で終わらせる．仮想目標位置 X_v と目標位置 X_0 の関係を以下に示す．

$$\begin{cases} X_0 = X_0 + D \\ X_v = X_v + D \end{cases}$$

$$\begin{cases} X_0 = X_0 + D \\ X_v = X_v + VX_n \cdot dT \end{cases} \quad (F_n > Fa \ \& \ V_n < Vlimit) \quad (3.2.2)$$

$$\begin{cases} X_0 = X_v \\ X_v = X_v + D \end{cases} \quad (V_n > Vlimit)$$

ここに， D ：1 サイクルの位置偏差量， Fa ：仮想コンプライアンス制御開始抵抗力， $Vlimit$ ：目標位置切り替え速度である．また， VX_n はあるサイクルの仮想目標位置の移動速度で式(3.1.4)より求める．この時 dx_n には X_v と X_0 の差分を使う．

運動療法における他動運動は、目的の位置まで確実に移動することが重要であり、目標位置を切り替える（後退させる）ことで動作時間が長くなったとしても、極端に延びなければ大きな問題では無いと仮定し、この制御法を考案した。シミュレーション結果を Fig.3.2.6 に示す。なお、仮想目標値が仮想コンプライアンス制御を開始する力を $-10[\text{N}]$ 、切り替え速度を $0.07[\text{m/sec}]$ とした。

3.2.2 シミュレーション結果とその考察

Fig.3.2.2 から Fig.3.2.6 までのシミュレーション結果について制御法毎に考察し、4 章の実験において扱う制御法を決定する。

- ・通常の仮想コンプライアンス制御... 抵抗力急減時に予想通り速度の急上昇が見られ、その最大値は限界速度の 10 倍以上を示した。抵抗力に対する応答性や目標値への追従性は高く、動作終了までに要した時間は $28.7[\text{sec}]$ と最短ではあるが、安全であるとは言い切れない。

- ・速度リミッタ追加... 限界速度を超過しなかった点は評価できる。また、動作終了までに要した時間は通常の仮想コンプライアンス制御と同じ $28.7[\text{sec}]$ である。しかし、リミッタが働いている時間が約 $3[\text{sec}]$ あり、この間は速度が限界値を振り切っていることを示している。

現実世界では様々なパターンの抵抗力が加わる事が考えられるが、速度リミッタが働いている間に抵抗力が加わった場合、実際には速度超過を起こしている状態なので、抵抗力に対する応答がリミッタ非動作時と異なるという問題が起こる。これは好ましい事ではなく、リミッタの動作時間を短くする必要がある。

目標位置に追い付くには、当然その移動速度より速く動かなければならず、速度が増加するのは仕方ない。この事が痙縮に対する仮想コンプライアンス制御の根本的な問題であろう。

- ・パラメータ変更... あらかじめ限界速度を超過しないように計算して求めたパラメータだけに、最大速度は $0.0344[\text{m/sec}]$ と限界値を越えていない。動作終了までに要した時間は $31.6[\text{sec}]$ で、パラメータ変更前と比べて若干長くなっている。抵抗力に対する応答は鈍く、また目標速度に到達する前に抵抗力が発生する位置まで進んでしまうなど、抵抗力に対する速度の応答性が低いことが問題である。

- ・目標位置エネルギー制御... 動作終了までに要した時間は、 $66.5[\text{sec}]$ と最も長く、通常の仮想コンプライアンス制御の場合と比べて 2 倍以上の時間を要した。また、抵抗急減時の速度上昇も通常の仮想コンプライアンス制御より若干低いとはいえ、最大値が

0.3609[m/sec]と限界速度の10倍以上になっている。抵抗力が大きい場合に移動量を低下させることは、安全性や患者の受ける心理的な側面を考えると良い考え方ではある。しかし、これ単体では目的を達成できないと推察された。

- ・目標位置切り替え制御...動作終了までに要した時間は30.7[sec]、最大速度は0.021[m/sec]と、シミュレーションを行った各制御法の中で最もバランスの良い結果となった。目標位置切り替え時に速度が0.013[m/sec]低下しているが、マイナスにはなっておらず、これが人を使った実験だったならば被験者はそれほどの抵抗を感じないであろう。懸念された通常の仮想コンプライアンス制御との時間差も約2[sec]で、大きな差は出なかった。目標位置を切り替えて位置偏差を縮めることで、目標位置に追い付こうと増速する仮想コンプライアンス制御の問題点を上手く回避できた。

以上、各制御法のシミュレーション結果を説明した。各制御を単体で用いた場合、速度超過が起こる、動作時間が長時間になる等の問題があり、複数の方法を組み合わせる事で目的達成の可能性が高まると考えられる。特に速度リミッタは安全のために全ての制御法に付加するべきであろう。この結果を受けて4章の実験では以下に示す制御法を用いる。

- 1) 他の制御方法との比較のために、通常の仮想コンプライアンス制御 (Virtual Compliance Control)
- 2) 通常の仮想コンプライアンス制御 + 速度リミッタ (Virtual Compliance control with velocity Limiter 以下、VCL と略す)
- 3) 通常の仮想コンプライアンス制御 + パラメータ変更 + 速度リミッタ (Parameter changes Virtual Compliance control with velocity Limiter 以下、PVCL と略す)
- 4) 目標位置切り替え制御 + 速度リミッタ (Switching target position control with velocity Limiter 以下、SL と略す)
- 5) 目標位置切り替え制御 + 目標位置エネルギー制御 + 速度リミッタ (Switching target position and Energy control with velocity Limiter 以下、SEL と略す)

3.3 関節角度推定プログラム

2章で説明した筋張力シミュレータは、人間の関節角度をパラメータとして必要とする。人間の関節角度を計測するにはゴニオメータなどの機器を使うのが一般的ではあるが、装着に掛かる時間や、装着後の煩わしさを軽減するために、ロボットアームの先端位置から逆運動学によって、人間の肩と肘の関節角度を推定するプログラムを作成した。

腕の動きが水平2自由度なので、ロボットアームと腕の位置関係はFig.3.3.1に示すようになる。まず、腕先位置 x_H 、 y_H を求める。

$$x_H = dX - (x_A + d_x) \quad (3.3.1)$$

$$y_H = dY - (y_A + d_y) \quad (3.3.2)$$

ここで(dX , dY)はロボットアーム原点と人間の肩関節の距離 , (x_A , y_A)はロボットアーム先端位置 , (d_x , d_y)はロボットアーム先端位置と腕先端位置との距離 (オフセット量)である .

求めた腕先端位置と関節角度 θ_s , θ_e の関係は ,

$$x_H = l_1 \cos \theta_s + l_2 \cos(\theta_s + \theta_e) \quad (3.3.3)$$

$$y_H = l_1 \sin \theta_s + l_2 \sin(\theta_s + \theta_e) \quad (3.3.4)$$

と示される . l_1 と l_2 は上腕の長さと同腕の長さである . 式(3.3.3) , 式(3.3.4)から ,

$$\cos \theta_e = \frac{(x_H^2 + y_H^2) - (l_1^2 + l_2^2)}{2l_1 \cdot l_2} \quad (3.3.5)$$

式(3.3.5)から \cos^{-1} を用いて θ_e を求めることができるが , θ_e の可動域は 5 から 145[deg]

であり , \cos^{-1} や \sin^{-1} は 0 , 90 あるいは 180[deg]付近で誤差が大きくなり , また \cos^{-1} は 0 から 180[deg]まで , \sin^{-1} は 90 から 90[deg]までしか求められない .

そこで ,

$$\theta = \tan^{-1} \left(\frac{\sin \theta}{\cos \theta} \right) \quad (3.3.6)$$

を利用し , \cos と \sin を符号も含めて独立に与え , ± 180 [deg]の範囲で θ_e を求める .

いま , $\sin^2 \theta_e = (1 - \cos^2 \theta_e)$ より ,

$$\sin \theta_e = \pm \frac{\sqrt{(2l_1 \cdot l_2)^2 - \{x_H^2 + y_H^2 - (l_1^2 + l_2^2)\}^2}}{2l_1 \cdot l_2} \quad (3.3.7)$$

式(3.3.5) , (3.3.6) , (3.3.7)より , 肘関節角度 θ_e は ,

$$\theta_e = \tan^{-1} \left(\frac{\pm \sqrt{(2l_1 \cdot l_2)^2 - \{x_H^2 + y_H^2 - (l_1^2 + l_2^2)\}^2}}{(x_H^2 + y_H^2) - (l_1^2 + l_2^2)} \right) \quad (3.3.8)$$

となる . なお , θ_e は計算上負も存在するが , 角度が負ということは肘が反り返った状態であり . 人間の場合危険なので , 本研究では . 正の値のみを用いる .

求めた θ_e より , 肩関節角度 θ_s は ,

$$\theta_s = \tan^{-1} \left(\frac{(l_1 + l_2 \cos \theta_e) \cdot y_H - l_2 \cdot x_H \sin \theta_e}{(l_1 + l_2 \cos \theta_e) \cdot x_H + l_2 \cdot y_H \sin \theta_e} \right) \quad (3.3.9)$$

となる .

式(3.3.8)と式(3.3.9)に , 3.1 節や 3.2 節で説明した制御法で動作するロボットアームの先端位置を逐次入力として取り込み , 計算することで人間の関節角度をリアルタイムに推定できる .

4 実験

作成した筋張力シミュレータと、痙縮にも対応できるように考案したロボットアームの制御方法の有効性を確認するために実験を行った。

4.1 筋張力シミュレータ実験

実験の概要は、ロボットアーム先端に取りつけた力センサで、右腕の屈曲時と伸展時の腕先力を計測し、シミュレータを用いて推定筋張力を求める。同時に、個々の筋の筋張力を計測する事は困難であるため、表面筋電位計 (Appendix 用語説明参照) を用いて、体表面の筋の表面筋電位 (以下, IEMG) を計測し、両者を比較することで、シミュレータの有効性を確認する。

4.1.1 実験装置

実験に使用した機材は、力検出装置として 6 軸 Force/Torque センサ IFS-67M25A 50-I40 (NITTA 製)、筋電位計測装置としてサイナクト MT11 (NEC メディカルシステムズ製)、力センサの位置調整と腕先へ負荷を与えるために 7 軸ロボットアーム PA-10A-ARM (三菱重工業製) を用いた。各装置の仕様を Table4.1.1 から Table4.1.3 に示す。

この実験の概要図を Fig.4.1.1 に示す。ロボットアーム先端に力センサと、被験者が力を加え易いようにグリップが自由に回転するハンドルを取りつけた。また、被験者の肩・肘関節角度の検出は 3.3 節で説明した関節角度推定プログラムを利用する。そのためにアーム原点から、被験者の肩関節までの距離を計測した。

4.1.2 実験方法

被験者は、年齢 23 歳の健常男性とした。被験者の上腕及び前腕の長さ、筋長補正係数を Table4.1.4 に示す。シミュレータで用いる筋の生理断面積 ($PCSA$) の比例定数 k は、被験者が健常男性であるため、 $k = 5.5$ と設定した。

計測する筋は、シミュレータで扱っており、かつ体表面に存在し表面筋電位計で計測できる上腕二頭筋: Biceps Brachii (以下 BB, 屈曲時使用) と、TB (伸展時使用) とした。

計測までの準備として、アルコールで皮脂を除去した上で、Delagi⁽²¹⁾らの測定位置で筋肉の Motor Point を特定し、被験者の BB と TB にディスプレイ電極を貼り付けた。Fig.4.1.2 にその貼り付け位置を示す。次に、被験者にイスに着座してもらい、右肩関節を 90[deg]外転、右肘関節を 90[deg]屈曲した姿勢をとらせ、その姿勢でハンドルを把持できるようにロボットアームを移動させる。Fig.4.1.3 に実験の様子を示す。

計測は、ロボットアームを停止させて、腕先位置を変動させない状態で、水平面での腕の屈曲と伸展をそれぞれ行う場合と、ロボットアームをスティフネス・ダンピング制御し、腕先位置を変動させながら、水平面での腕の屈曲と伸展をそれぞれ行う場合。以上の 4 パターンについてそれぞれ 3 回ずつ行った。1 回の計測は 20[sec]とし、5[sec]間無理のない程

度の屈曲・伸展を行い，次の 5[sec]間は力を抜く．これを繰り返し，ステップ状の力を発生させた．筋電位計と力センサのサンプリングタイムは 0.001[sec]．ロボットアームの制御周期は，アーム性能の限界のため 0.01[sec]とした．よって，スティフネス・ダンピング制御時には力センサの情報は 0.01[sec]毎にロボットアームに反映される．

なお，実験で用いたスティフネス・ダンピング制御の制御式は以下に示すものである，

$$x_{n+1} = \frac{dt}{K \cdot dt + C} \cdot \left(F_n + K \cdot x_0 + \frac{C}{dt} \cdot x_n \right) \quad (4.1.1)$$

ここに， x_{n+1} ：目標位置， x_n ：現在位置， x_0 ：基準位置， dt ：サンプリングタイム， F_n ：力センサで検出した外力， C ：仮想粘性定数， K ：仮想バネ定数である．実験ではパラメータ $C = 90$ ， $K = 1000$ と設定した．これは 3.1.2 項で説明したものと同一のものである．

4.1.3 実験結果

実験により得られた腕先位置から推定関節角度を求め，力センサで計測した腕先力と共に，シミュレータに入力して各筋の推定筋張力を得た．また，計測した IEMG はローパスフィルタに通し，全波整流（絶対値化）した後に積分して，積分筋電波形に加工した．積分筋電波形では無負荷時でも 15～25[μ V]前後の電圧が計測された．これは姿勢や腕先位置の維持のために発生している IEMG か，あるいは電極の貼り付け状態等によるノイズであり，腕先力の発生には関与し無いと考えられる．各筋の無負荷時の平均電圧は BB = 16.2[μ V]，TB = 25.9[μ V]であり，これらを腕先力が発生する有効な筋活動の有無の目安として，積分筋電波形内に表示する．

筋電整流波形，積分筋電波形，腕先力，推定筋張力，腕先位置と角度の変動値，以上のデータを実験パターン毎にまとめて，Fig.4.1.4 から Fig.4.1.7 に示す．なお，図中の TB は，上腕三頭筋長頭：TBLo と上腕三頭筋外側頭（内側頭を含む）：TBLa の合計値である．

4.2 ロボットアーム制御実験

実験の概要は，痙縮のモデル⁽²²⁾を与えた 2 軸の Direct Drive (DD) ロボットを痙縮右上肢に見立て，これを先端に力センサを取りつけたロボットアームで他動的に伸展させる．そして，抵抗が急減した時のロボットアームの挙動を 3.2 節で述べた制御方法毎に調べ，関節角速度が許容値以内であるか等を確認し，考案した制御方法の痙縮に対する有効性を確かめる．また，DD ロボットの関節角度：Jrad は 3.3 節で説明した関節角度推定プログラムを用いて求めるが，それとは別にプログラムの正確さを確認するために，DD ロボットのエンコーダ出力も記録する．

4.2.1 実験装置

実験に使用した機材は，療法士に見立てた 7 軸ロボットアーム PA-10A-ARM（三菱重工業製），力検出装置として 6 軸 Force/Torque センサ IFS-67M25A 50-I40（NITTA 製），痙

縮右上肢に見立てた 2 軸 DD ロボット SR-402DD(S)(東京エレクトロニックシステムズ製) 以上である。DD ロボットの仕様を Table4.2.1 に、実験の光景を Fig.4.2.1 に、概要図を Fig.4.2.2 に示す。

ロボットアーム先端に力センサを取り付け、DD ロボットはクランプで台座に固定した。また、2 台のロボットの接触点には衝撃緩和のためにスポンジゴムを貼り付けた。

4.2.2 実験方法

まず、DD ロボットについて説明する。DD ロボットは第 2 軸を固定して、リンク長： $link = 0.4[m]$ の 1 軸ロボットとして用い、初期角度を $1.5708[rad]$ ($90[deg]$) とした。また、DD ロボットに導入した痙縮モデルは本質的にインピーダンス制御法の制御式と同じ物であり、その制御式は式 (3.1.1) になる。

仮想パラメータは本来ならば実際に痙性麻痺の患者から計測したデータを使うことが望ましい。本研究では研究の初期段階であること。また、患者の同意を得ることが困難であるため以下のパラメータを仮定した。実験開始時からの DD ロボットの角偏差が $0.5236[rad]$ ($30[deg]$) となった時点で、DD ロボットの質量や摩擦も含めた抵抗力が $40[N]$ となるようにパラメータを、第 1 関節が $M = 0, C = 15, K = 32$ 、第 2 関節が $M = 0, C = 30, K = 64$ として関節トルクを制御する。また、抵抗がある時点で急減するという痙縮の特徴を再現するために、DD ロボットの関節角度が $1.0472[rad]$ ($60[deg]$) 以下となった時点で関節トルク 0 となるように設定した。

以上のように動作する DD ロボットの関節角度を $1.5708[rad]$ ($90[deg]$) から設定目標角度： $rad = 0.7854[rad]$ ($45[deg]$) まで動かすようにロボットアームに軌道を与え、3 章で説明した制御方法で動作させデータを計測する。この時、DD ロボットのリンク中心線からロボットアーム先端位置までの間に、力センサ、スポンジゴム、DD ロボットの幅等で $0.095[m]$ の距離が存在する。これをオフセット量と考えて、ロボットアームの軌道を決定した。

仮想コンプライアンス制御のプログラムフローチャートを Fig.4.2.3 に示す。VCL 及び PVCL のプログラムフローチャートを Fig.4.2.4 に、SL のプログラムフローチャートを Fig.4.2.5 に、SEL のプログラムフローチャートを Fig.4.2.6 に示す。

痙縮に対する他動運動は関節角速度 $3 \sim 5[deg/sec]$ で行われるので、各制御法とも抵抗力が発生しない場合は、 $0.021[m/sec]$ ($3[deg/sec]$) の速度で DD ロボットを動かし、許容限界速度は $0.035[m/sec]$ ($5[deg/sec]$) とした。

サンプリングタイムは DD ロボットが $0.001[sec]$ 、ロボットアームが $0.01[sec]$ である。

4.2.3 実験結果

実験により得られた推定角度と DD ロボットのエンコーダから出力された角度、抵抗力、 $x \cdot y$ 方向の目標位置と現在位置、 $x \cdot y$ 方向の現在位置と目標位置の差、 $x \cdot y$ 方向の速度。以上のデータを制御法毎に Fig.4.2.7 から Fig.4.2.11 に示す。

5 考察

5.1 筋張力シミュレータに関する考察

本節では Fig.4.1.4 から Fig.4.1.7 に示す、筋張力シミュレータ実験の結果について考察する。

Fig.4.1.4 は腕先位置を固定した状態で BB の作用によって肘関節を屈曲させようとした運動である。BB の推定筋張力図と積分筋電波形の全般的な傾向を見ると、2 度のステップ状の反応がほぼ同時刻に見られ、これらは腕先力の発生とも一致し、両者に関連が有ることを示している。

TB に関しては、推定筋張力図の値は 0 で、活動していない事を示しているが、積分筋電波形では BB に比べれば低いもののステップ状の反応が見られる。この反応のピークは BB のそれと比較すると少し遅れて現れている。これは腕先位置を固定した状態で実験を行ったので、関節を屈曲させる力に対する、力センサを取りつけたロボットアームからの反力が大きく影響していると推察される。また、力を加えていない時に計測されている 15 ~ 20[μ V]前後の積分筋電波形は腕先力の発生には関与していないので、これ以下の電圧は無視して良いと考えられる。

Fig.4.1.5 は腕先位置を固定した状態で TB の作用によって肘関節を伸展させようとした運動である。Fig.4.1.4 と同じく、TB の推定筋張力図と積分筋電波形には一定の傾向が有ることが推察できる。また、腕先力が Fig.4.1.4 に比べて減少しているにも関わらず、TB の積分筋電波形の最大値が Fig.4.1.4 の BB のそれより大きい。皮膚抵抗等の条件が異なるので数値的な比較はできないが、肘関節の伸展と屈曲では使用する筋の数に違いがあり、伸展時の方が少ない。したがって、同じ腕先力を発生させるには、個々の伸展筋は屈曲筋よりも大きな張力を要求されると考えられ、この実験結果は傾向としては正しいと推察される。TB の推定筋張力図をみるとこの現象を良く表しており、Fig.4.1.4 の BB のそれより大きな数値を算出している。

Fig.4.1.6 と Fig.4.1.7 は腕先位置を変動させて、腕の屈曲と伸展を行ったもので、運動に伴い肩関節も若干変化している。定性的な比較のために、屈曲時の BB と伸展時の TB の、積分筋電波形と推定筋張力、それぞれの最大値を 1 として無次元化したものを Fig.5.1.1 と Fig.5.1.2 に示す。推定筋張力図と積分筋電波形の関係は、腕先位置を固定した場合と比較してピーク等のズレが小さく、より高い類似性を示した。また、その運動では使わない筋の積分筋電波形は、腕先位置固定時のようなステップ状の反応を示さなかった。これは加えた力が腕先位置の変化に使われ、過度の反力が発生しなかったためと考えられる。

以上の結果より、本研究で作成した筋張力シミュレータは、全般的傾向において、積分筋電波形との間に類似性が見られ、腕先位置の固定の有無によらず、筋の働きを良く表していると言える。もともと、IEMG は数値一つ一つを見るので無く、筋活動の有無やその強さ、活動の開始時刻や持続時間、あるいは動作に伴う複数の筋相互間の協調性や相反性を知るためにある一定の時間内での全体的な変動を見るものである。したがって、作成し

たシミュレータは、表面筋電計のように準備・装着に時間を取られることなく、回復課程の評価に用いる指標を提供できる可能性が高いと言える。また運動の分析や作業における筋負担の人間工学的評価の推定に有用であり、患者に適した軌道の決定を行えるものと推察される。

このシミュレータの今後の課題としては、腕先位置を固定した場合に本来動いていないはずの IEMG が発生し、推定筋張力との間に相違が見られた点を改善すべきである。これは反力の影響だと考えられるが、作成したシミュレータは力センサの出力である腕先力のみを用いて計算を行うので、この現象に反応しなかった。また、今回の実験では推定筋張力：[N]と、積分筋電波形：[μ V]との相関関係を統一的に分析しなかったが、今後多くの被験者で実験を行い、多変量解析を行って筋張力の推定を行えば、シミュレータの有意性が一層増大するであろう。

5.2 ロボットアームの制御方法に関する考察

本節では Fig.4.2.7 から Fig.4.2.11 に示す、ロボットアーム制御実験の結果について考察する。

まず関節角度については、3.4 節で説明した関節角度推定プログラムの出力と、DD ロボットのエンコーダ出力の比較を行った。結果は最も差の大きかった通常の仮想コンプライアンス制御において、瞬間最大誤差 0.1[rad] (5.73[deg])、平均誤差 0.035[rad](2.0[deg]) となった。逆に誤差の最も小さかった SL では平均誤差 0.008[rad] (0.46[deg]) である。平均誤差を距離に換算すると 0.003 ~ 0.014[m] であり、エンコーダ出力の変動に対してもよく追従している。したがって、このようなケースにおいて関節角度推定プログラムはゴニオメータ等の代役を十分果たしていると考えられる。

以下、各制御法の結果について考察する。Fig.4.2.7 は他の制御方法との比較のために行った通常の仮想コンプライアンス制御の結果である。シミュレーションの段階で判明していたが、実験においても抵抗急減時に速度が急上昇しており、x・y 両方向の速度を合成した数値は最大で 0.18[m/sec] となった。これは許容限界速度の 5 倍以上であり、速度超過の状態は 0.5[sec] 間続いた。この間アームは進行方向に約 0.04[m] 進んでおり、実験におけるトータルの移動量が約 0.32[m] であることを考えると、全体の 10% 以上の行程を速度超過の状態に進んでいる。このような状態で適切な運動療法が実施できるとは考え難く、通常の仮想コンプライアンス制御は痙縮患者の他動運動のようなケースには向いていないことが実証できた。なお、動作終了までに要した時間は 15.7[sec] である。

Fig.4.2.8 は VCL の実験結果である。動作終了までに要した時間は 15.8[sec]、このうち速度リミッタが動作していた時間は約 3.0[sec] とシミュレーションと同様の結果となった。よって、通常の仮想コンプライアンス制御と速度リミッタの組み合わせでは、リミッタの動作時間が長くなり、シミュレーション結果で述べた問題が現実に起こることがわかった。

Fig.4.2.9 は PVCL の実験結果である。動作終了までに要した時間は 19.9[sec] と VCL に

比べて長い。仮想パラメータ M , C を大きくした結果速度変動が小さく、抵抗力急減時の速度上昇も許容限界を越えていない。しかし、あまりにパラメータが大きいために抵抗力に対する応答が極めて低く、抵抗力が加わっても速度が上昇を続ける、抵抗力のピークと速度のピークが 2.1[sec]ずれるなどの現象が現れた。限界速度を越えないという目的は達成できたが、力に対する応答性がこれほど低いと、力制御の意味が無いと言っても過言ではない。しかし、パラメータの数値を下げると Fig.4.2.7 に示すように限界速度を越えてしまう。仮想コンプライアンス制御のパラメータを調整するだけでは想定した状況に対応できないことが確認された。VCL, PVCL 共に許容限界速度を超過していないが、力に対する応答に問題がある。これは人間が使用した場合に違和感を生じさせるものと考えられ、心理的側面に悪影響を及ぼしかねない。

Fig.4.2.10 は SL の実験結果である。動作終了までに要した時間は 17.7[sec]で、通常の仮想コンプライアンス制御よりも若干長い。抵抗力急減による速度上昇時に、速度リミッタが動作した時間は 0.03[sec]と短時間であった。これは VCL における速度リミッタ動作時間の 100 分の 1 に過ぎない。この程度の時間であれば、速度リミッタ動作時の抵抗力に対する応答の変化も殆ど問題にならないものと推察される。目標位置切り替え時に、 x 方向の速度が 1.1[sec]に渡って低下しているが、これはシミュレーションでも同様の結果が出たように、切り替えによって位置偏差が急激に低下したためである。しかし、他動運動においては目標位置まで確実に移動する事が重要であり、SL はこれを達成している。よって、一時的な速度低下により動作時間が若干長くなっても、深刻な問題にはならないと考える。以上より、SL は VCL, PVCL に比べて抵抗力に対する応答が良く、速度超過も起こさないといい好結果が得られた。

Fig.4.2.11 は SEL の実験結果である。動作終了までに要した時間は 68.9[sec]と他の制御法に比べて約 4 倍の時間が掛かっている。これは設定エネルギー値 E を低く設定したために目標位置の進行が遅くなった事が原因であり、 E を調整することで解消されると考えられる。基本的に SEL は SL と同様の動作特性を持つので、動作終了までの時間が長いことを除けば、他に問題となる点は無い。

以上の結果を要約すると、痙縮にも対応したロボットアームによる上肢運動療法に要求される“動作中常に抵抗力に対して敏感に反応しながら目標位置まで対象を移動させ、抵抗急減時に限界速度をこえない”という動作を実現させるには、通常の仮想コンプライアンス制御に速度リミッタの追加、パラメータの変更を施しても困難であり、目標位置の切り替えを導入することで要求を満足できた。

共に要求を満たす SL と SEL の優劣については、動作時間の短さから言えば SL の方が優れていると言えるが、抵抗力が大きければ移動量を低下させるという SEL の特性は、安全性や患者の受ける心理的な面を考えると利点があるように思える。今後、エネルギー設定値を調整して人間を用いた実験を行い、感性面での評価データを揃えた上でどちらの制御方法が優れているかを検討する必要がある。

6 結言

本研究では、痙性麻痺にも対応したロボットアームによる上肢運動療法の実現を目標に、筋張力シミュレータと、仮想コンプライアンス制御を改良した制御法を考案し、基礎的実験を行うことでその有効性を確認した。その結果、以下のような結論を得た。

- (1) 表面筋電位計を用いて、人の BB 及び、TB の IEMG を計測し、同条件のシミュレータの結果と比較した。この結果、両者には関連性が見られ、作成したシミュレータの出力である推定筋張力は運動療法の効果等の評価指標として使用できる可能性が高いと考えられる。また、ロボットアームを用いた運動療法を実施する前に、シミュレータに軌道と腕先力を入力することで、各筋の予測活動状態を推定することが可能であり、アームの軌道決定など機能回復訓練の効率を上昇させる効果も望める。
- (2) 擬似的な痙縮の特性を持たせた DD ロボットを患者の腕に見立て、ロボットアームを用いた上肢の伸展運動を様々な制御方法で行った。この結果、通常の仮想コンプライアンス制御では抵抗力急減時に、速度超過となる等の問題が発生し、速度リミッタの追加やパラメータの変更を行っても満足できる結果が得られないことも確認された。
- (3) (2)を受けて、問題解消のために目標位置の切り替えを導入した改良型仮想コンプライアンス制御法 SL, SEL を考案した。これらを用いた実験を行い、抵抗急変時においても、速度が許容範囲内に収まり、抵抗力に対する応答も良好であることを確認した。したがって、両制御法とも、痙縮に対応したりハビリを実施できる可能性が高い。

以上より、考案したシミュレータと制御法は、上肢リハビリにおいて有効であると考えられる。今回行った実験は健常者やロボットを用いて行ったものであり、また制御法とシミュレータはそれぞれ独立した状態でその有効性を確認している。今後の課題としては、シミュレータの結果からアームの軌道を生成し、考案した制御法で動作させるシステムを構築した上で、人間を用いた実験や、実際にリハビリを必要とする患者のデータ解析を行い、より実用的なレベルの検討を行う必要がある。

謝辞

本研究を進めるにあたり、終始丁寧なご指示、ご指導を賜りました指導教員の井上喜雄教授、甲斐義弘助手、副指導教員の八田章光助教授に、深く感謝の意を表し、お礼の言葉とさせていただきます。また、医学的見地から貴重な助言を下された川崎医療福祉大学の谷岡哲也先生、菅原憲一先生に感謝の意を表します。

実験に参加して頂いた、大学院生の川澤延弘氏、松田拓也氏、森井康友氏、学部生の戸次亨弉氏をはじめ、研究のサポートをして頂いた知能機械力学研究室の研究生の皆さん、ご協力ありがとうございました。

参考文献

- (1) 厚生省大臣官房統計情報部：“平成11年 医療施設（静態・動態）調査・病院報告の概況”，（2000）
- (2) 永田他：“多自由度・力制御可能なパラレル型CPM装置”，第10回リハビリ工学カンファレンス抄録集，（1995），pp.323-326
- (3) 岡島他：“間接可動域訓練装置：柔らかさを与える機構の検討”，総合リハ，vol.26，no.4，（1998），pp.363-369．
- (4) 則次，安藤，山中：“ゴム人工筋を用いたリハビリテーション支援ロボット（第1報 インピーダンス制御による訓練運動モードの実現）”，日本ロボット学会誌，vol.13，no.1，（1995），pp.141-148．
- (5) 坂口，古荘，元田：“ERアクチュエータを用いたリハビリテーション訓練システムの開発に関する基礎研究”，日本ロボット学会誌，vol.19，no.5，（2001），pp.612-619．
- (6) 平林，杉本他：“多自由度ロボットの仮想コンプライアンス制御”，計測自動制御学会論文集，vol.22，no.3，（1986），pp.343-350．
- (7) 林原，園田他：“人とロボットによる長尺物の協調運搬（人の協調挙動に基づく鉛直平面内の制御方法の検討）”，日本機械学会論文集（C編），vol.67，no.653，（2001），pp.162-169．
- (8) 五味，川人：“人腕運動中の手先インピーダンスの計測”，ロボティクス・メカトロニクス講演会 講演論文集，no.940 21，（1994），pp.835-840．
- (9) 岩本：“筋肉の特性を考慮した操作力多角形による上肢の力学的評価”，同志社大学大学院修士論文，（1997）
- (10) P.Piegon, L.H.Yahia and A.G.Feldman：“Moment Arms and Lengths of Human Upper Limb Muscles as Functions of Joint Angles”，J.Biomechanics，vol.29，no.10，（1996），pp.1365-1370
- (11) Rutherford O.M and Jones D.A：“Contractile Properties and Fatiguability of the Human Adductor Pollicis and the Effects of Two Chronic Stimulation Patterns”，J.Neurology and Science，vol.85，（1988），pp.319-331
- (12) 日本機械学会：“生体工学”，オーム社，（1991）
- (13) K.R.Kaufman, K.N.An and E.Y.S.Chao：“Incorporation of Muscle Architecture into the Muscle Length-Tension Relationship”，J.Biomechanics，vol.22，no.8/9，（1989），pp.943-948
- (14) 茨木，福島：“Fortran77最適化プログラミング”，岩波書店，（1991）
- (15) K.N.An, K.R.Kaufman and E.Y.S.Chao：“Physiological Considerations of Muscle Force Through the Elbow Joint”，J.Biomechanics，vol.22，no.11/12，（1989），pp.1249-1256
- (16) J.E.Wood, S.G.Meek and S.C.Jacobsen：“Quantitation of Human Shoulder

- Anatomy for Prosthetic Arm Control – 1.Surface Modeling ” J.Biomechanics ,vol.22 , no.3 , (1989) , pp.273-292
- (17) K.N.An , F.C.Hui , B.F.Morrey , R.L.Linscheid and E.Y.Chao :“ Muscle Across the Elbow Joint a Biomechanical Analysis ” , J.Biomechanics , vol.14 , no.10 , (1981) , pp.659-669
- (18) H.E.J.Veeger , Bing Yu , K.N.An and R.H.Rozendal :“ Paramaters for Modeling the Upper Extremity ” , J.Biomechanics , vol.30 , no.6 , (1997) , pp.647-652
- (19) H.E.J.Veeger , F.C.T.Van Der Helm , L.H.V.Van Der Woude , G.M.Pronk and R.H.Rozendal :“ Inertia and Muscle Contraction Parameters for Muscleskeletal Modeling of the Shoulder Mechanism ” , J.Biomechanics , vol.24 , no.10 , (1991) , pp.615-629
- (20) 山崎 , 横川 , 原 :“ 柔らかな物体に接触する関節形マニピュレータに対する位置と力の制御モードの一切換え法 ” , 同志社大学理工学研究報告 , vol.39 , no.1 , (1998) , pp.21-32 .
- (21) Edward F.Delagi , Aldo Perotto :“ 筋電図のための解剖ガイド 四肢 ” , 西村書店 , (1985)
- (22) 加藤他 :“ 続人間の手足の制御 ” , 学献社 , (1973)

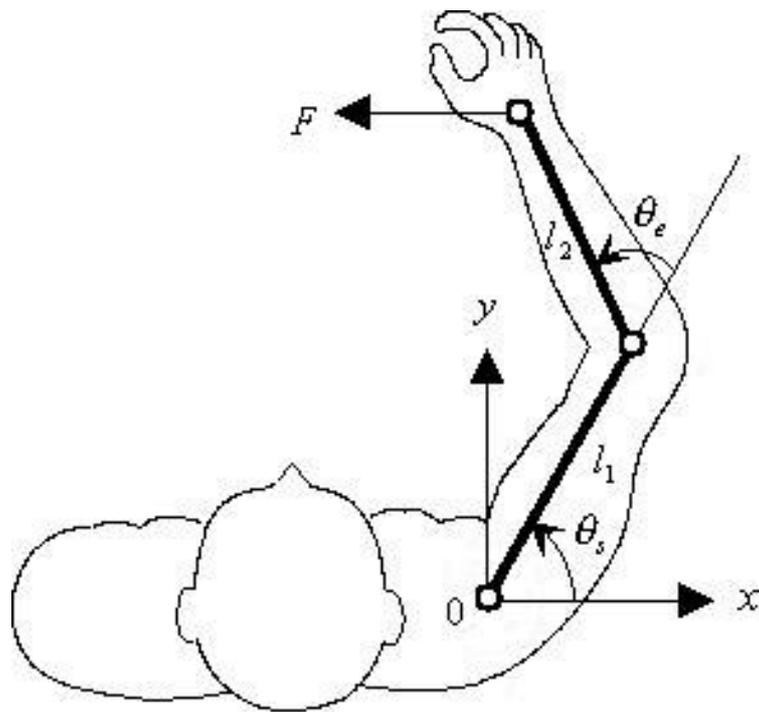


Fig.2.1.1 Coordination and Term Definition

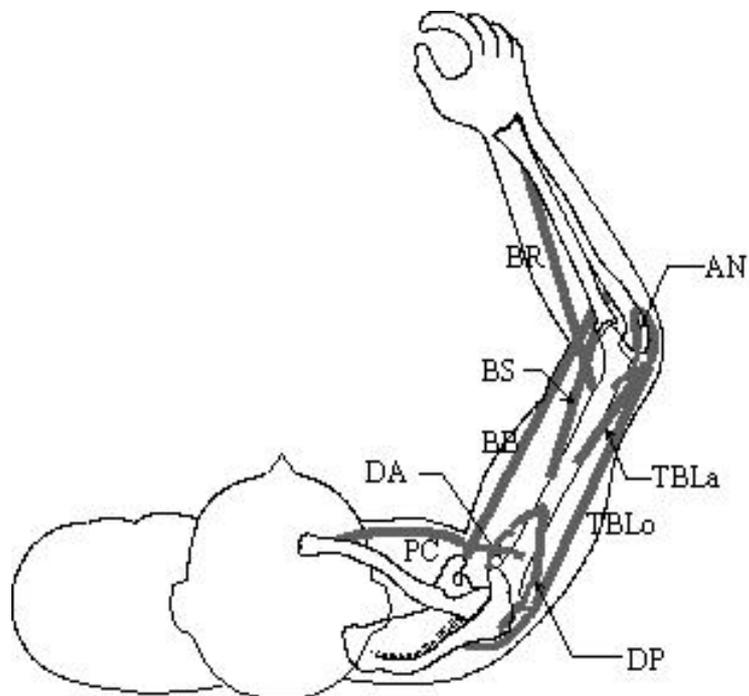


Fig.2.1.2 Muscle Model of Human Arm

Table2.1.1 List of Human Arm Muscle

Name of Muscle	Abbreviated Title	Japanese
Brachialis	BS	上腕筋
Brachioradialis	BR	腕橈骨筋
Anconeus	AN	肘筋
Triceps Brachii Caput Laterale	TBLa	上腕三頭筋外側頭
Triceps Brachii Caput Longum	TBLo	上腕三頭筋長頭
Biceps Brachii	BB	上腕二頭筋
Anterior Portion of the deltoid	DA	三角筋前部
Posterior Portion of the deltoid	DP	三角筋後部
Clavicular Portion of Pectoralis	PC	大胸筋鎖骨部

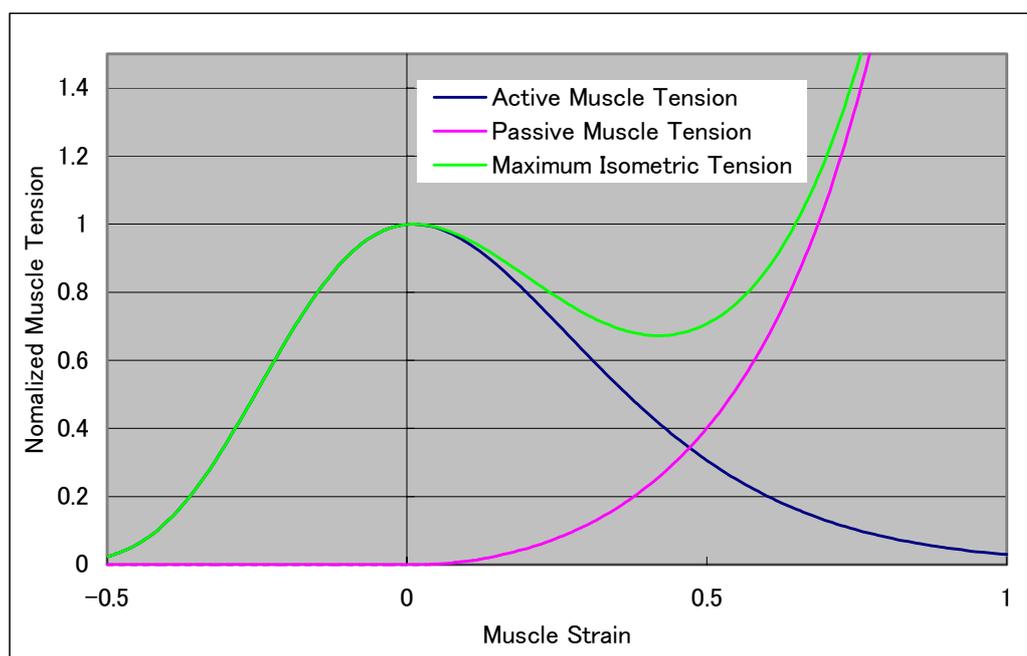


Fig.2.1.3 Relationship between Muscle Strain and Normalized Muscle Tension

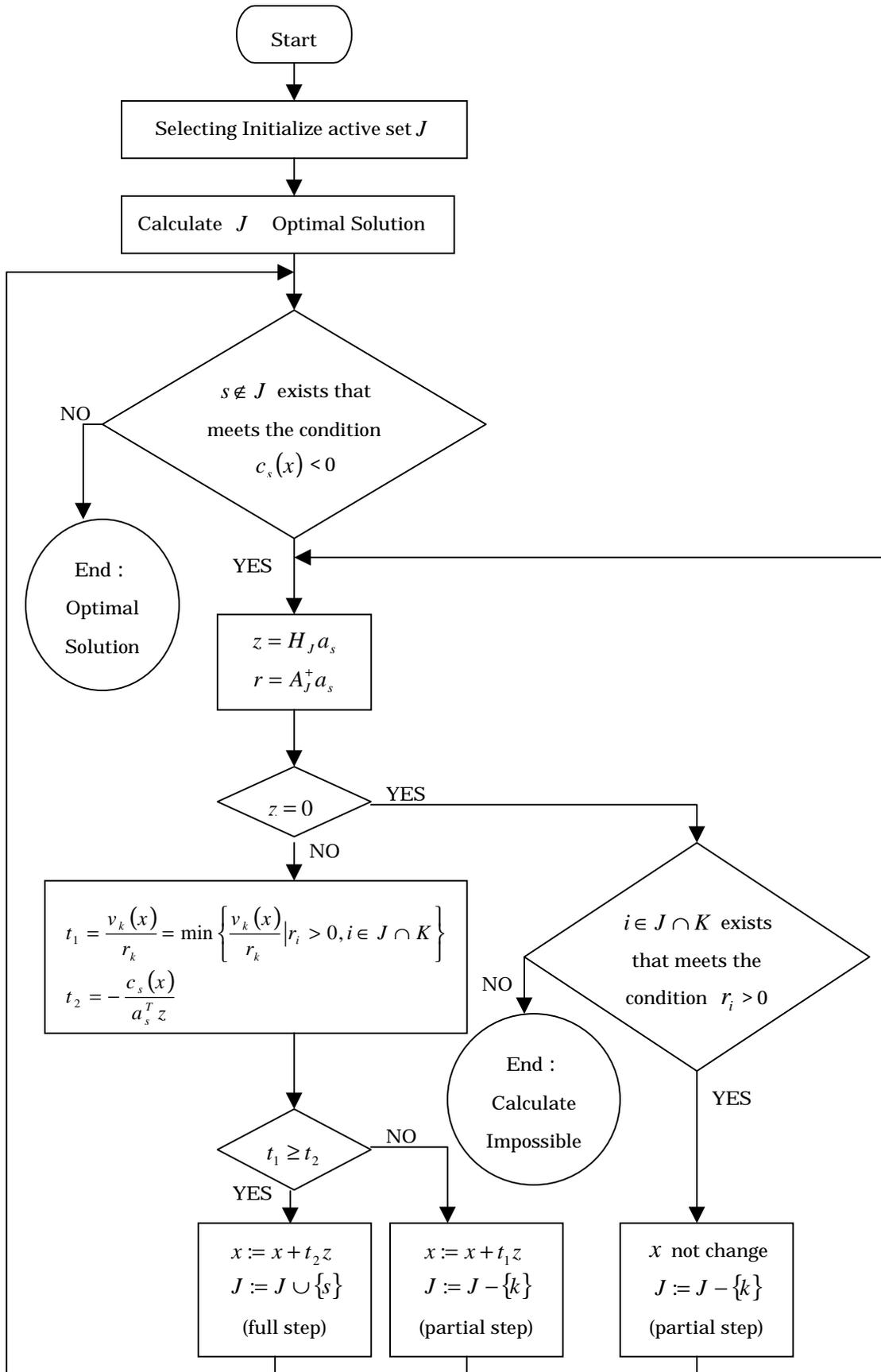


Fig.2.2.1 Flowchart of Dual Method Algorithm

Table2.2.1 Data of PCSA

Muscle	PCSA[cm ²]				Average
	Wood ⁽¹⁴⁾	An ⁽¹⁵⁾	Veeger ⁽¹⁶⁾	Veeger ⁽¹⁷⁾	
BS	11.01	6.97	5.34		7.77
BR	2.56	1.47	2.78		2.27
AN		2.48	1.08		1.78
TBLa	9.66	12.13	7.42		9.74
TBLo	7.10	6.70	3.71	6.84	6.09
BB	10.30	4.62	5.16	6.29	6.59
DA	6.46			7.39	6.93
DP	4.54			8.89	6.72
PC	8.38			5.13	6.76

Table2.2.2 Standard Phalanx Length of Arm

Length [mm]	Upper Arm	Forearm
	l_{n1}	l_{n2}
	310	287

Table2.2.3 Parameters of Arm Muscle

Name of Muscle	Abbreviated title	ml_n [mm]	i_a
Brachialis	BS	98.0	0.95
Brachioradialis	BR	170.8	0.72
Anconeus	AN	50.0	0.67
Triceps Brachii Caput Laterale	TBLa	152.4	0.51
Triceps Brachii Caput Longum	TBLo	207.2	0.51
Biceps Brachii	BB	169.3	0.67
Anterior portion of Deltoid	DA	137.9	0.67
Posterior portion of Deltoid	DP	174.1	0.67
Clavicular portion of Pectoralis	PC	137.7	0.67

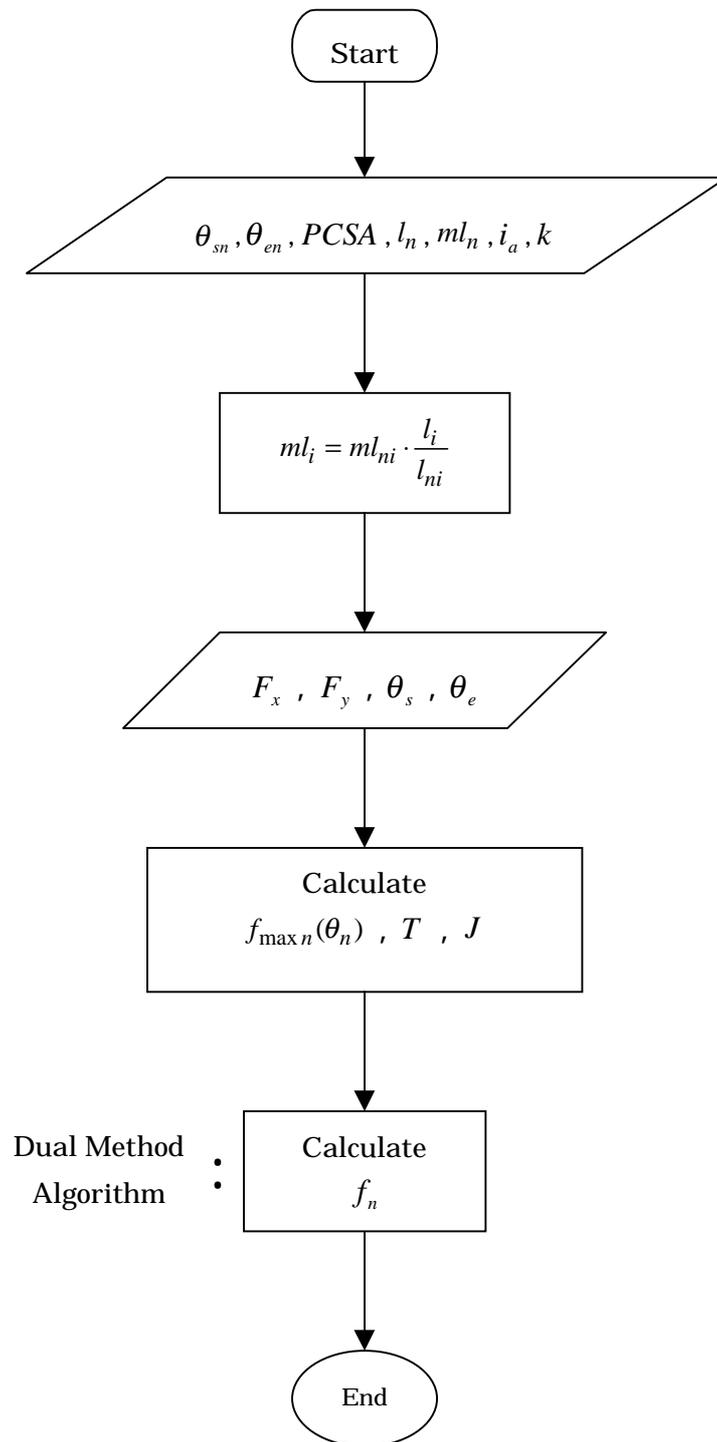


Fig.2.2.2 Flowchart of Estimated Muscle Tension Program

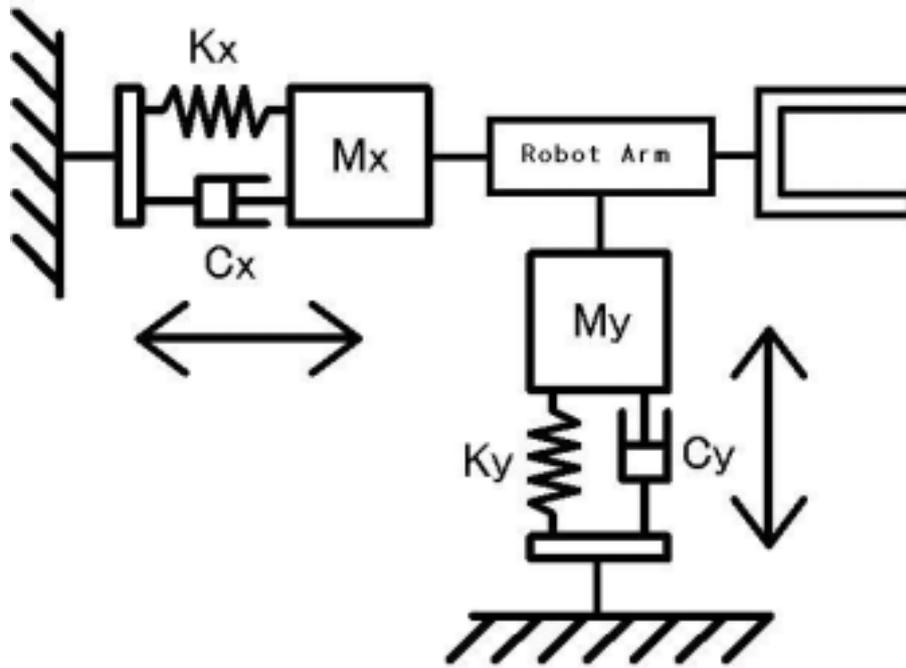


Fig.3.1.1 Virtual Mechanical Impedance

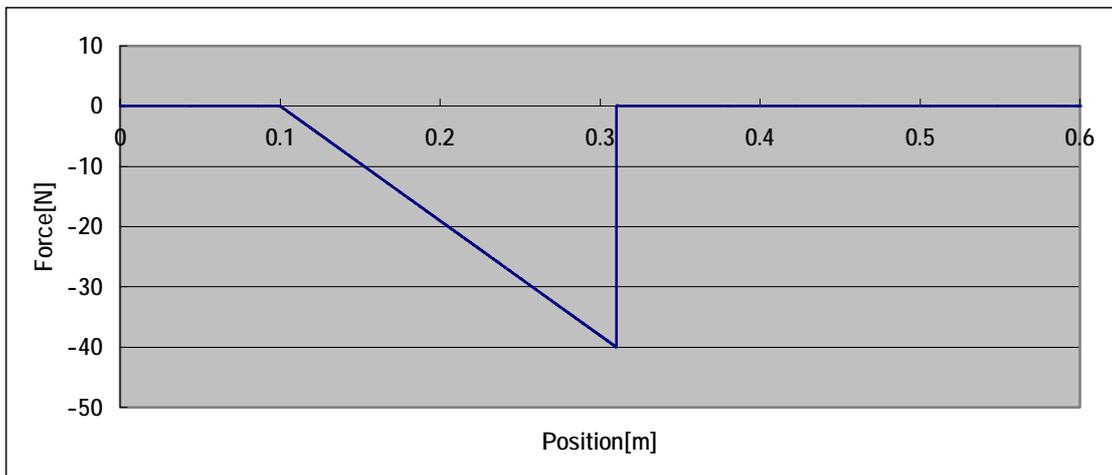


Fig.3.2.1 Relationship between Force and Position

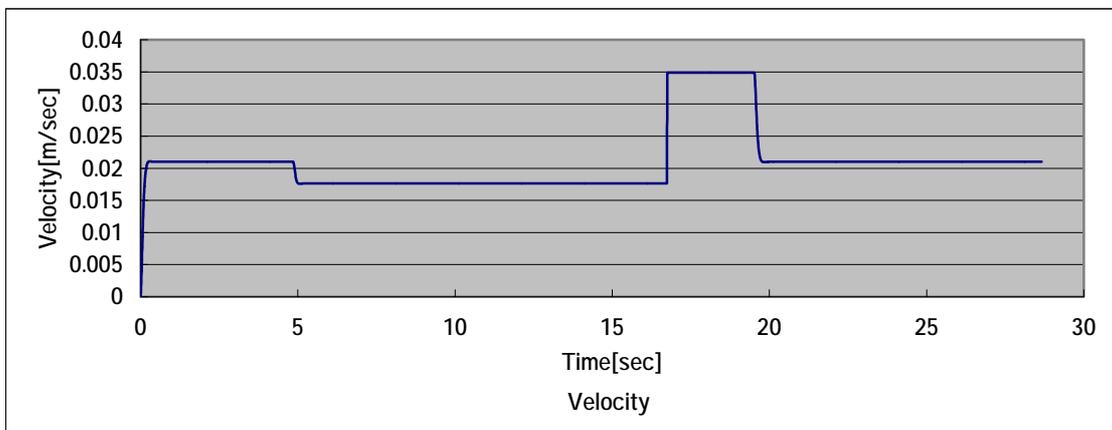
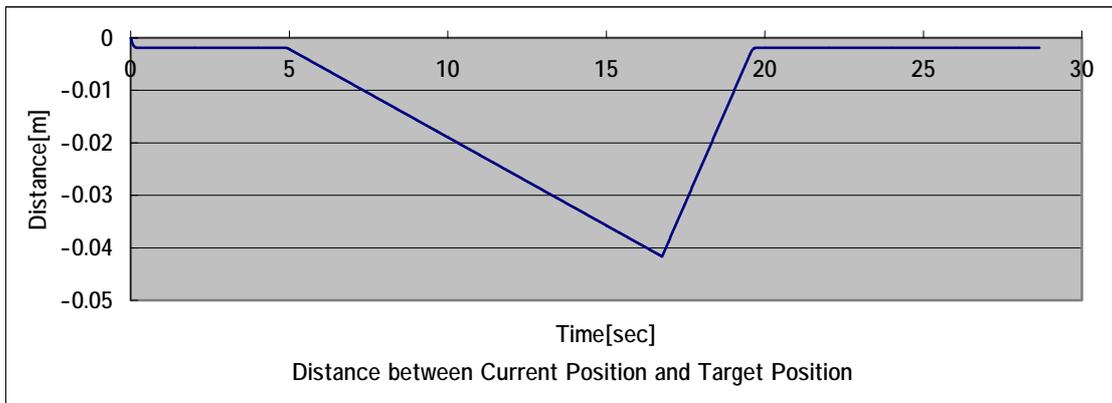
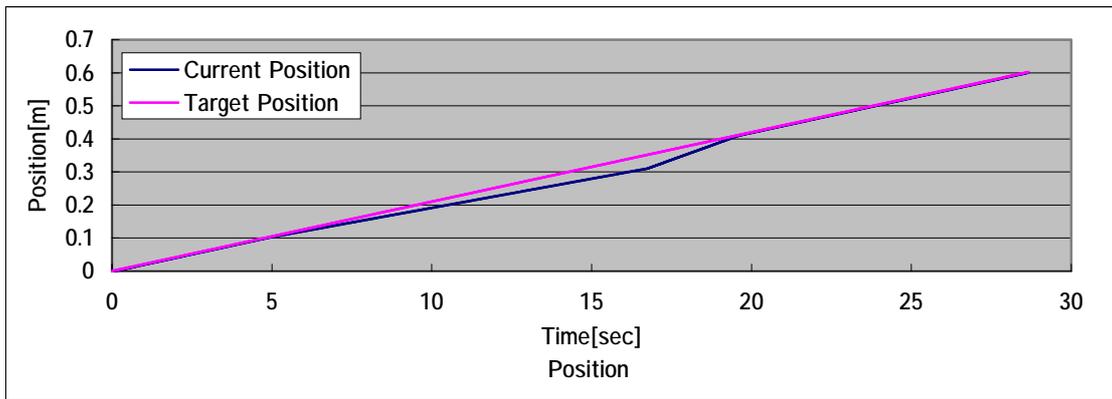
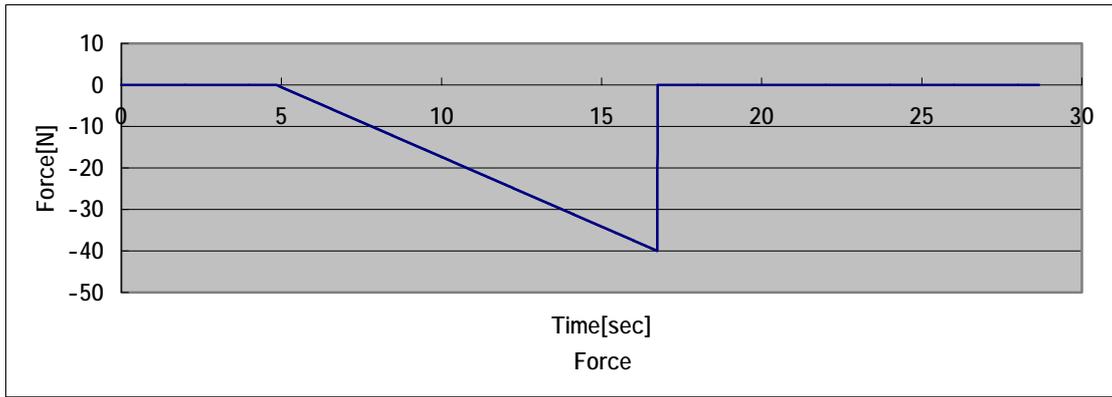


Fig.3.2.3 Simulation Results of Virtual Compliance Control with Velocity Limiter

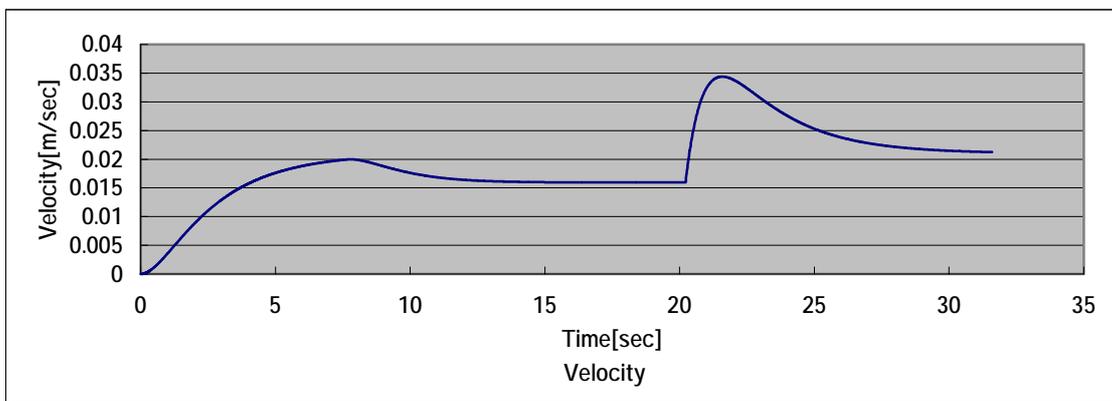
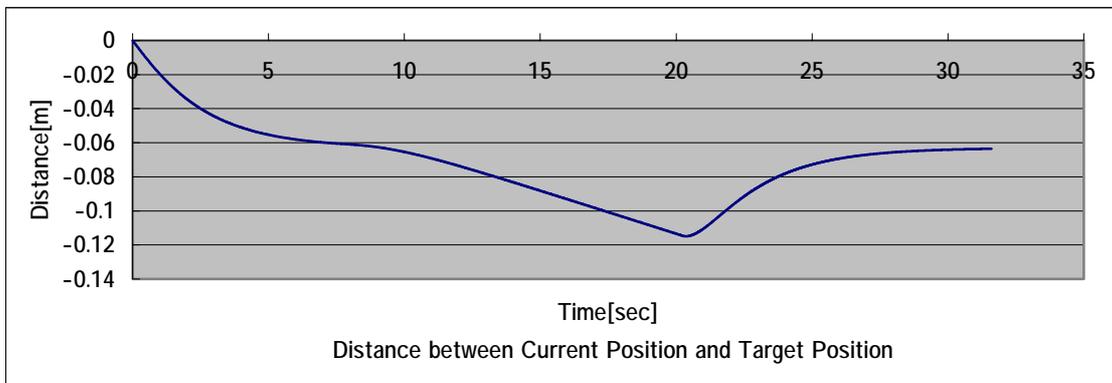
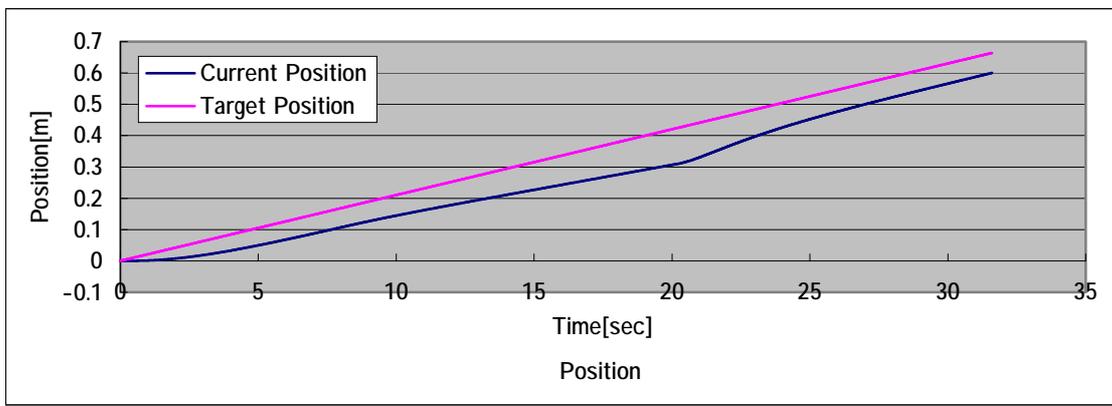
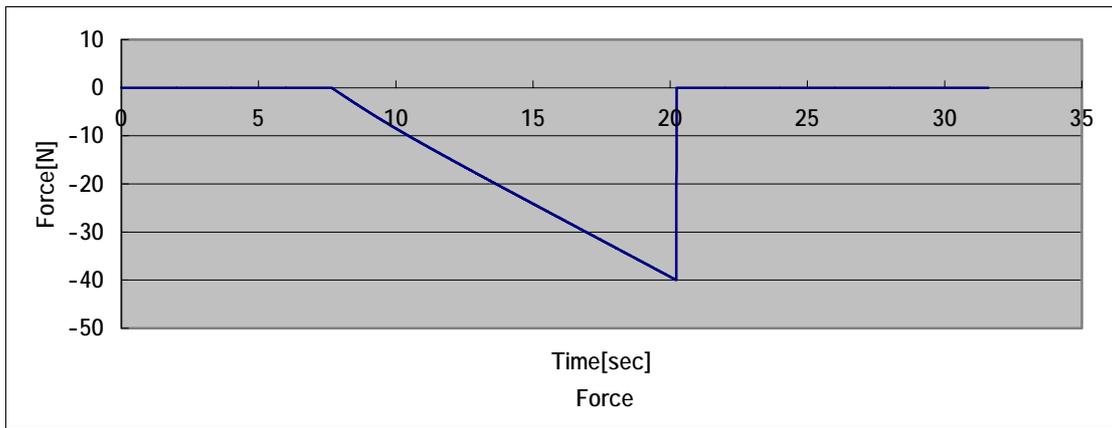


Fig.3.2.4 Simulation Results of Virtual Compliance Control (Parameter Change)

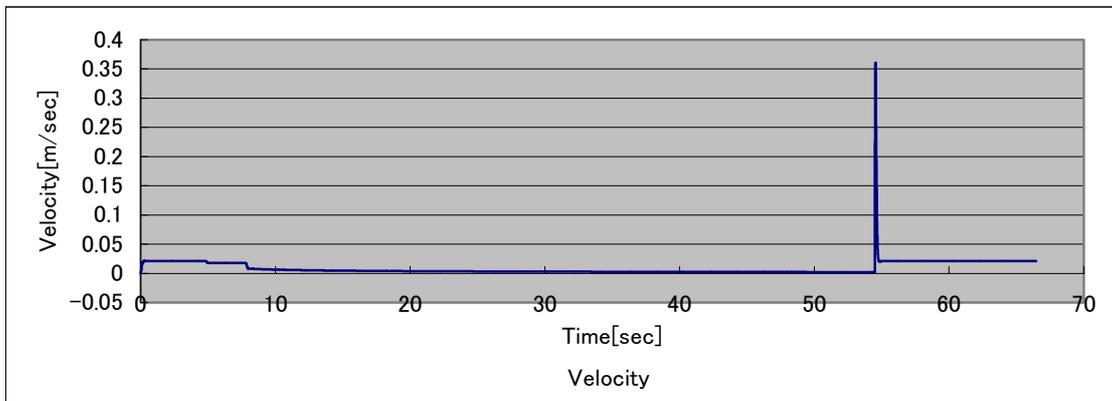
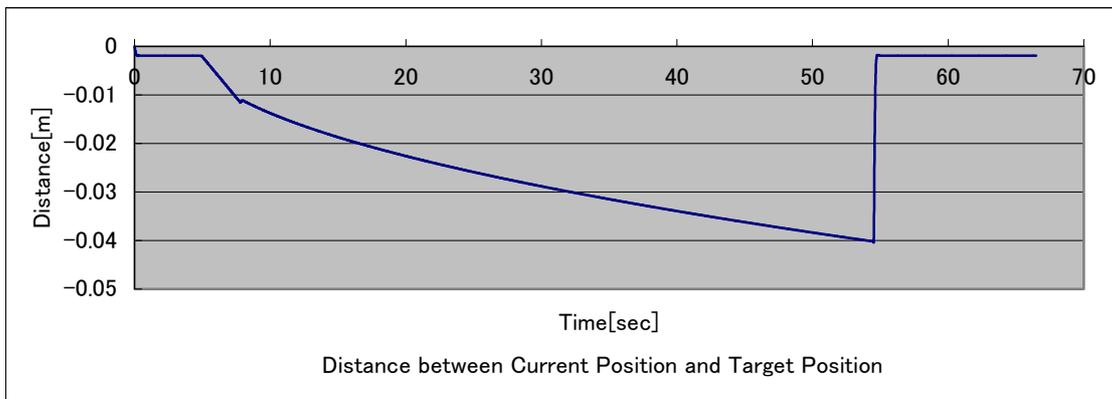
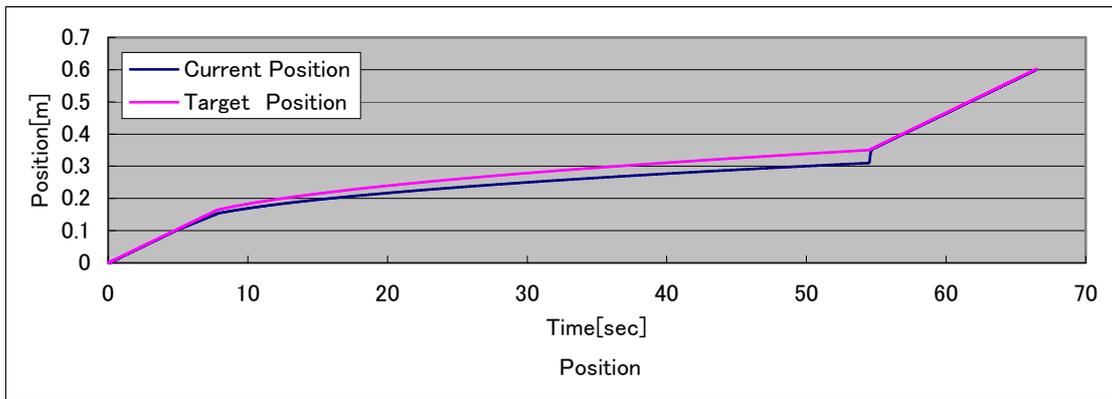
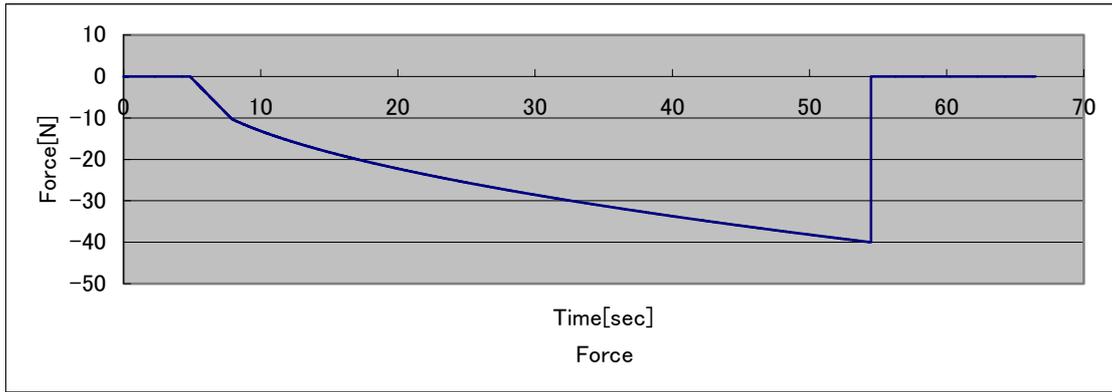


Fig.3.2.5 Simulation Results of Energy Control

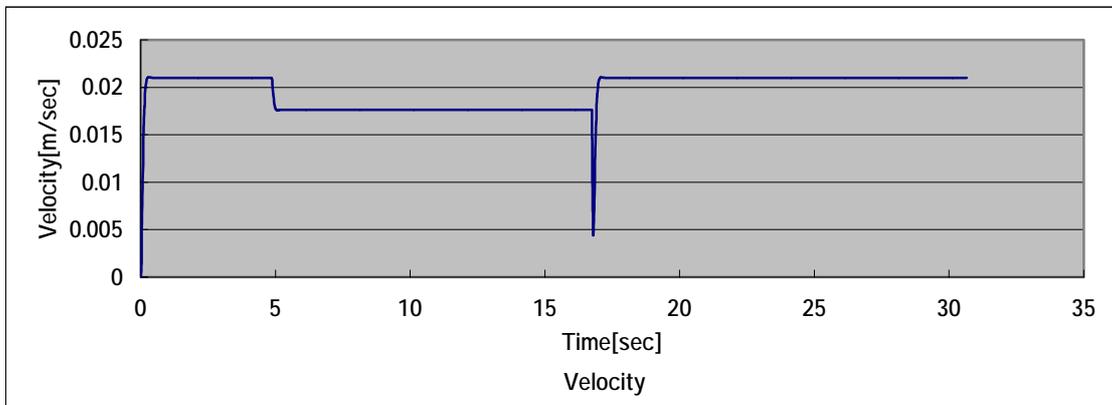
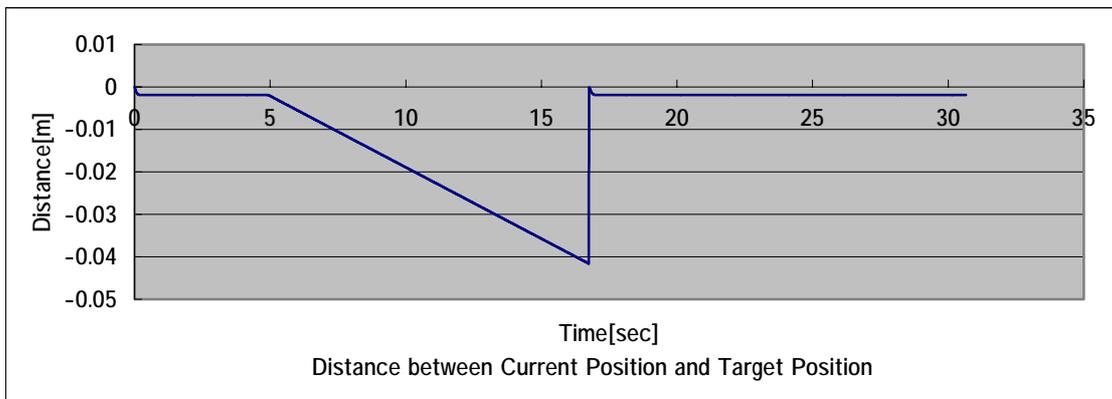
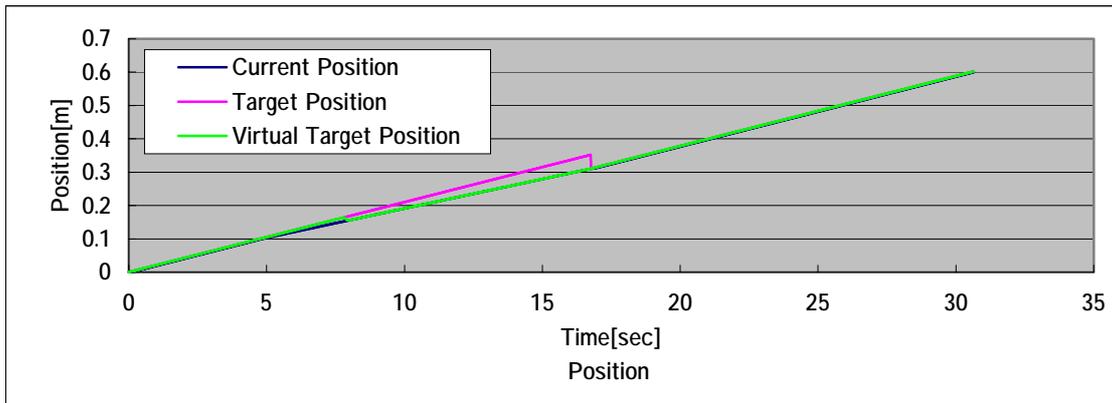
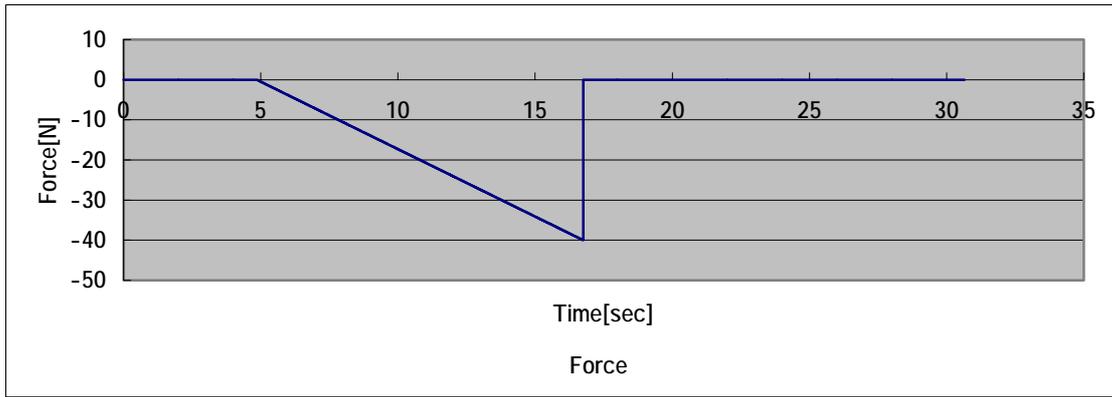


Fig.3.2.6 Simulation Results of Switching Target Position Control

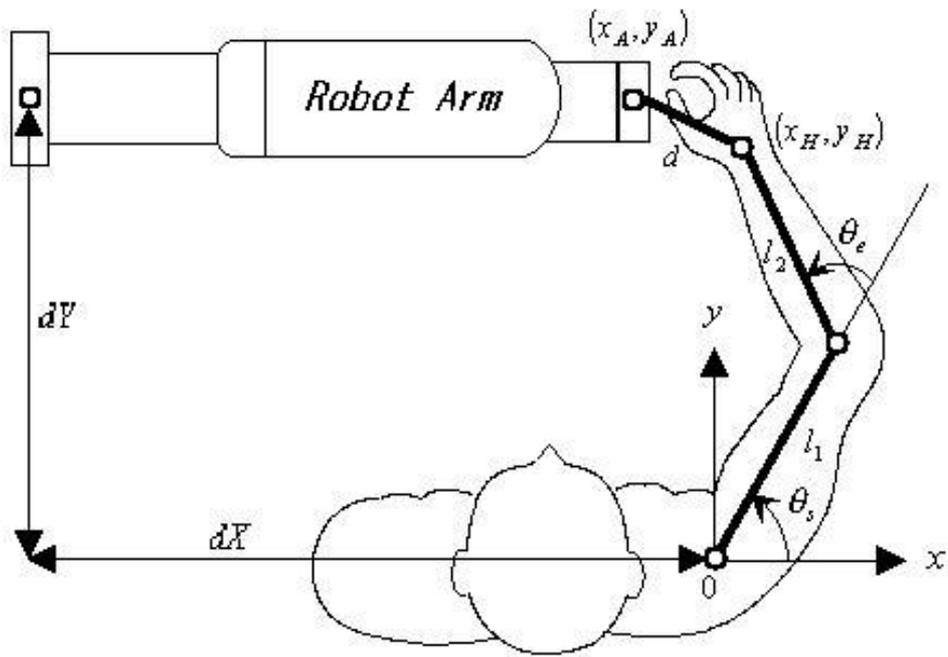


Fig.3.3.1 Coordination and Term Definition
in Estimated Joint Angle Program

Table4.1.1 Specification of 6 axes F/T Sensor
6 軸力覚センサ IFS-67M25A 50-I40(NITTA 製)

測定限界x, y方向力	200[N]
測定限界z方向力	400[N]
測定限界各軸モーメント	12.5[N・m]
外径	67[mm]
高さ	25[mm]
重量	180[g]
データ出力周期	8000[Hz]

Table4.1.2 Specification of Electromyograph
多用途テレメータ サイナアクト MT11(NEC メディカルシステムズ製)

チャンネル数	14 チャンネル, マーク 1 チャンネル
電極入力数	最大 28
測定現象	脳波, 心電図(心拍数), 表面筋電図, 眼球運動, 呼吸曲線(1 チャンネル)
伝送情報	バッテリーエンプティ, ナースコール, モニタージュ番号, 測定条件
電波形式	特定小電力医用テレメータ E 型
電波の到達距離	約 30[m]以上(見通し可能な場所)
保存温度	周囲温度…-10~60℃
	相対湿度…30~95%
使用環境	周囲温度…10~40℃
	相対湿度…30~85%
入力インピーダンス	10MΩ 以上
最大入力電圧	±3m[V]/±300 μ [V]以上
入力重畳直流電圧	±0.4[V]
同相成分除去比	70[dB]以上(入力平衡)
雑音	7 μ VP-P(f=60[Hz])
周波数特性	0.1~200[Hz]
利得	60/80[dB]
時定数	0.3/1.5[s]
出力電圧	0.5[V]/500 μ [V]; 50 μ [V](レコーダ用出力)
校正信号	500/50 μ [V](インターバル 4 秒の方形波)
寸法	送信機…138×82×37.5[mm]
	受信機…210×285×226[mm]
重量	送信機…300[g](電池含まず)
	受信機…6.8[kg]

Table4.1.3 Specification of 7 axes Robot Arm
7軸ロボットアーム PA-10A-ARM(三菱重工業製)

アーム本体重量	35[kg]
先端取扱重量	10[kg]
関節数	7
関節構成	取りつけ面より R-P-R-P-R-P-R (Rは回転関節, Pは旋回関節を示す)
駆動方式	ACサーボモータ+電磁ブレーキ+ アブソリュート角度検出器(レゾルバ)
手先合成最大速度	1550[mm/s]
位置繰り返し精度	±0.1[mm]
全長	肩リーチ 315[mm]+上腕 450[mm] +下腕 500[mm]+手首リーチ 80[mm]=1345[mm]
アーム長	950[mm](関節間距離)
アーム本体保護構造	防塵、防滴型(IP65)
コントローラ質量	25[kg]
教示方式	各軸値入力, 位置姿勢入力:6方向キ ーイン, ダイレクトティーチング
経路制御方式	PTP(点間)制御(直線補間, 円弧補 間, 各軸), CP(連続軌道)制御
システム構成	オープンアーキテクチャ(ISAバス内蔵 DOS/V仕様)
電源	AC100±10%, 50/60[Hz] 1.5kVA 以下
周囲温度	0°C~50°C, 耐放射線 1X10 ⁶ [rad](アーム本体)
コントローラバリエーション	ISAバス内蔵 DOS/V、ISAバス内蔵 Windows95/98/NT/英語版 NT

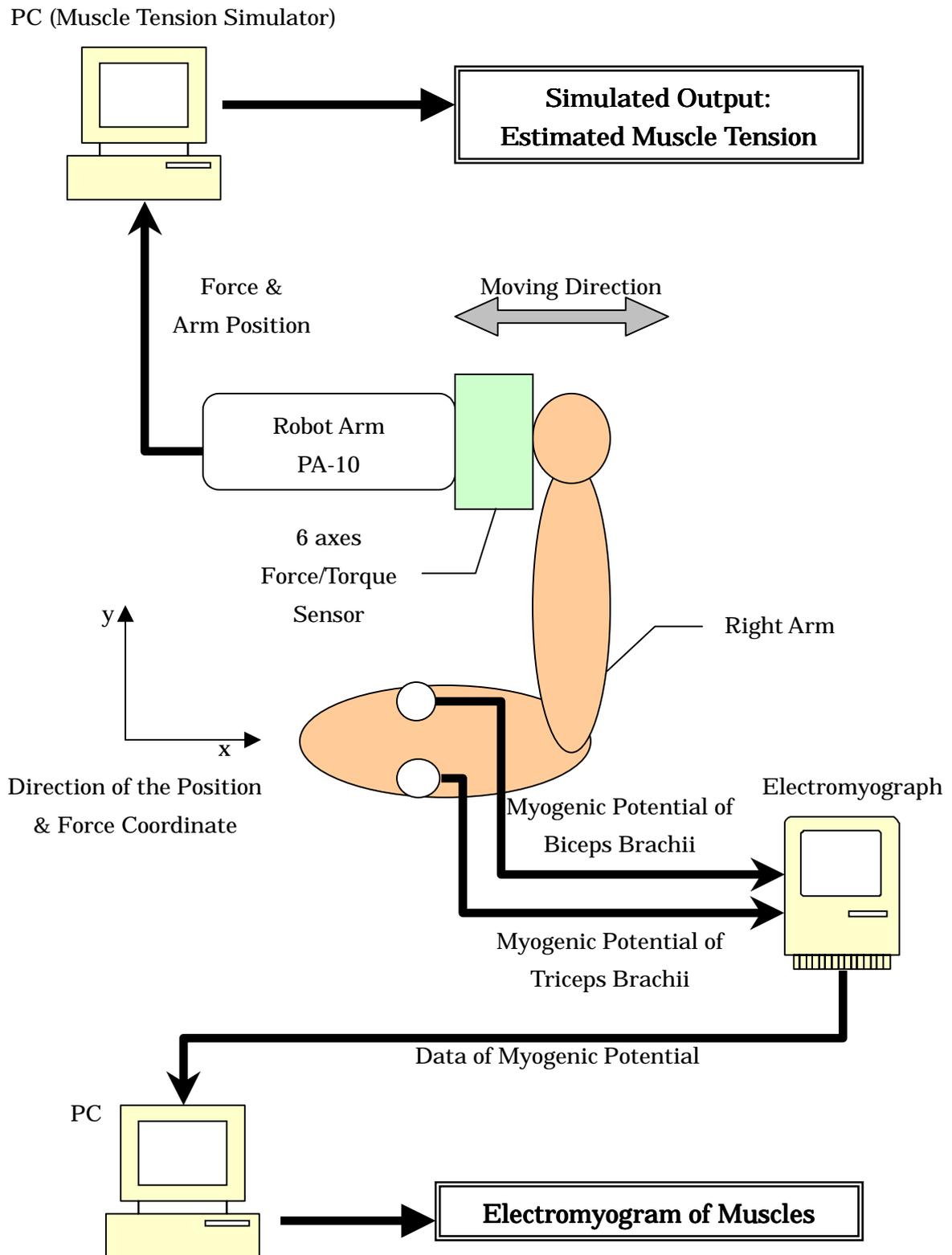


Fig.4.1.1 System Structure of Simulator Experiment

Table4.1.4 Phalanx Length of Subject Arm

	Upper Arm l_{n1}	Forearm l_{n2}	Correction Factor of Muscle Length l_i/l_{ni}
Length [mm]	280	230	0.852

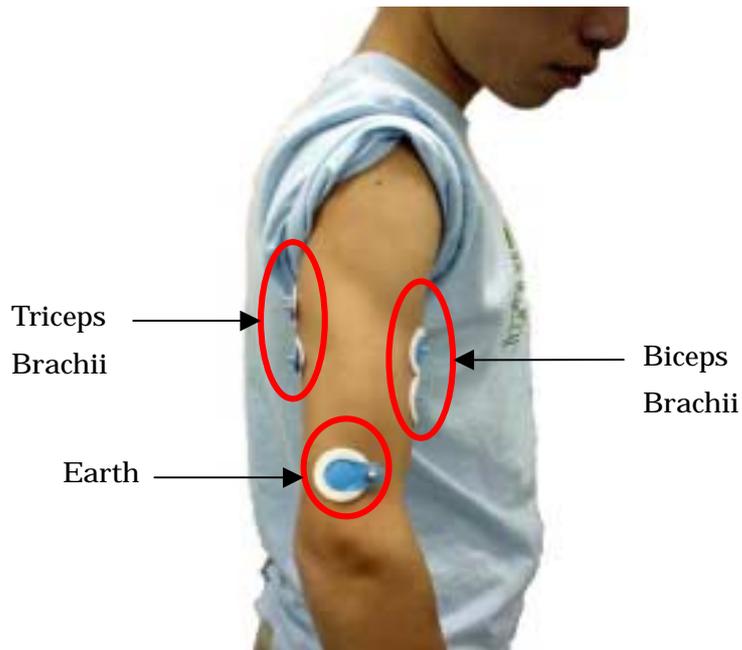


Fig.4.1.2 Affix Point of Electrode



Fig.4.1.3 Experiment Scene

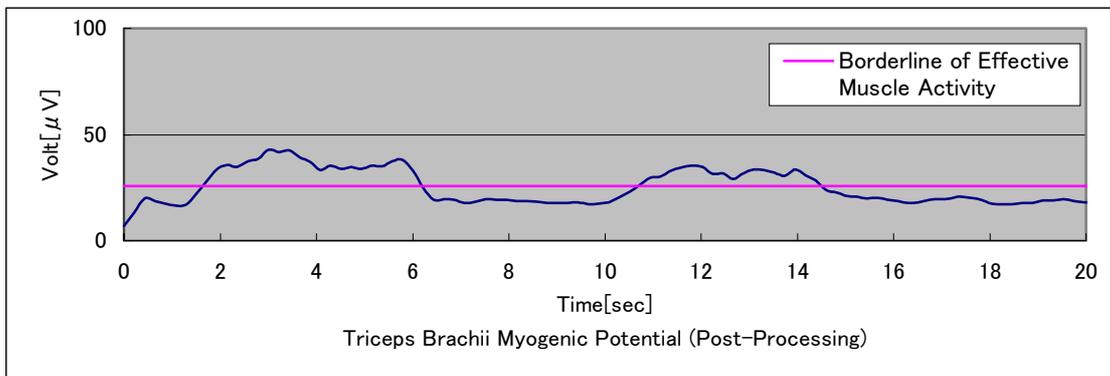
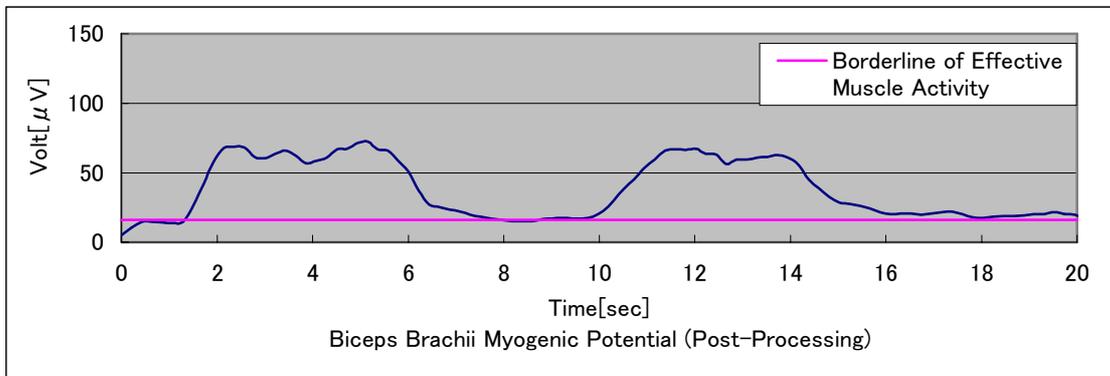
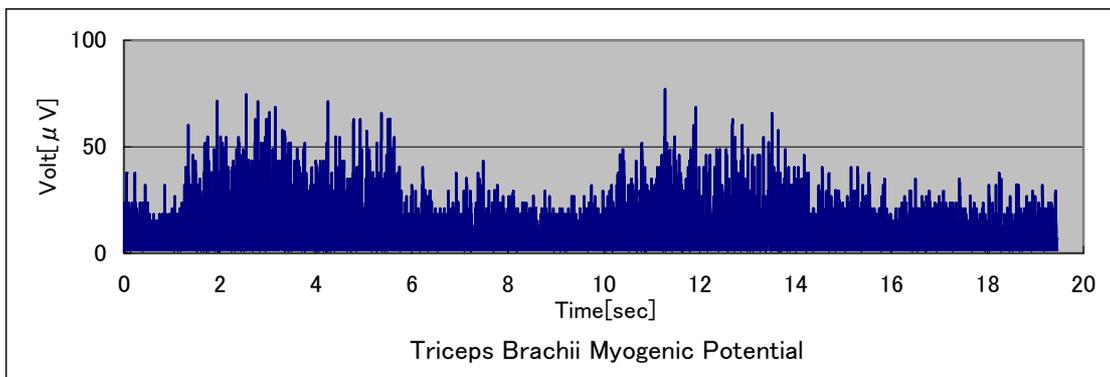
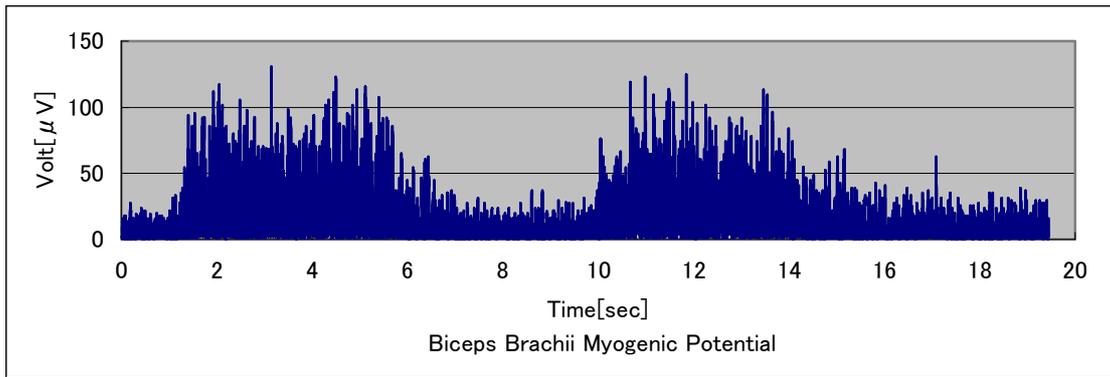


Fig.4.1.4 (1) Experiment Results of Curvature Movement in Case of Fixed Arm Position

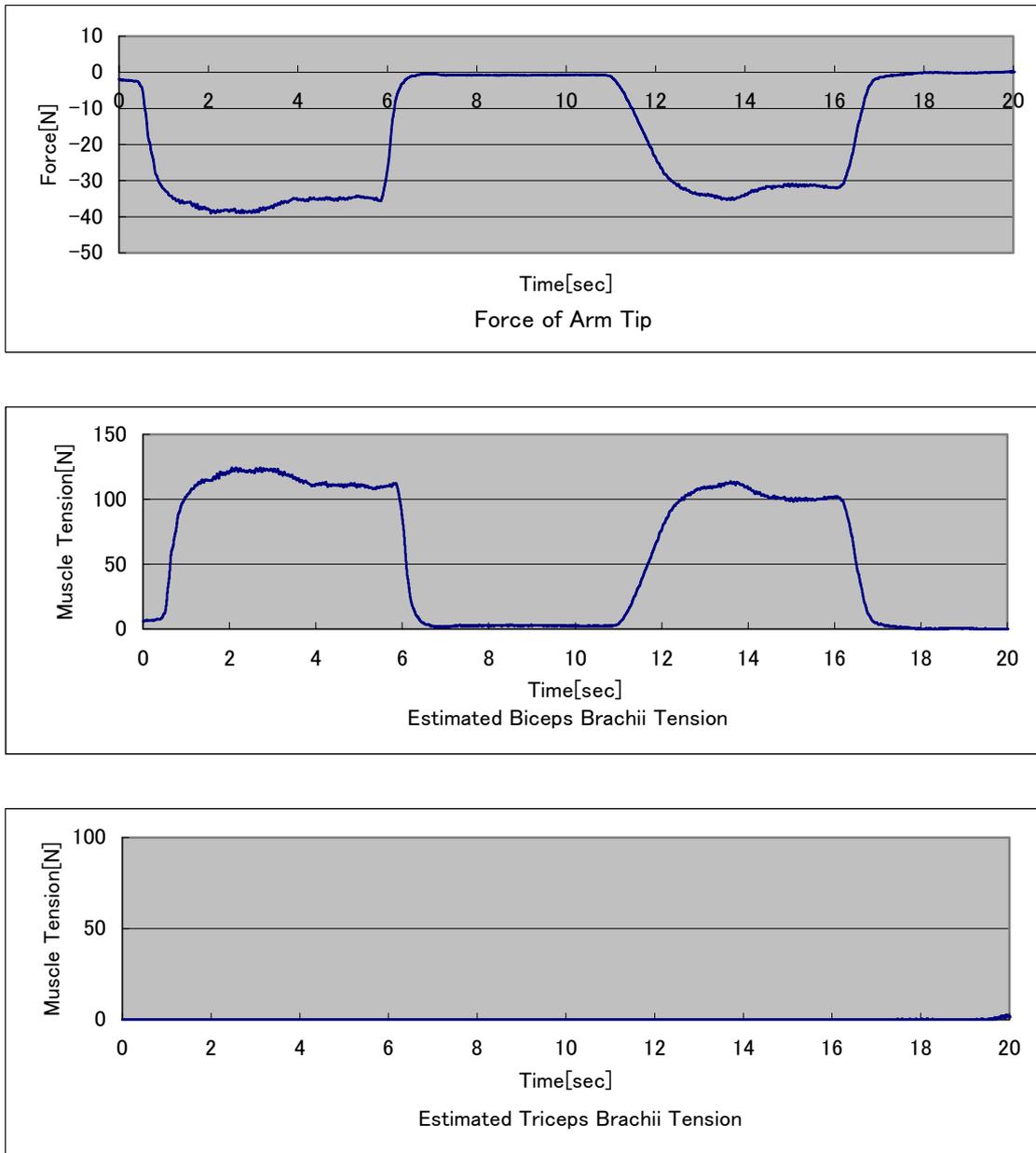


Fig.4.1.4 (2) Experiment Results of Curvature Movement in Case of Fixed Arm Position

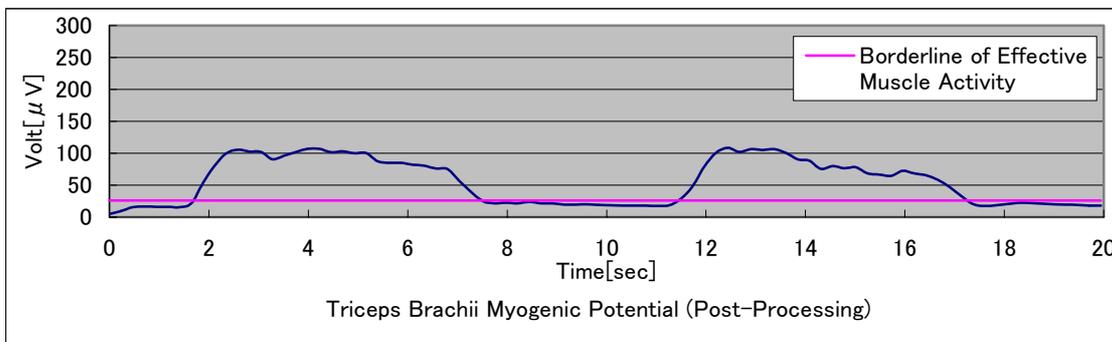
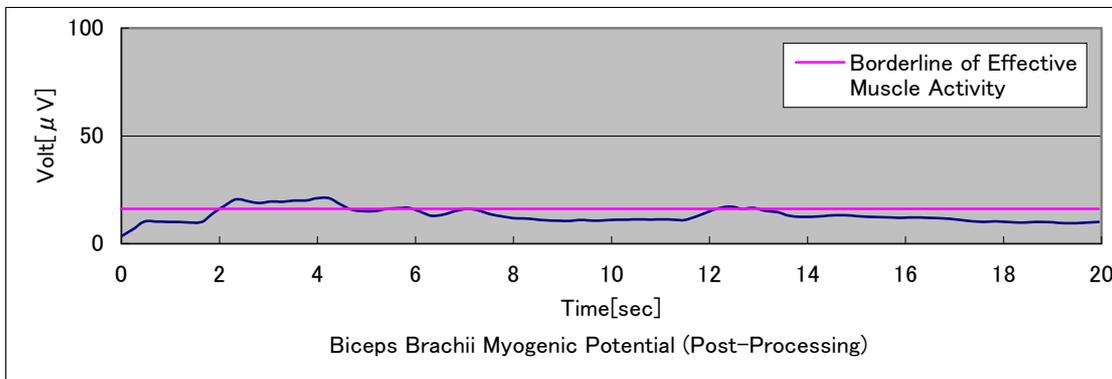
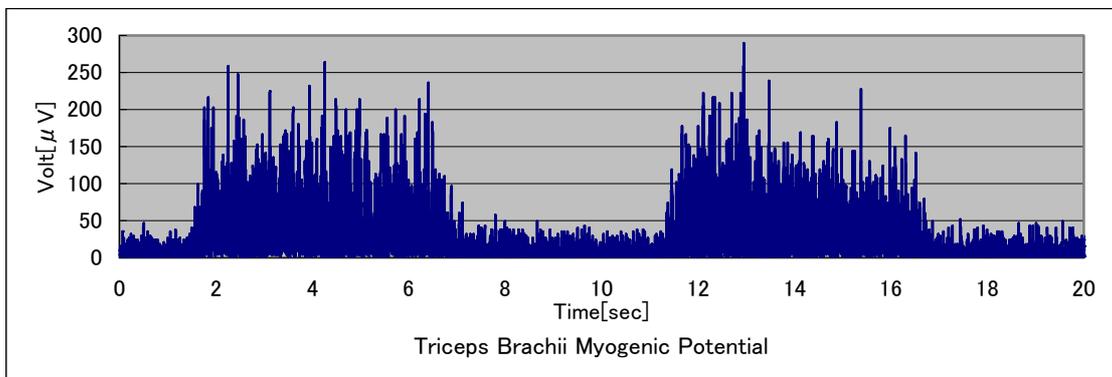
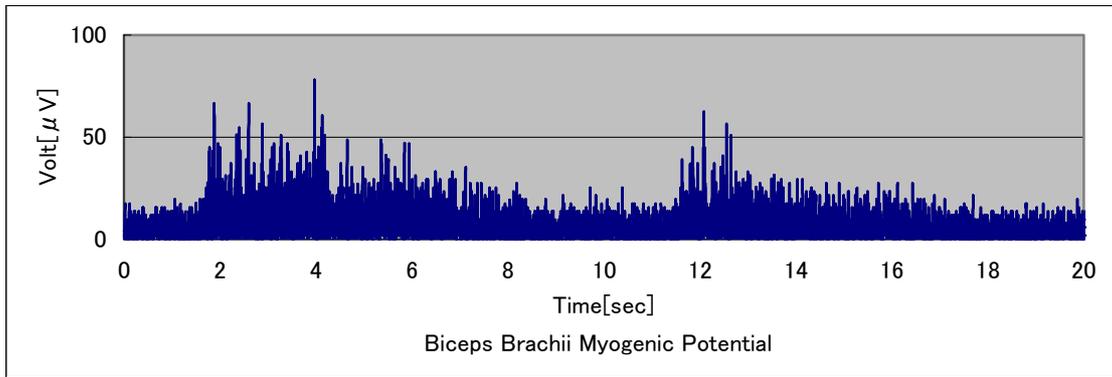


Fig.4.1.5 (1) Experiment Results of Extension Movement in Case of Fixed Arm Position

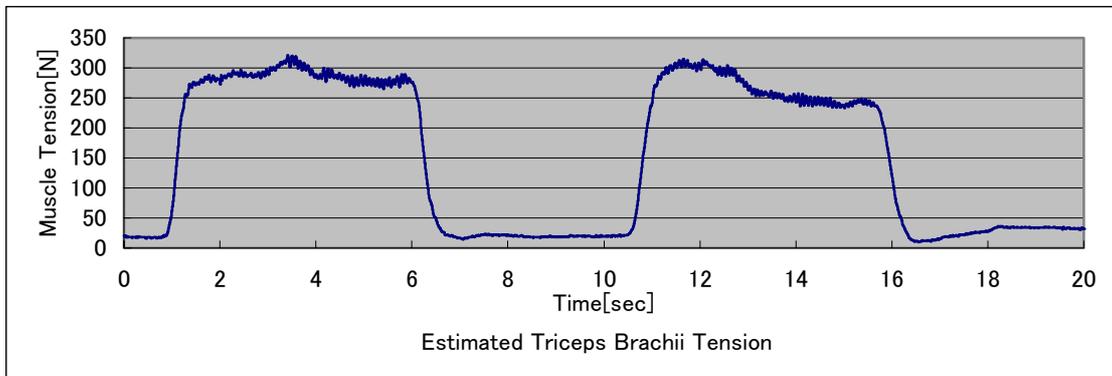
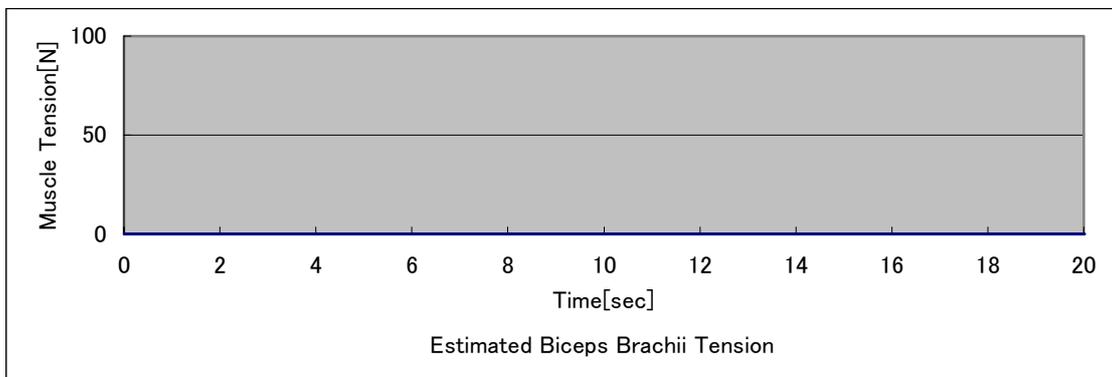


Fig.4.1.5 (2) Experiment Results of Extension Movement in Case of Fixed Arm Position

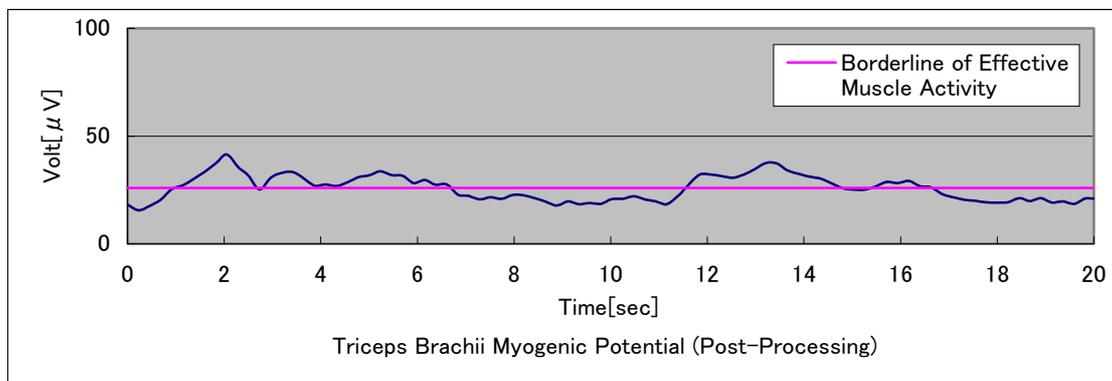
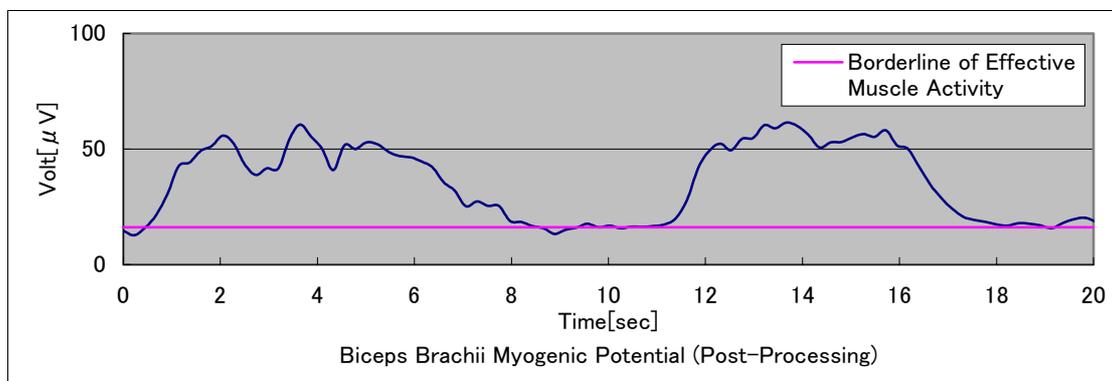
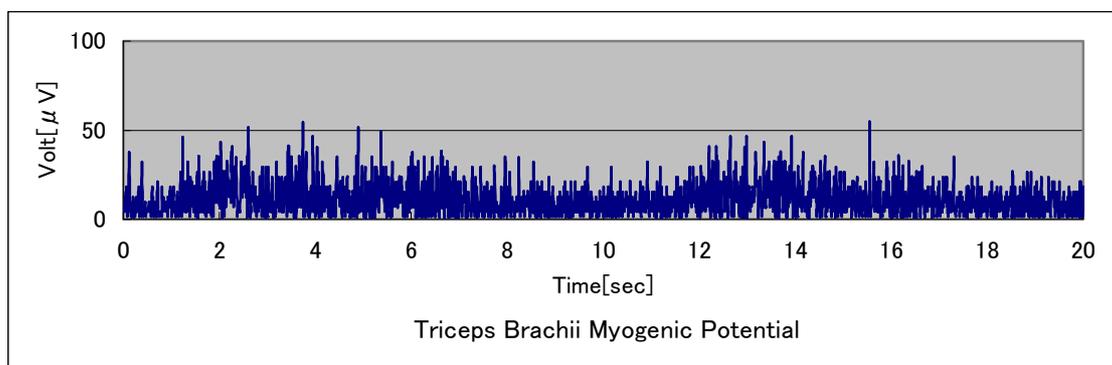
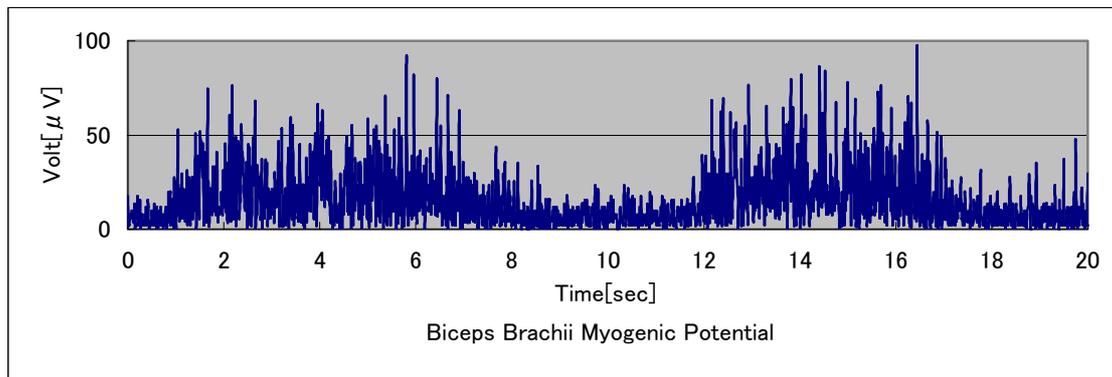


Fig.4.1.6 (1) Experiment Results of Curvature Movement in Case of Moved Arm Position

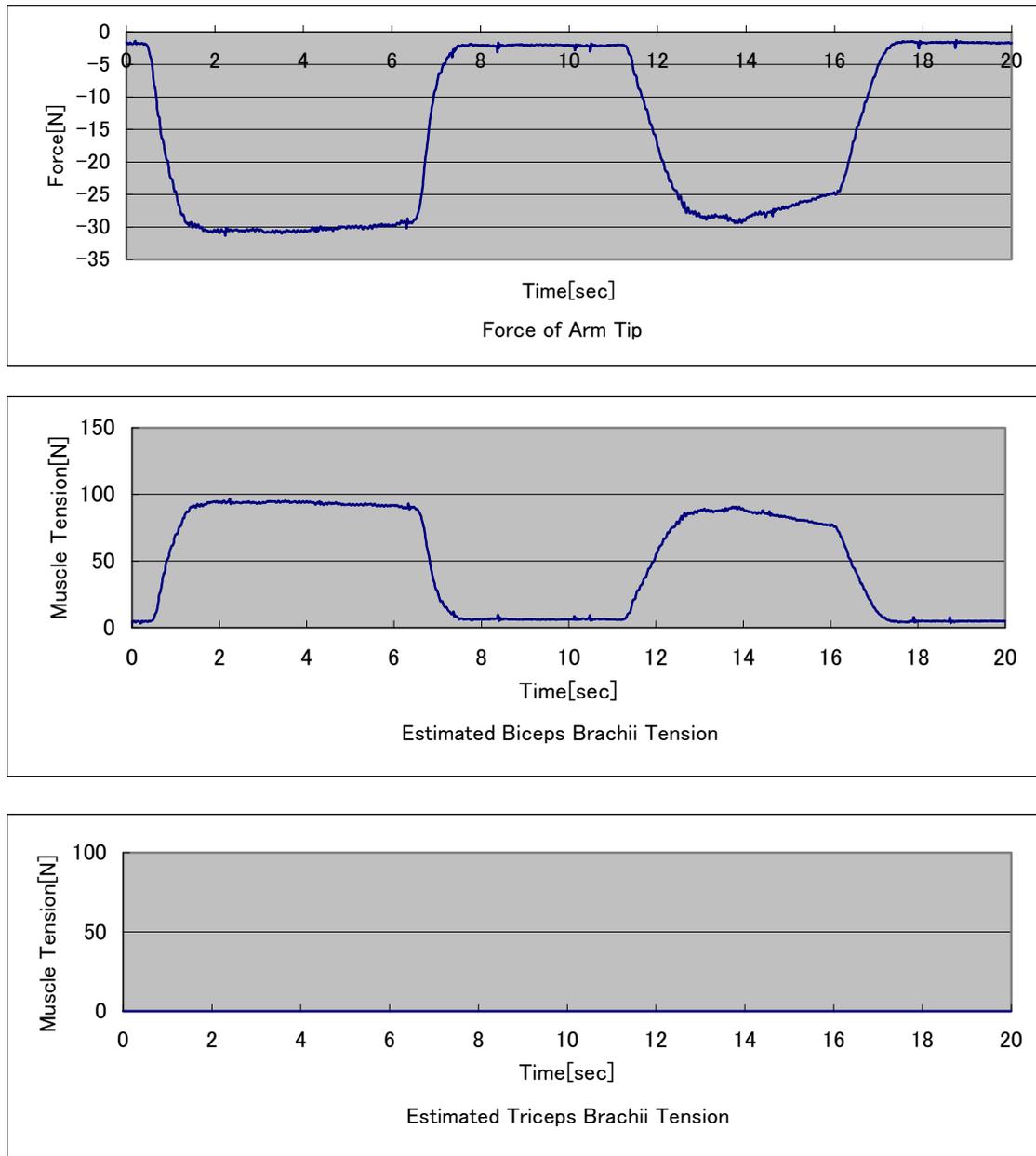


Fig.4.1.6 (2) Experiment Results of Curvature Movement in Case of Moved Arm Position

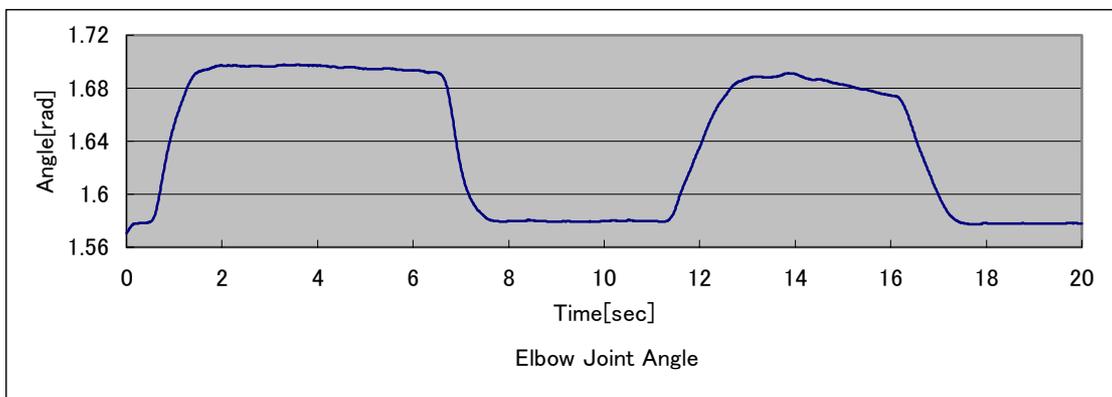
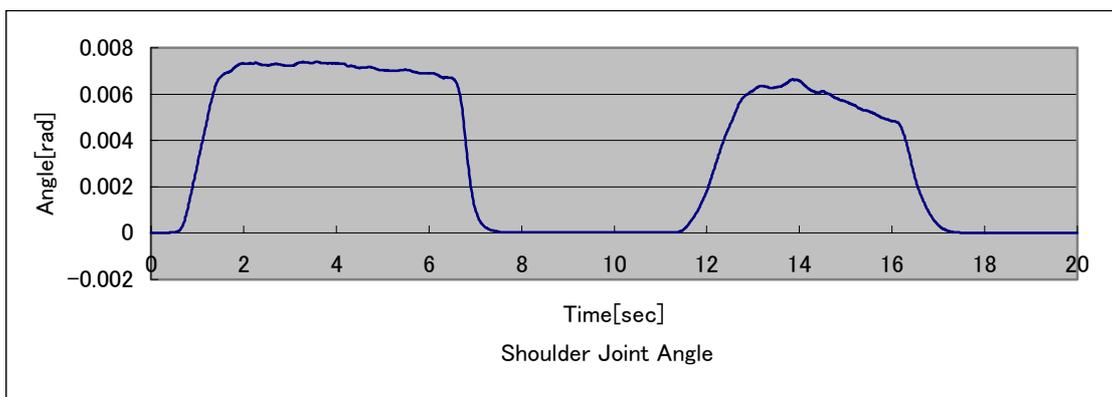
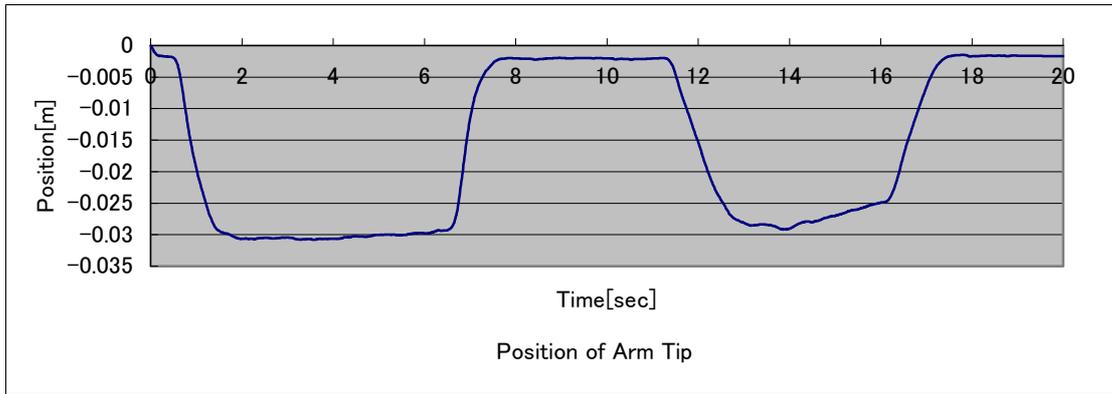


Fig.4.1.6 (3) Experiment Results of Curvature Movement in Case of Moved Arm Position

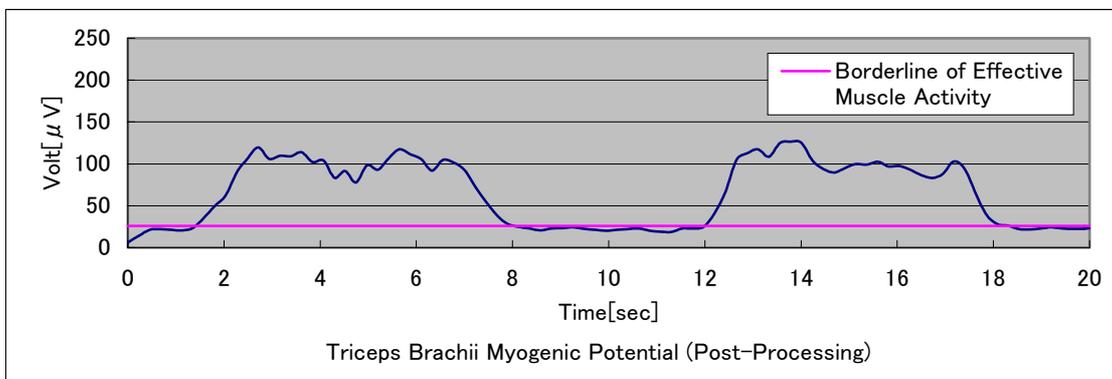
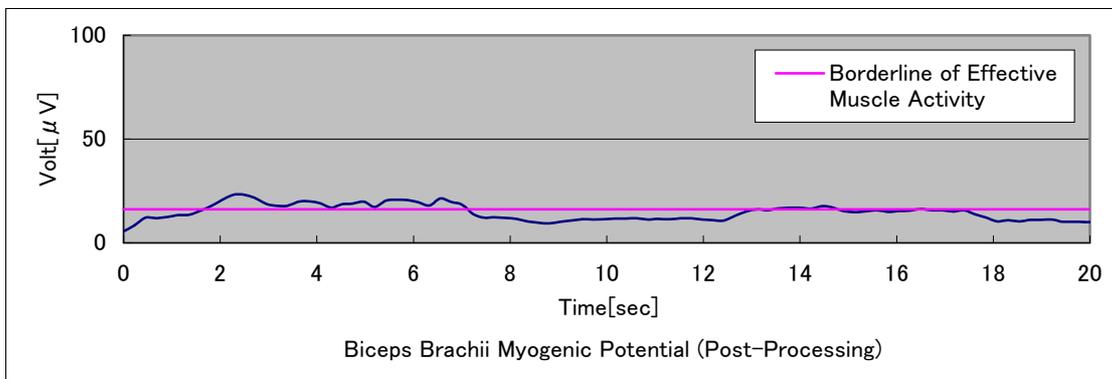
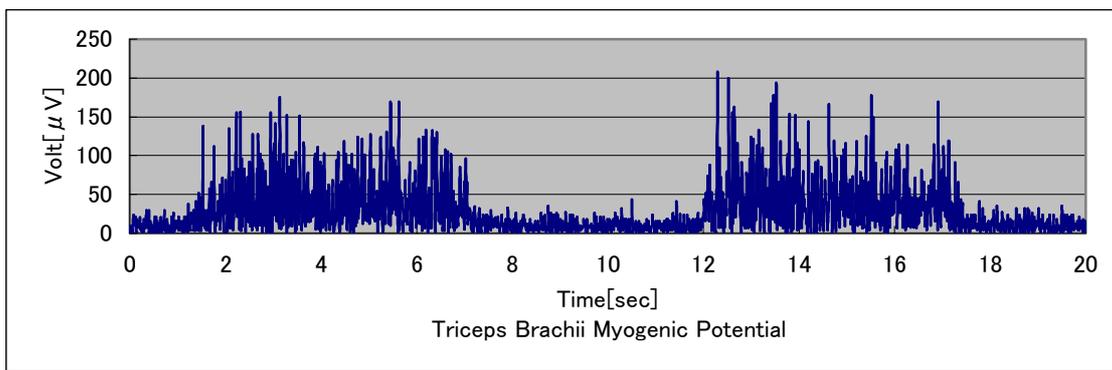
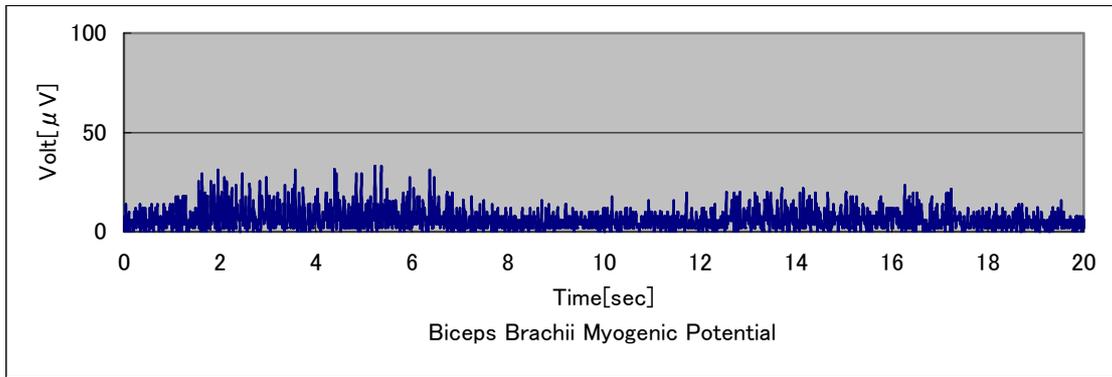


Fig.4.1.7 (1) Experiment Results of Extension Movement in Case of Moved Arm Position

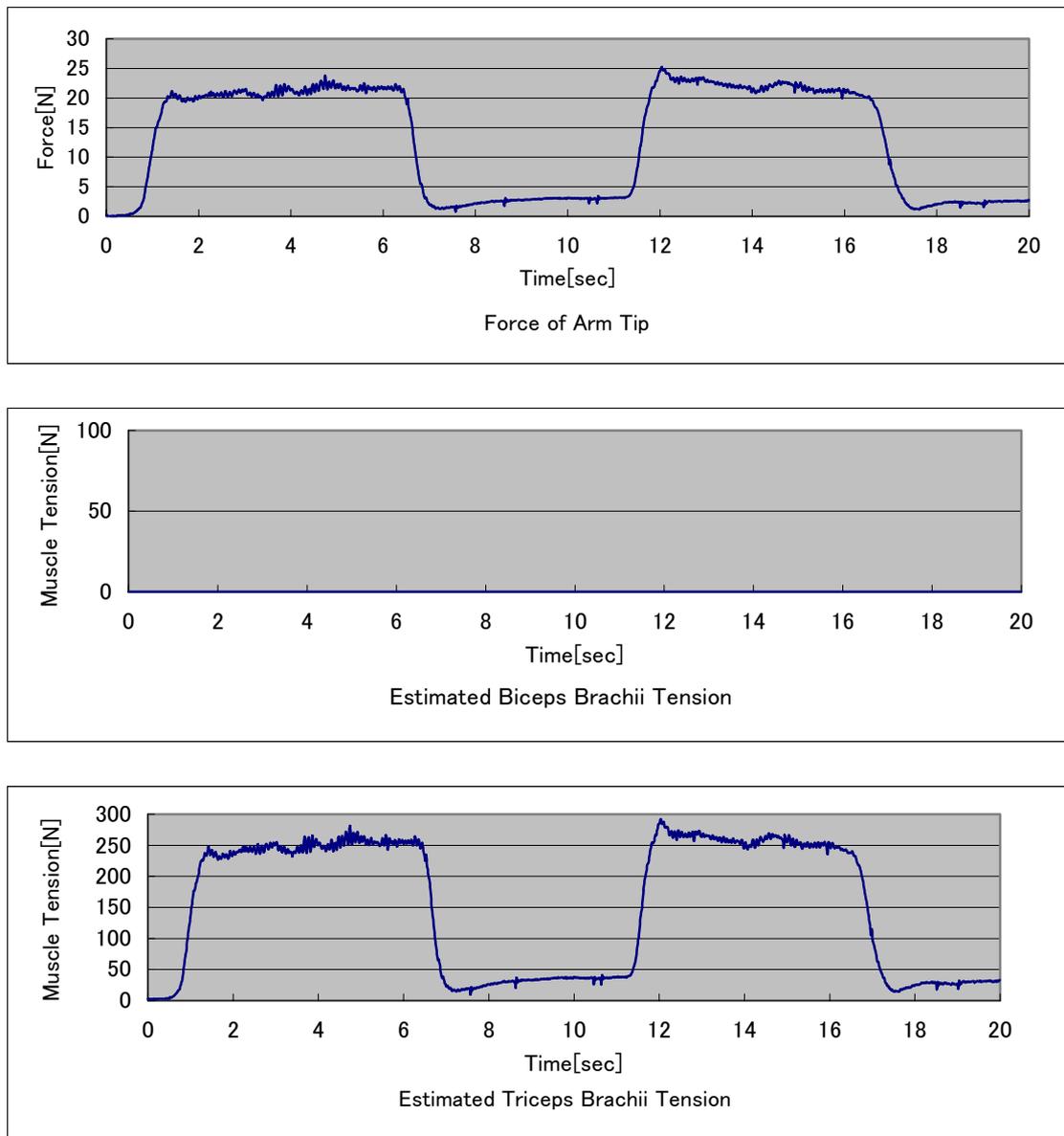


Fig.4.1.7 (2) Experiment Results of Extension Movement in Case of Moved Arm Position

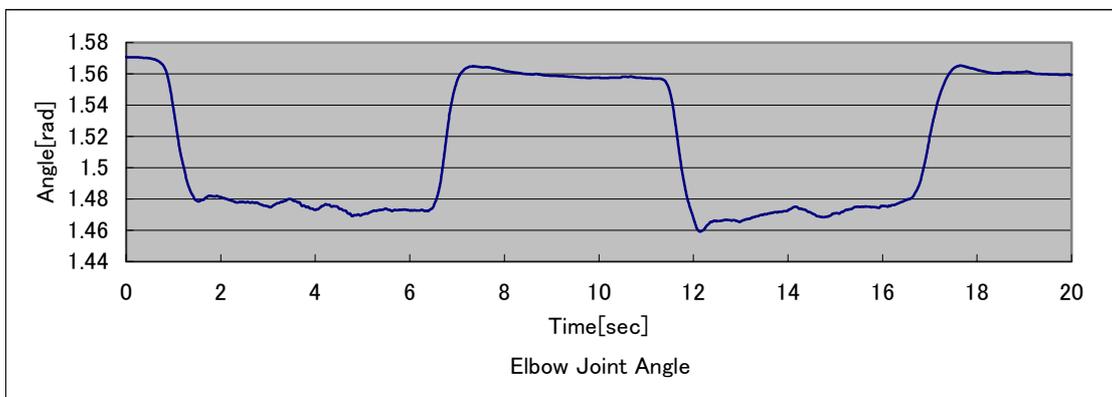
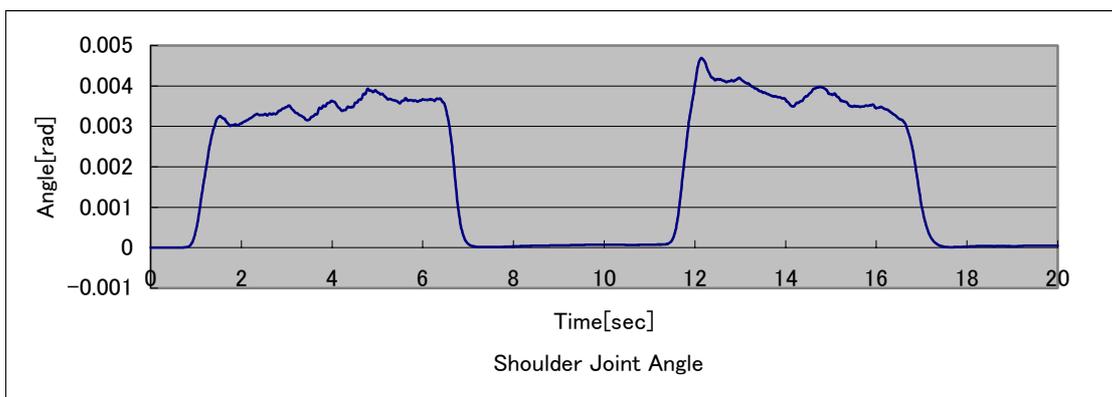
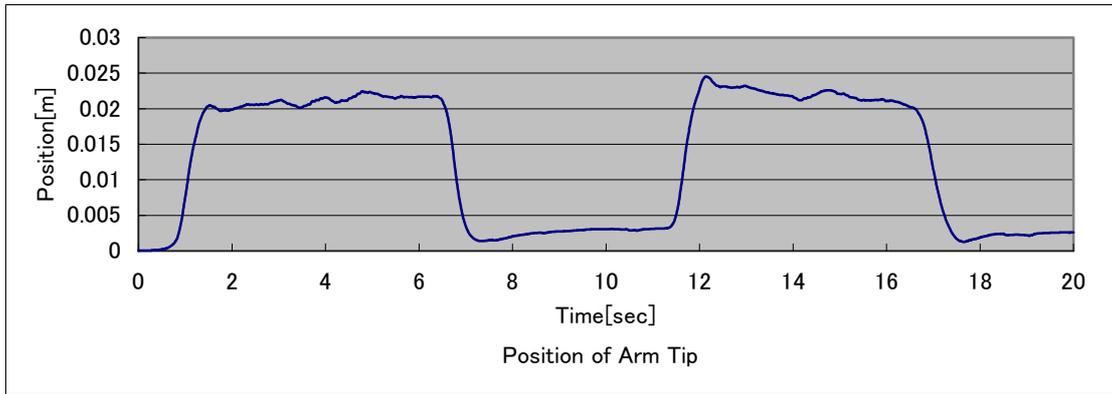


Fig.4.1.7 (3) Experiment Results of Extension Movement in Case of Moved Arm Position

Table4.2.1 Specification of Direct Drive(DD) Robot
 2軸 DD ロボット SR-402DD(S)(東京エレクトロニックシステムズ製)

<アーム機構部仕様>

自由度	2
駆動方式	DD モータ
寸法	アーム長…200+200[mm]
	全高…約 250[mm]
本体重量	約 40[kg]
動作範囲	1 軸…±90[deg], 2 軸…±120[deg]
最大先端力(伸張時)	71[N]
最大動作速度	1 軸…720[deg/s], 2 軸…864[deg/s]
最大合成速度(無負荷時)	8.0[m/s]

<モータ部仕様>

	1 軸	2 軸
型名	DR1070E	DR1015B
最大出力トルク	70[Nm]	15[Nm]
最大回転数	2.0[rps]	2.4[rps]
定格回転数	1.5[rps]	2.0[rps]
エンコーダ分解能	614,400[p/rev]	507,904[p/rev]
ロータイナシヤ	85×10 ⁻³ [kgm]	21×10 ⁻³ [kgm]
重量	22[kg]	8[kg]



Fig.4.2.1 Experiment Scene

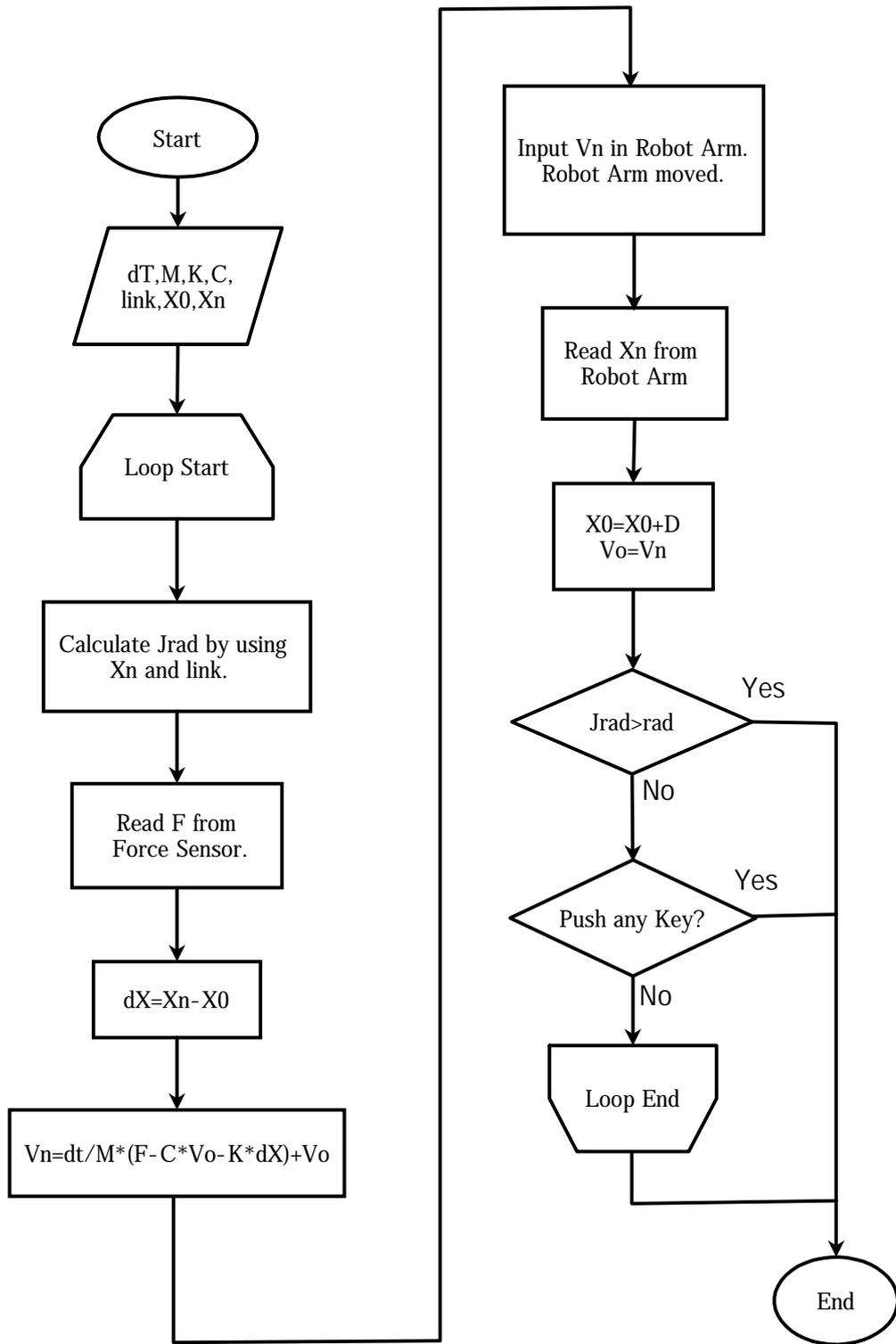


Fig.4.2.3 Flowchart of Virtual Compliance Control Program

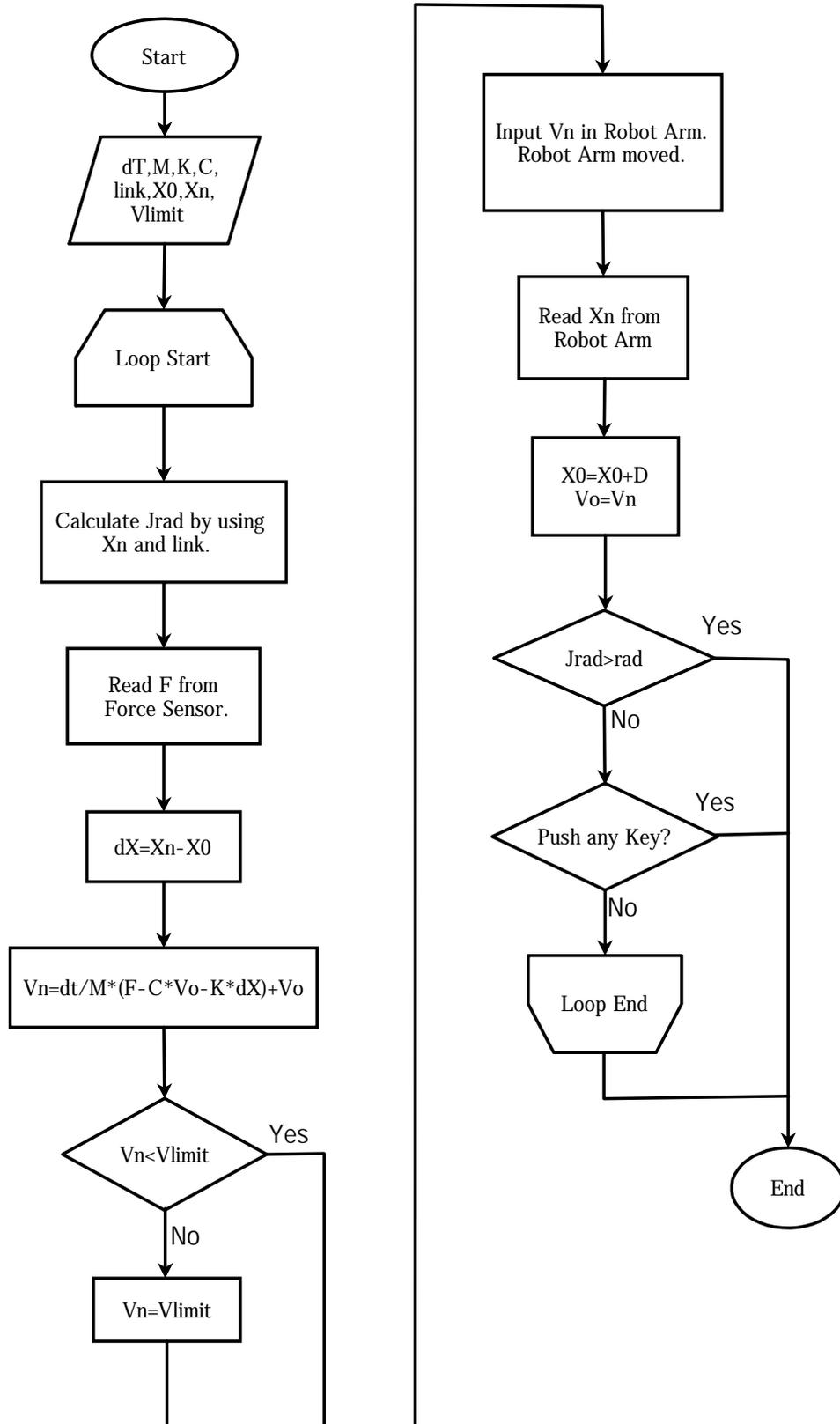


Fig.4.2.4 Flowchart of VCL and PVCL Program

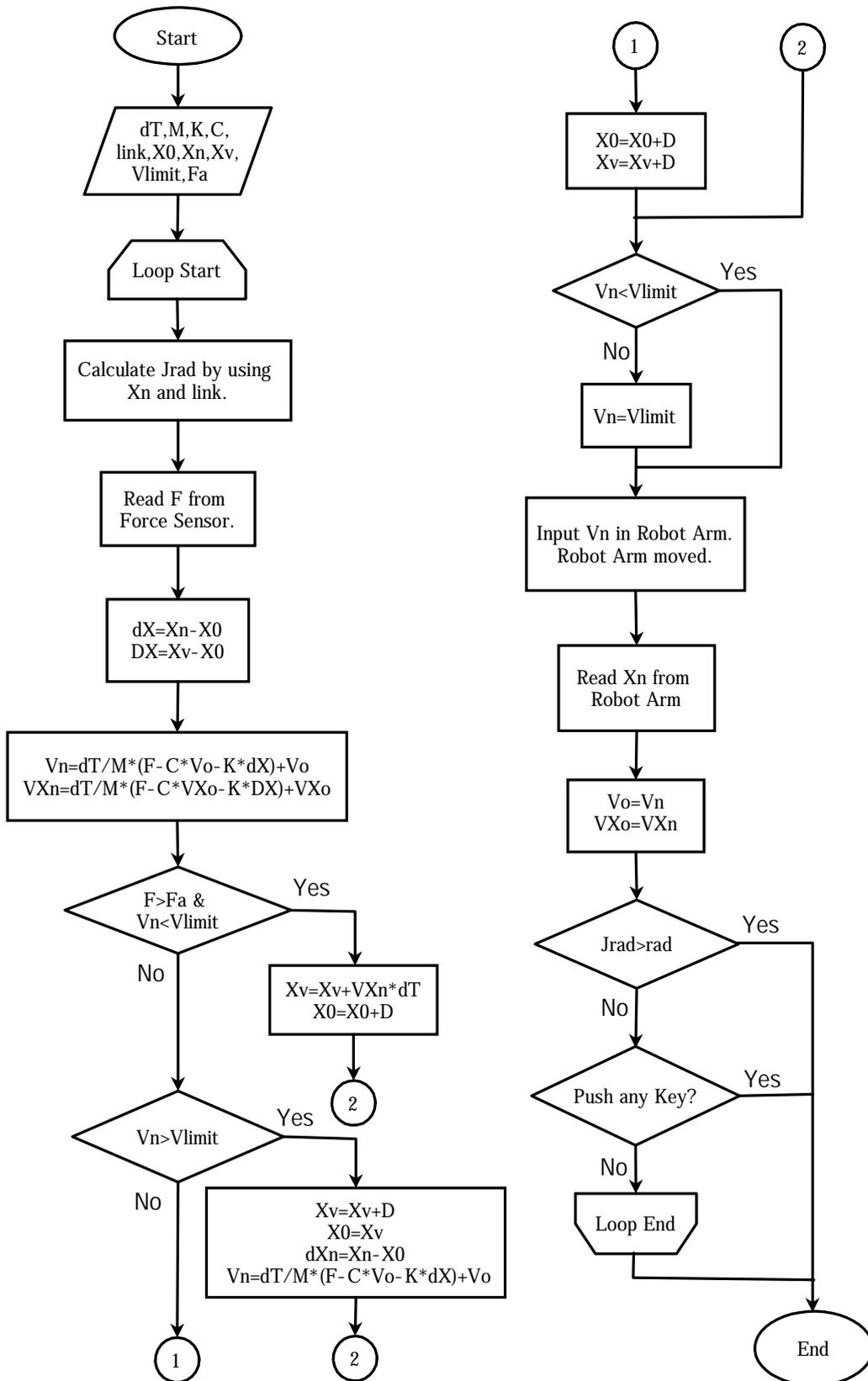


Fig.4.2.5 Flowchart of SL Program

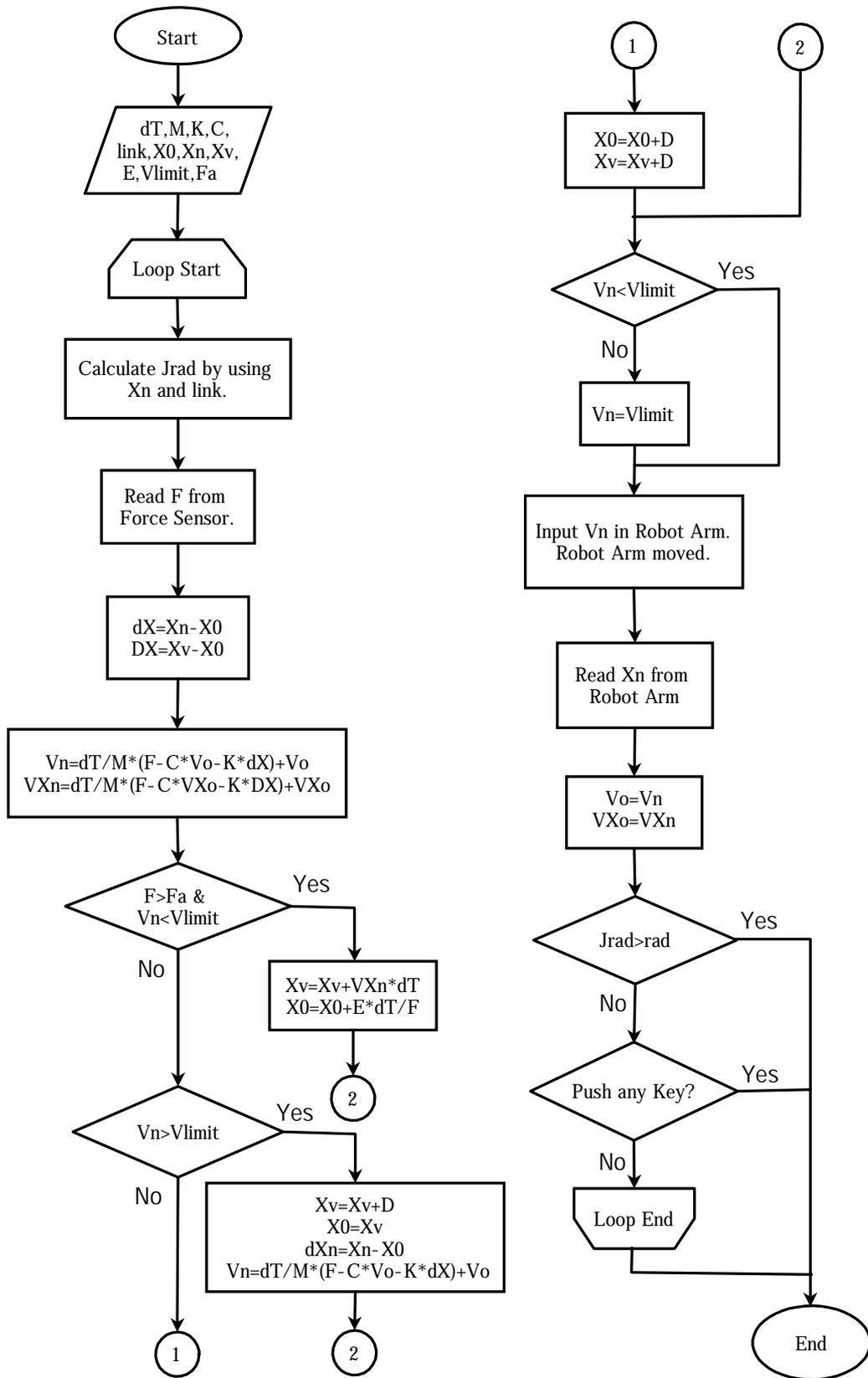


Fig.4.2.6 Flowchart of SEL Program

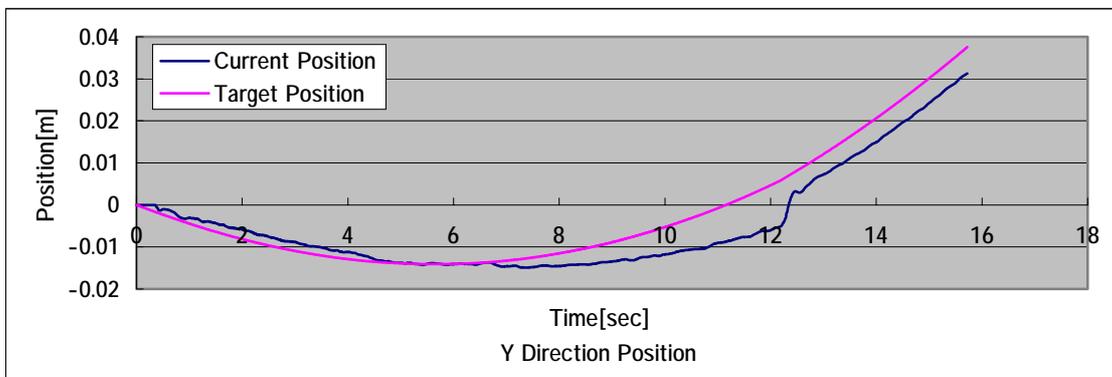
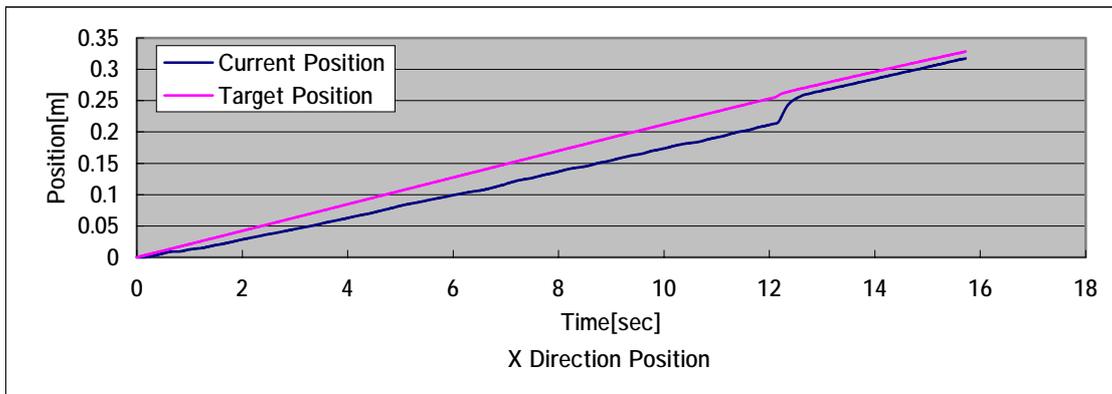
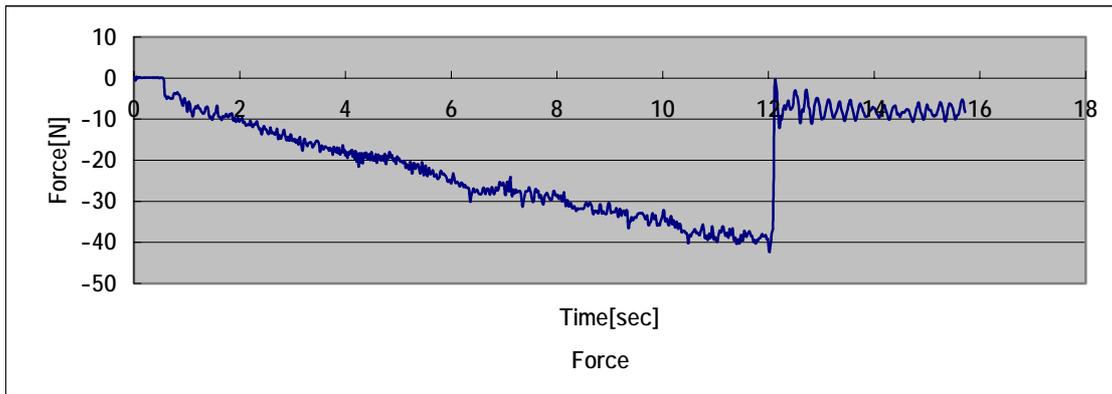
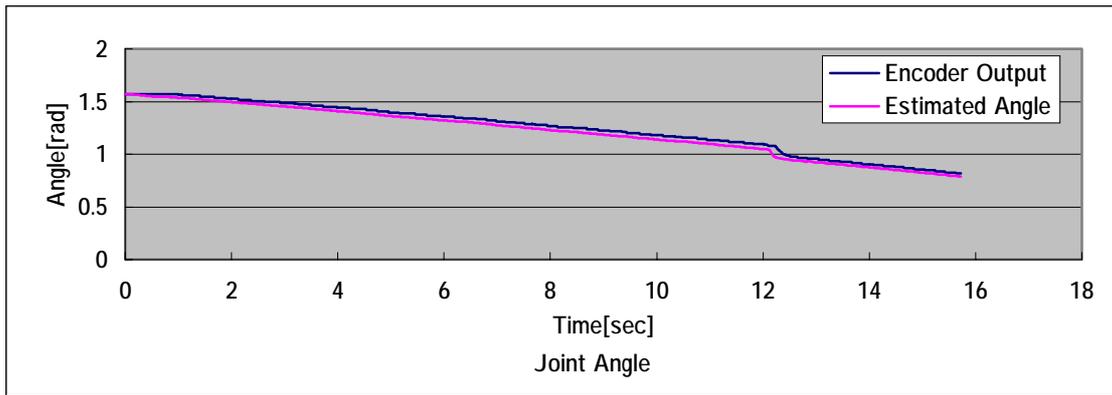


Fig.4.2.7 (1) Experiment Results of Virtual Compliance Control

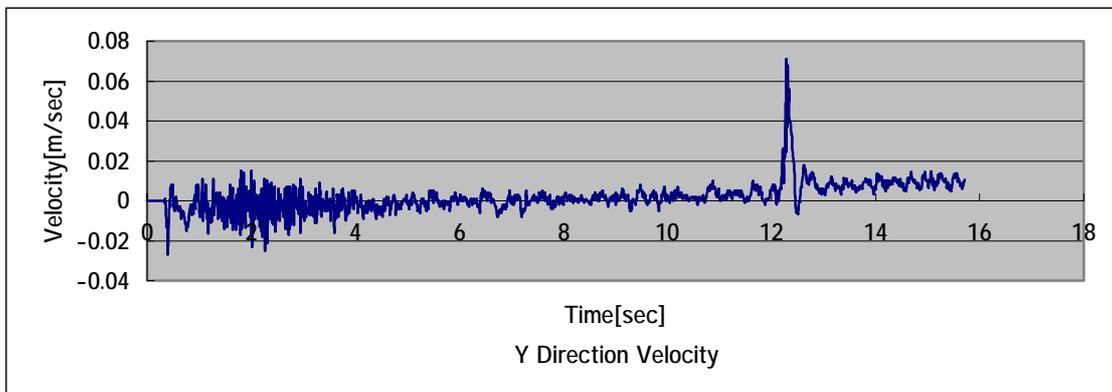
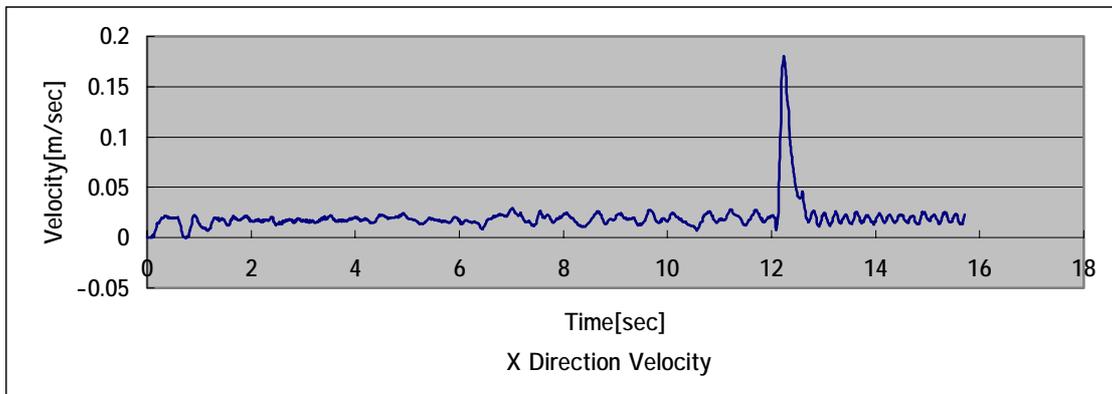
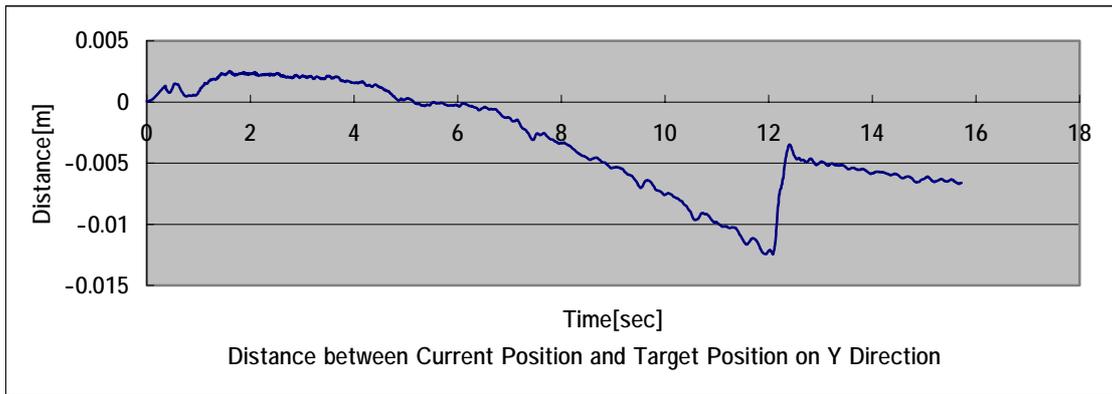
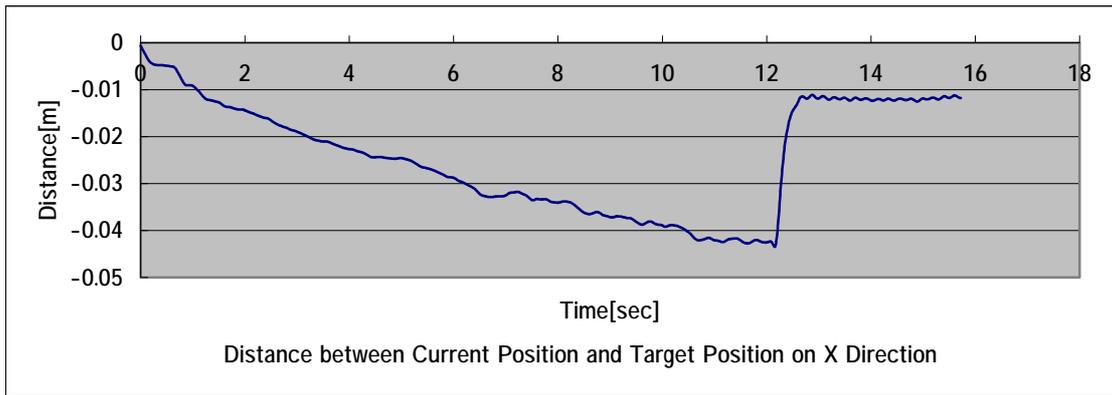


Fig.4.2.7 (2) Experiment Results of Virtual Compliance Control

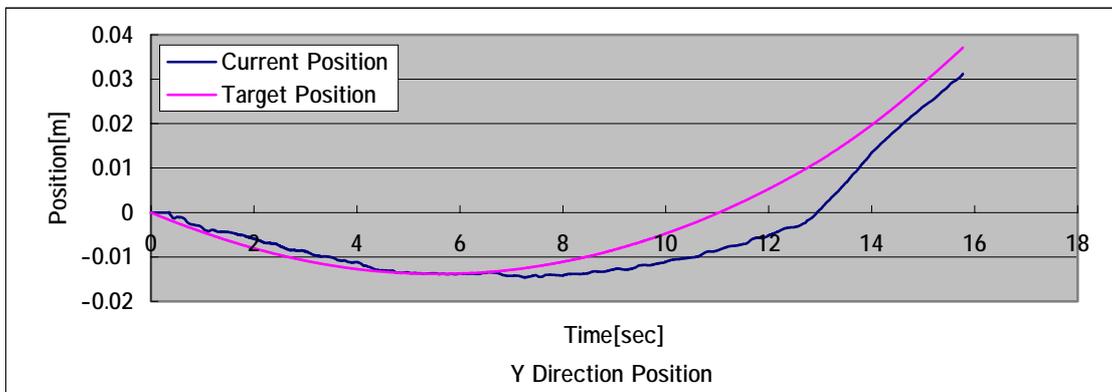
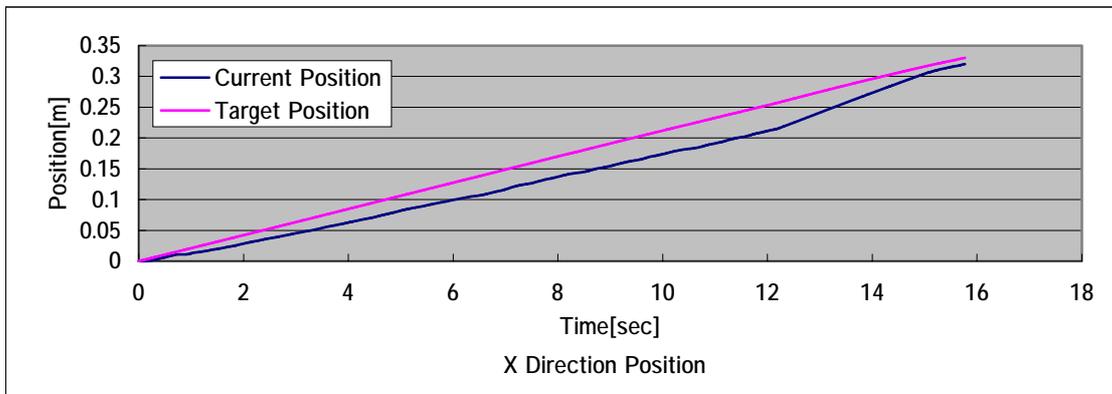
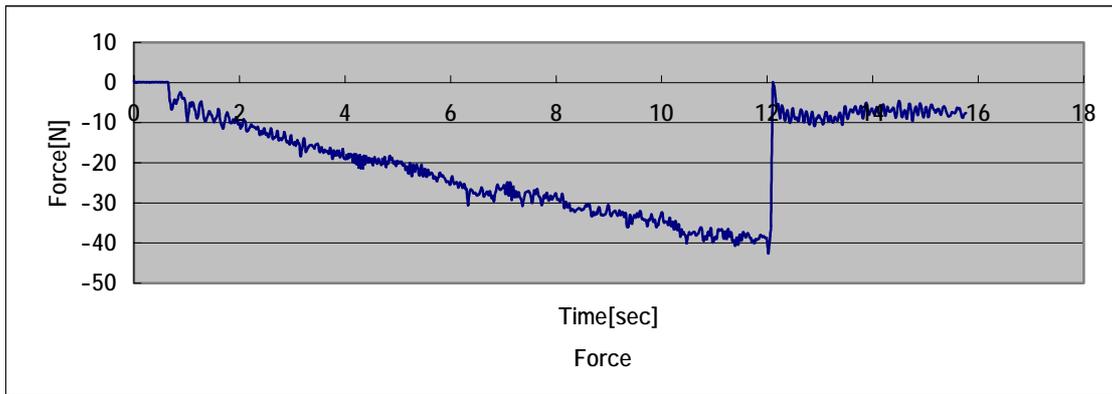
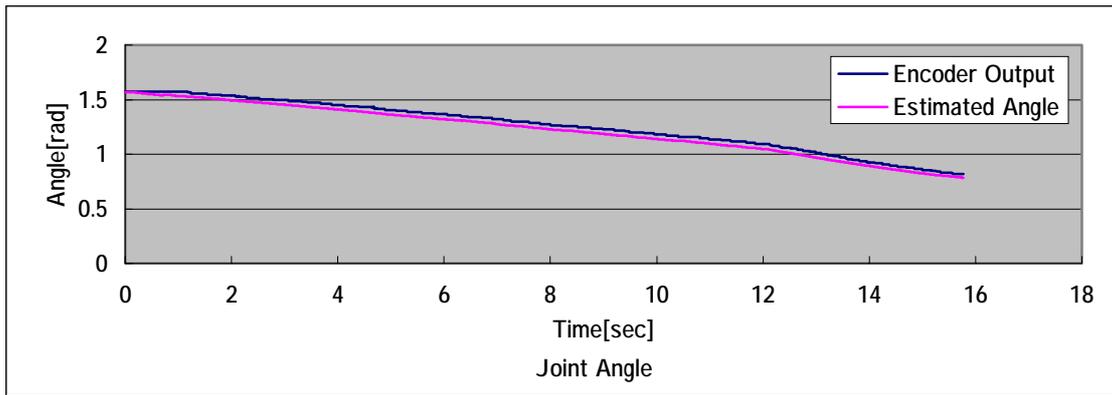


Fig.4.2.8 (1) Experiment Results of VCL

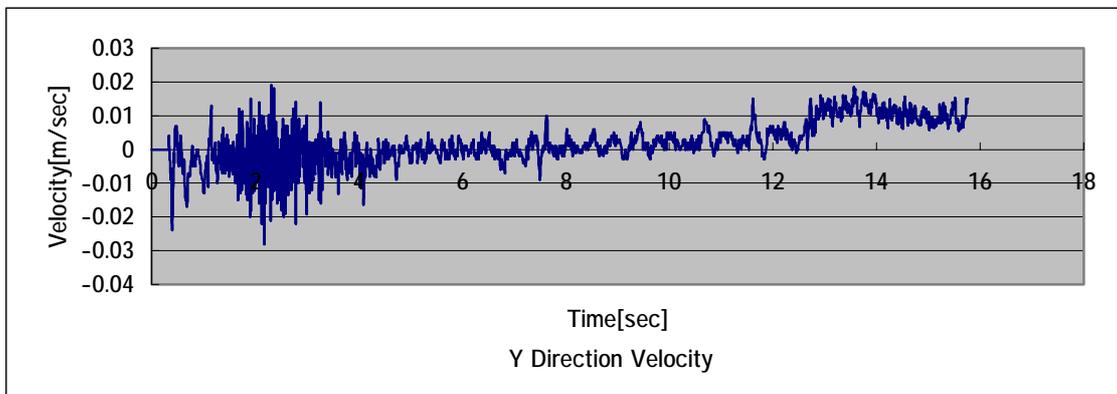
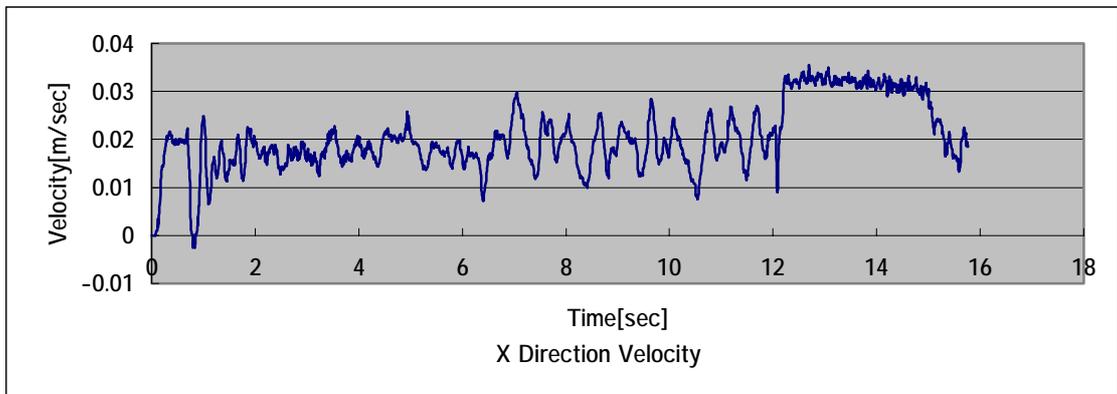
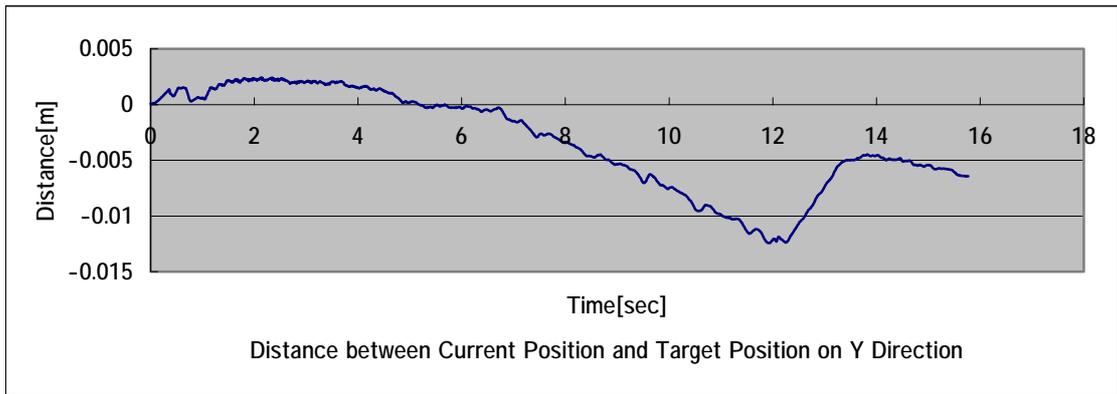
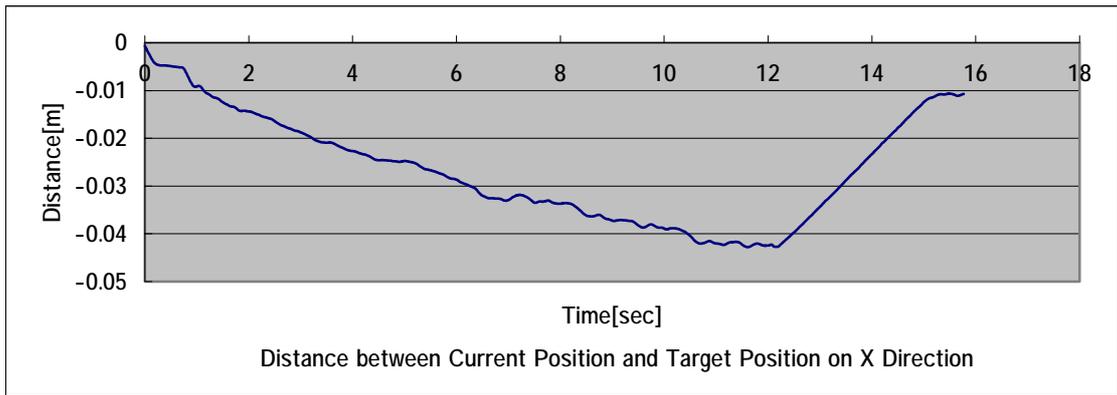


Fig.4.2.8 (2) Experiment Results of VCL

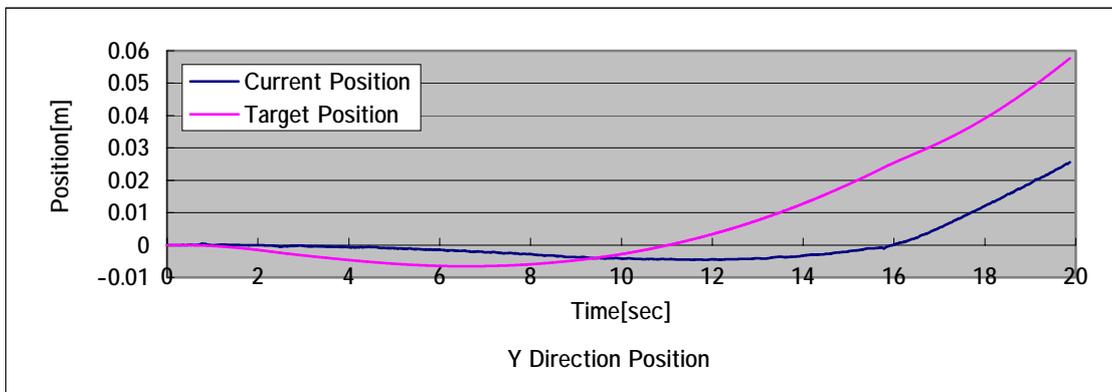
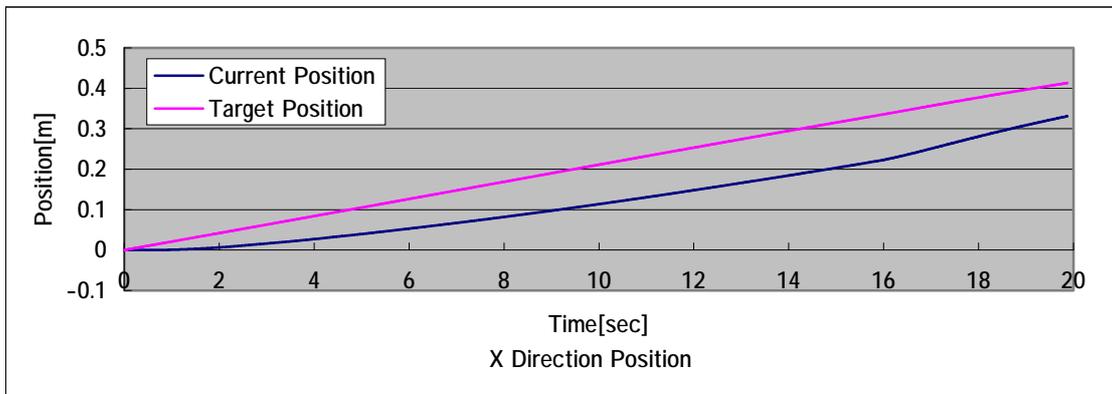
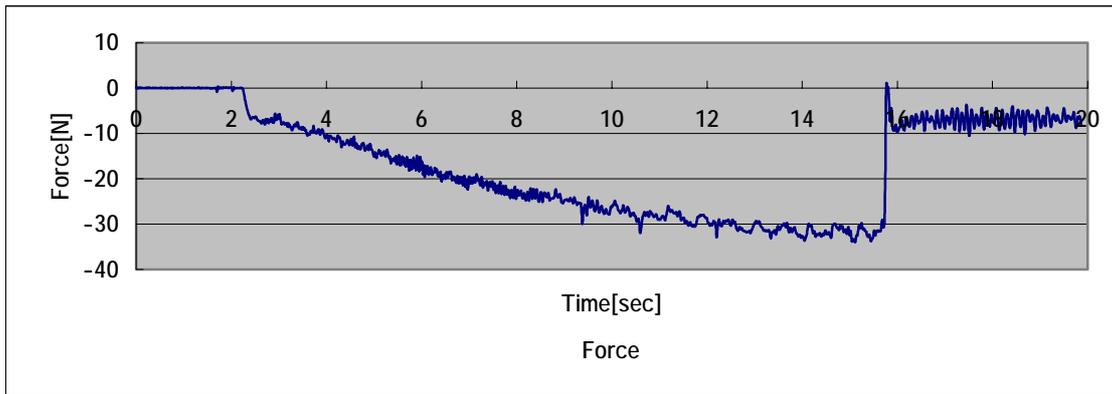
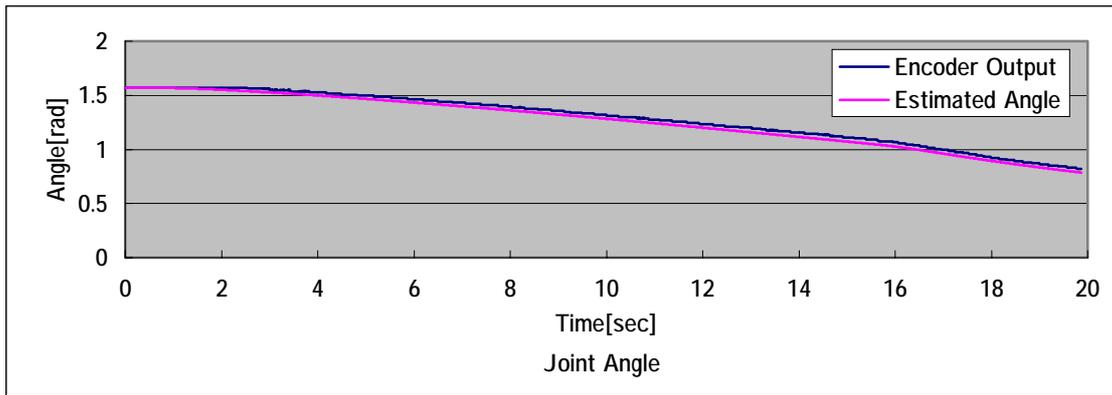


Fig.4.2.9 (1) Experiment Results of PVCL

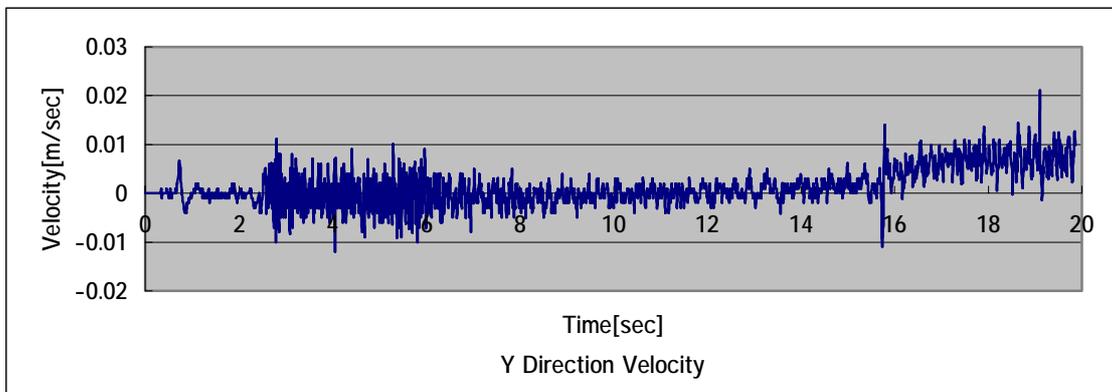
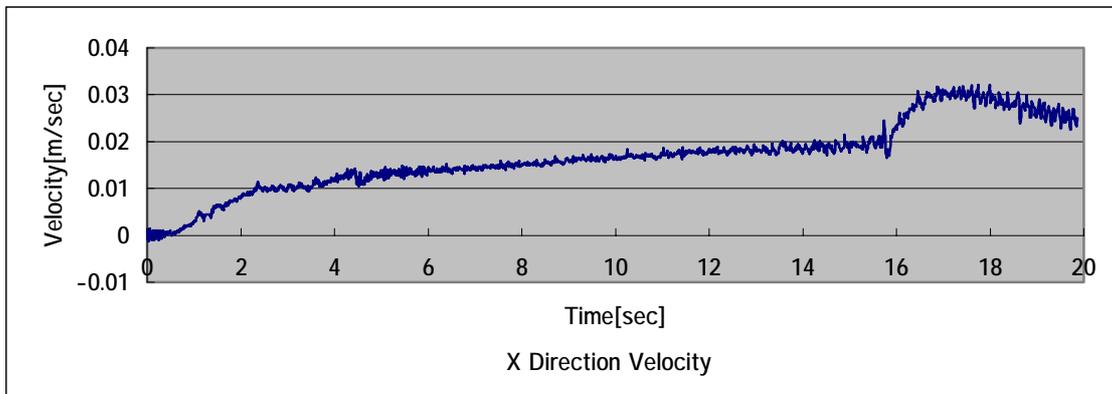
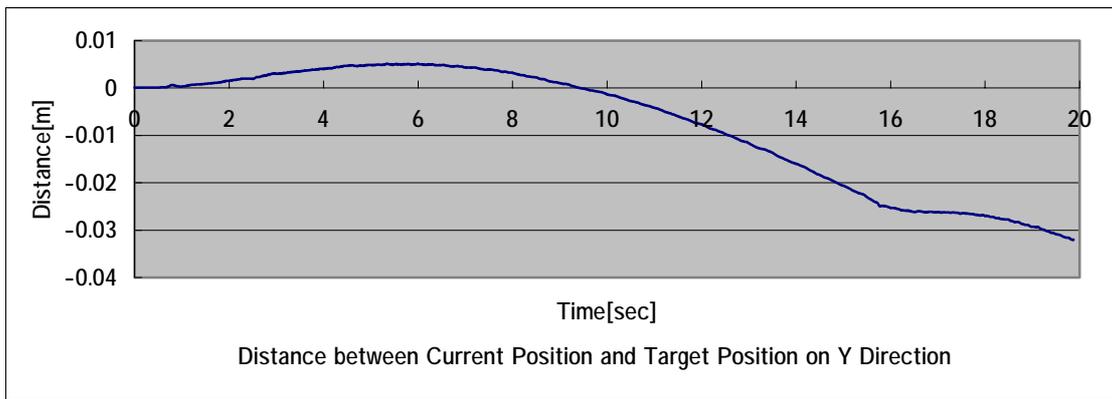
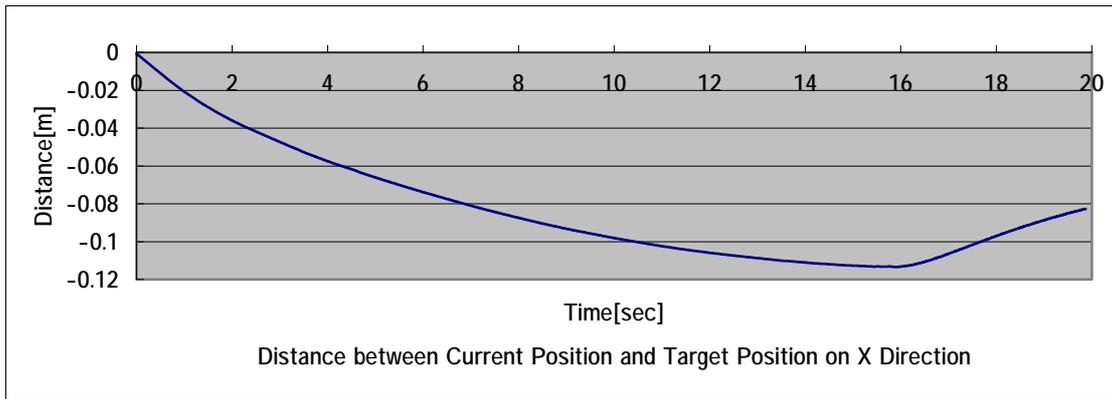


Fig.4.2.9 (2) Experiment Results of PVCL

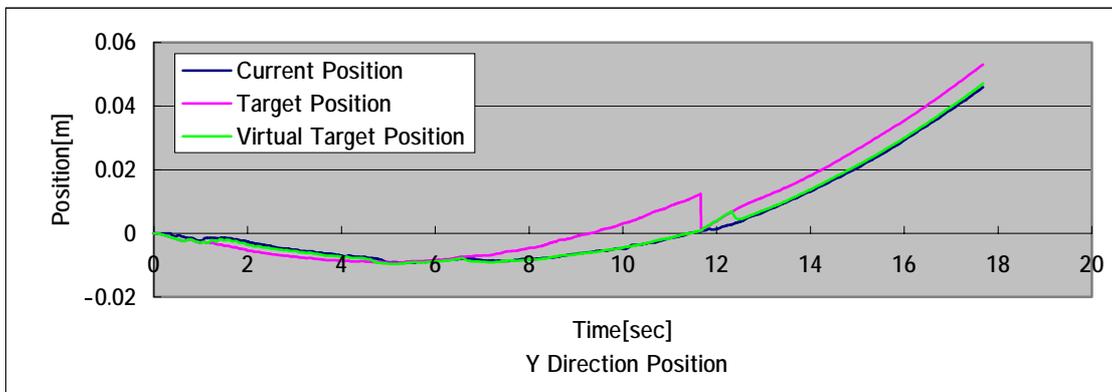
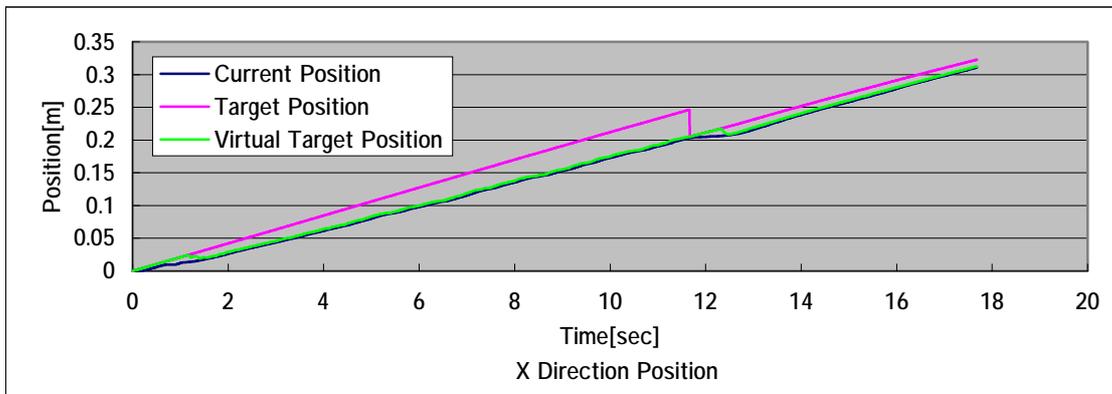
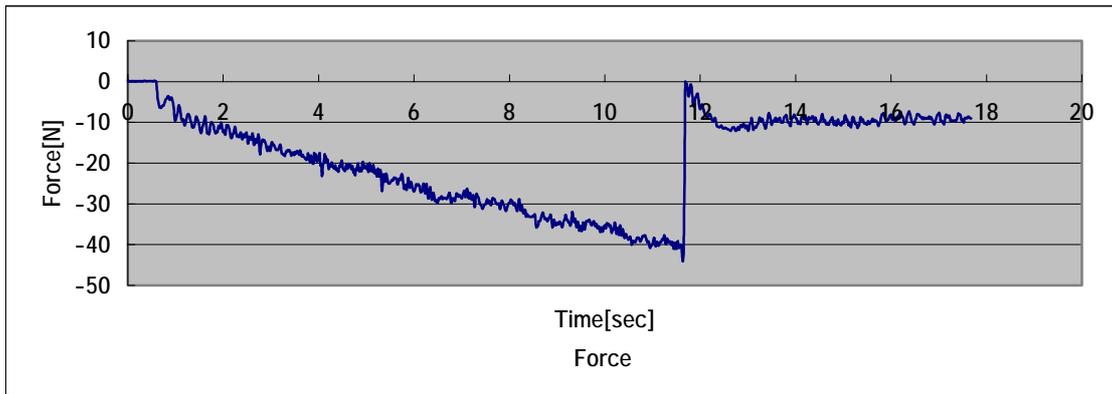
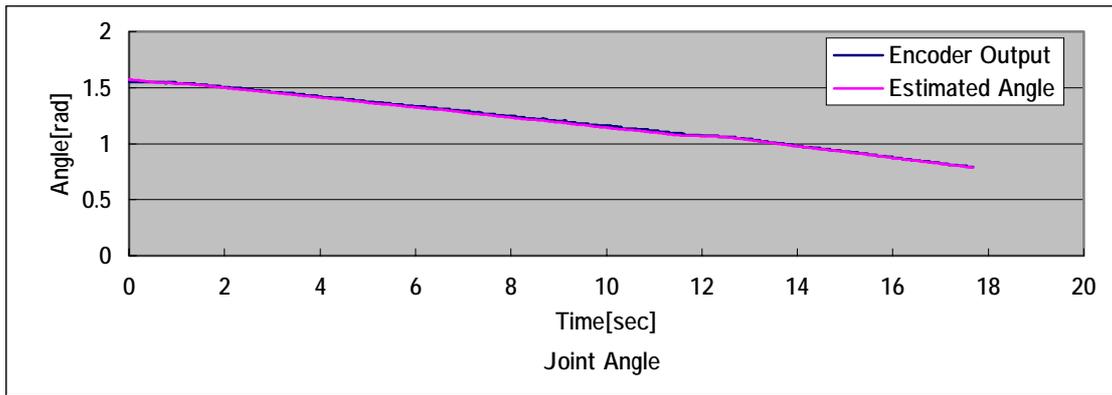


Fig.4.2.10 (1) Experiment Results of SL

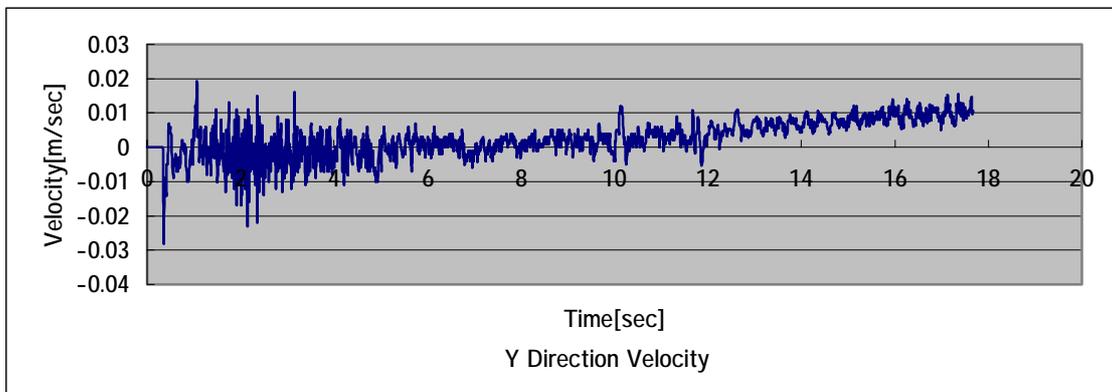
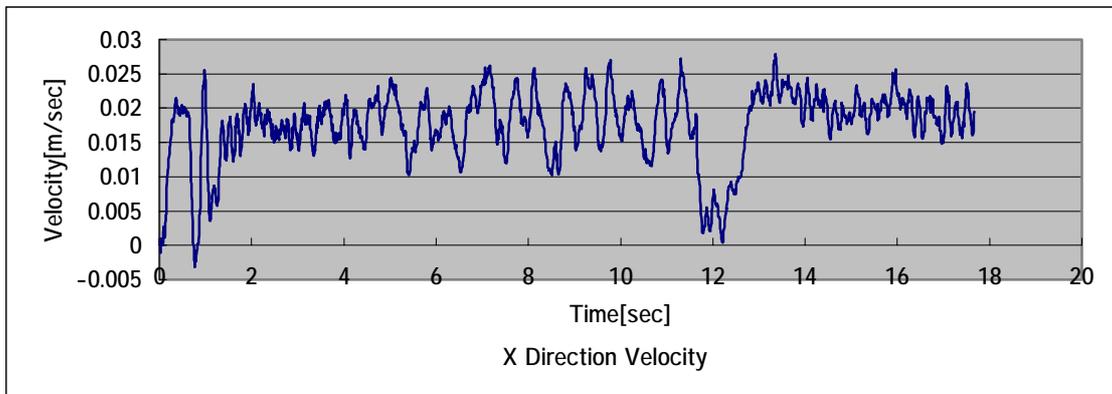
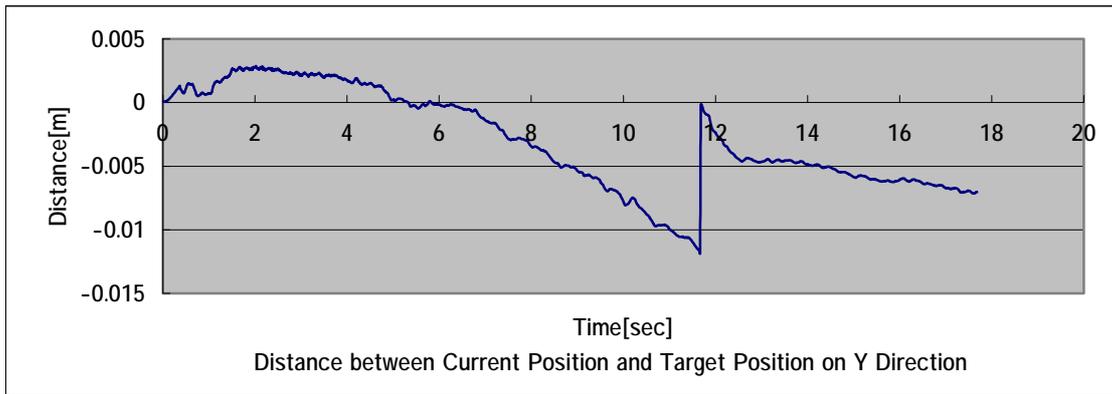
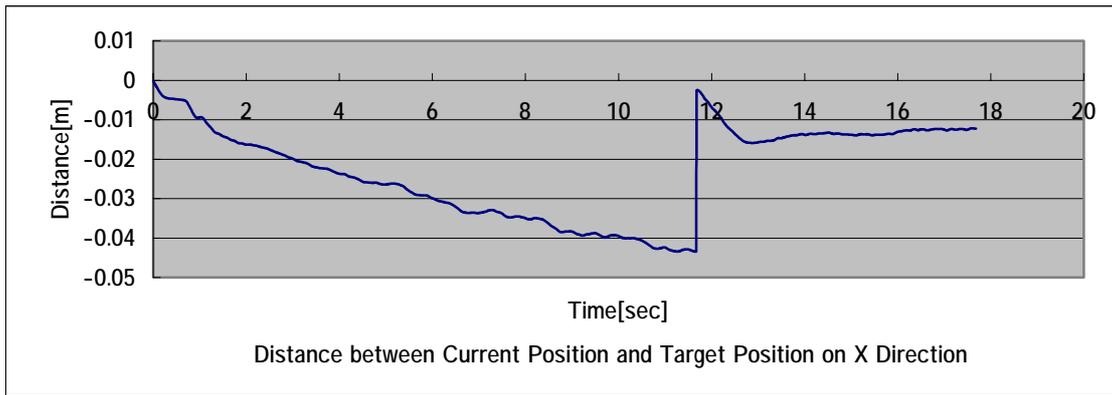


Fig.4.2.10 (2) Experiment Results of SL

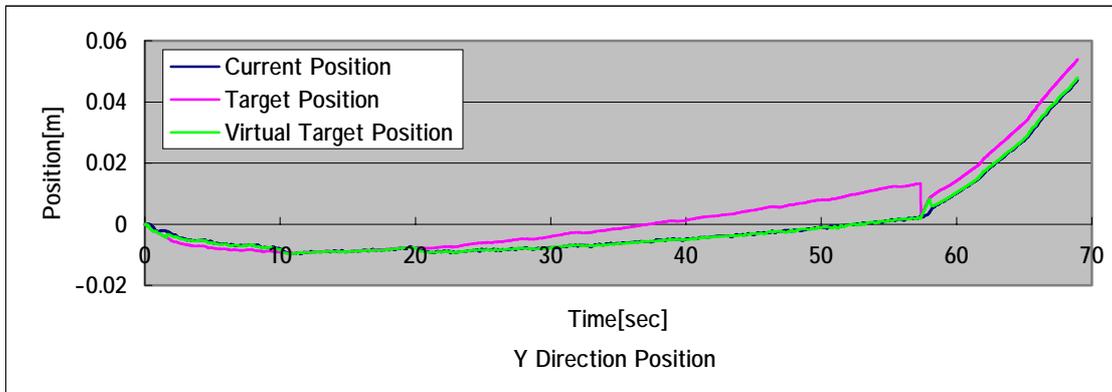
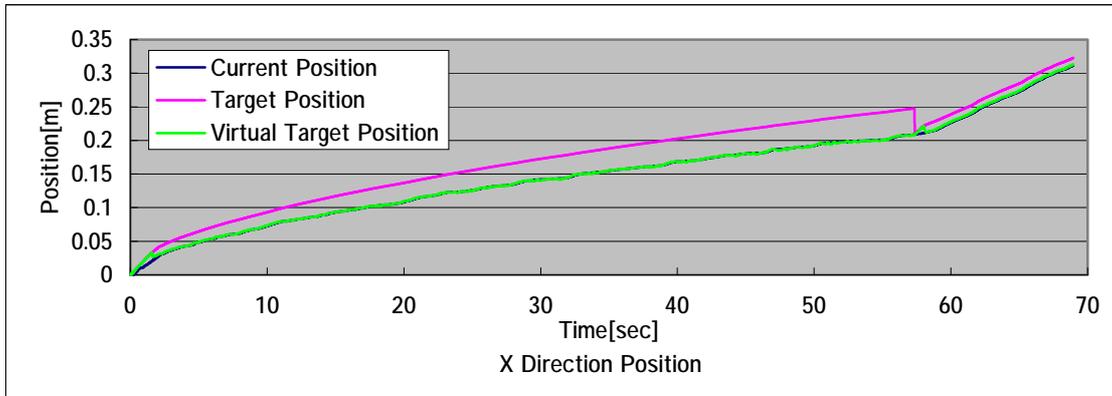
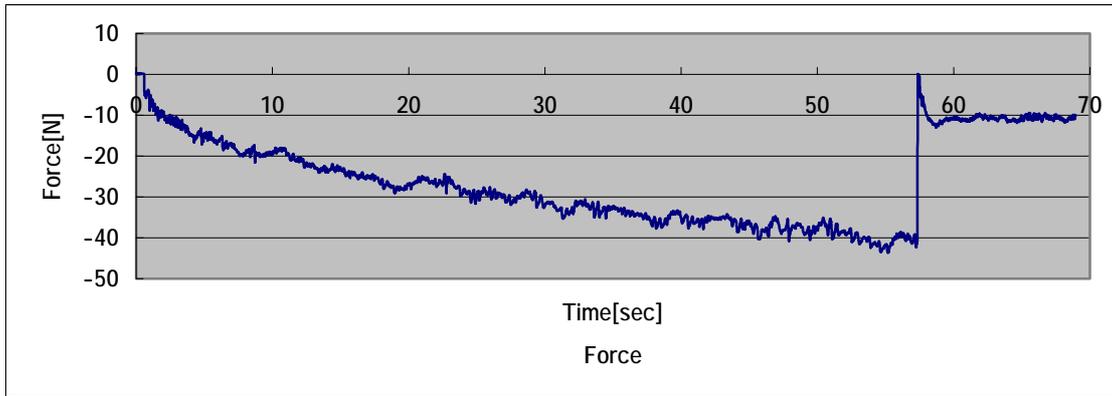
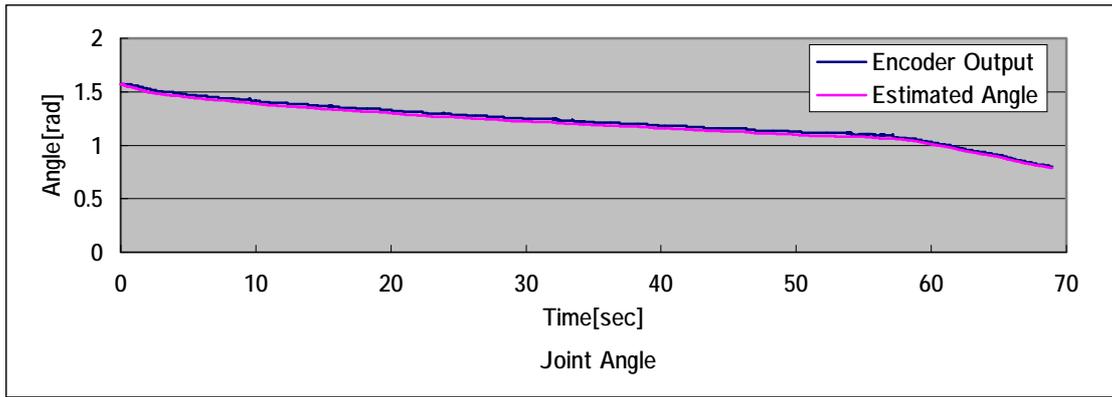


Fig.4.2.11 (1) Experiment Results of SEL

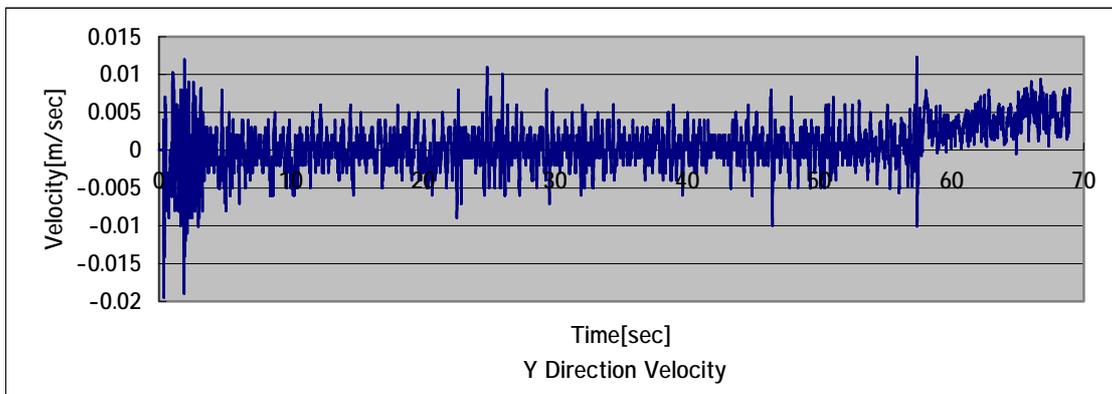
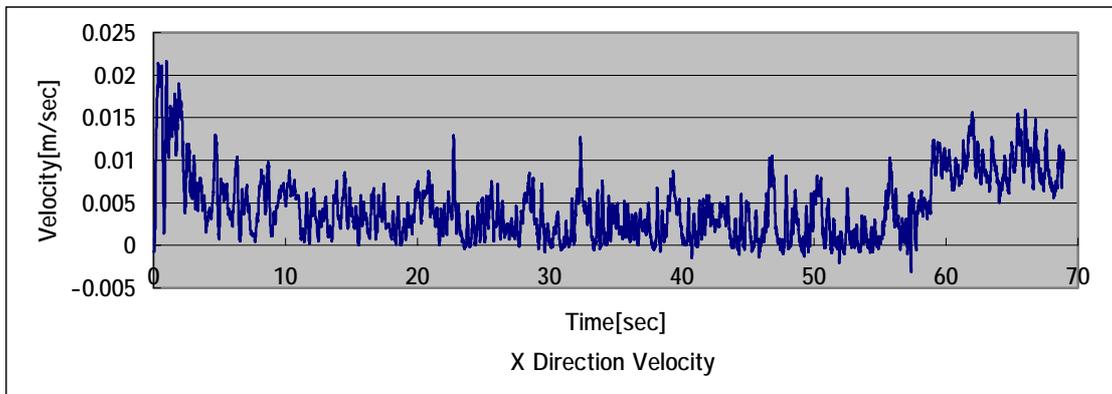
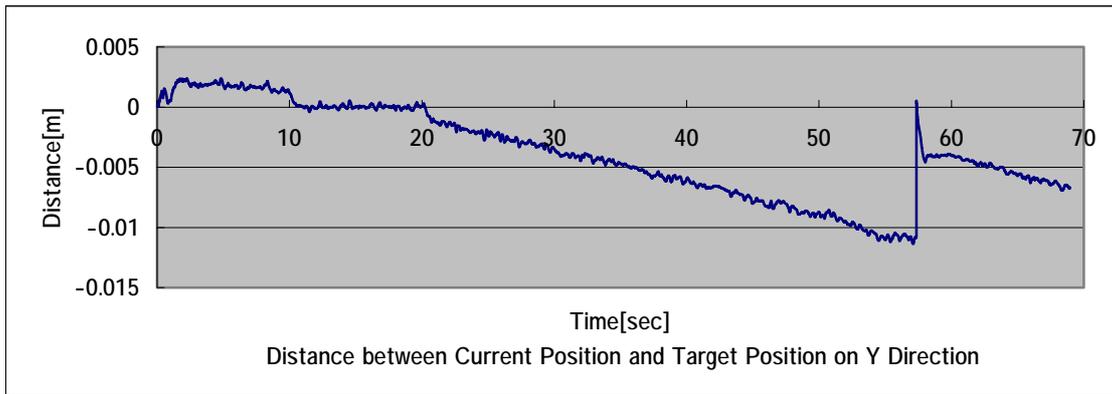
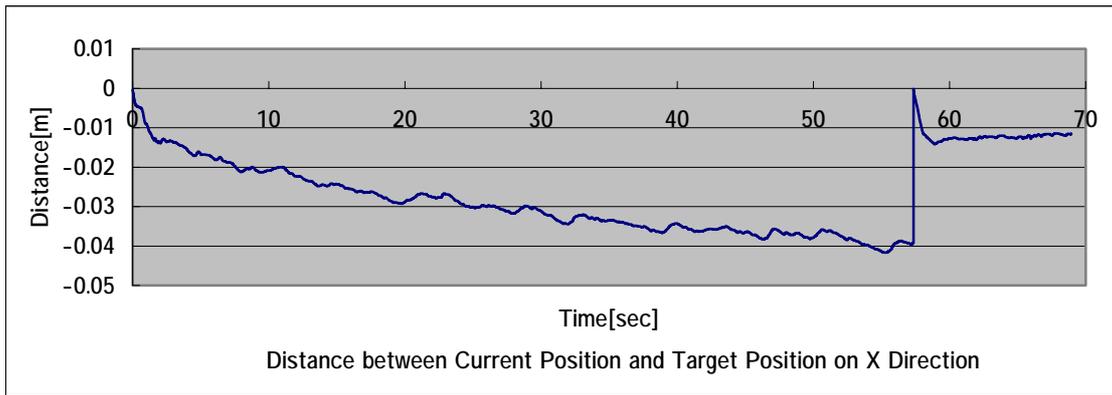


Fig.4.2.11 (2) Experiment Results of SEL

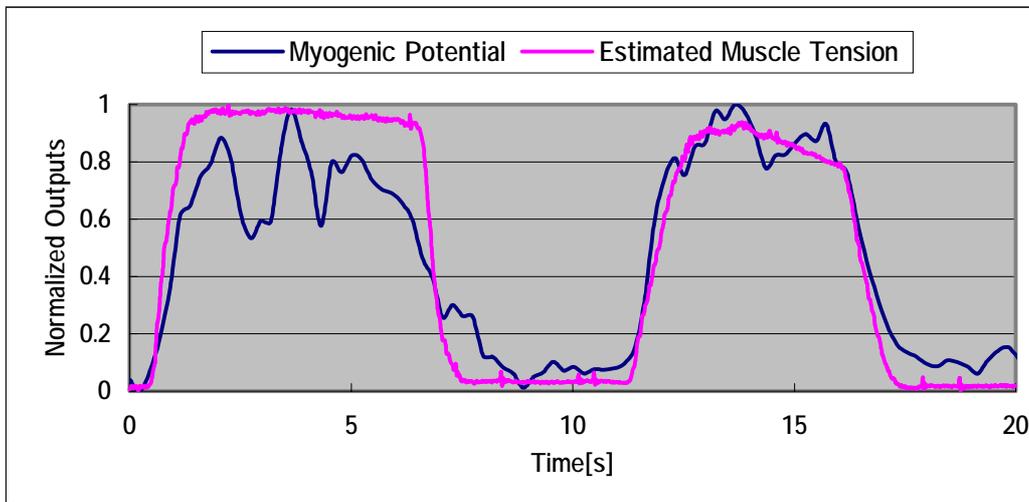


Fig.5.1.1 Experiment Result of Biceps Brachii in Case of Moved Arm Position

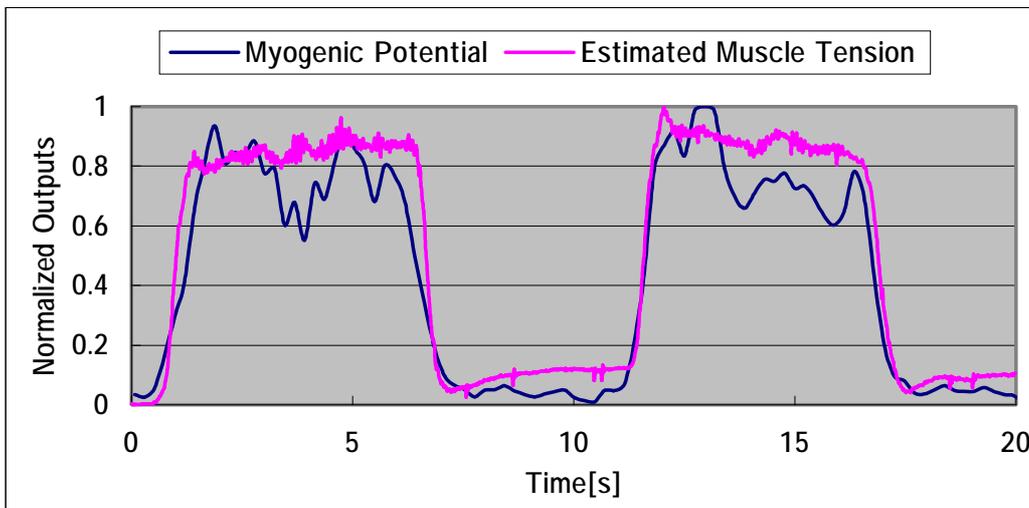


Fig.5.1.2 Experiment Result of Triceps Brachii in Case of Moved Arm Position

・付録

A パラメータ T , J の導出

本研究では、岩本⁽⁹⁾が構築した 2 自由度水平面運動学モデルを参考として、上肢のモデルを作成した。ここでは、本文で述べた腕先力と各筋張力の関係で用いられるパラメータ T , J を導出する。

A-1 筋の変位と関節角度の関係

各筋の変位量 e_i ($i = BS, BR, AN, TBLa, TBLo, BB, DA, DP, PC$) は、関節角度の関数であり、肩関節角度、肘関節角度をそれぞれ θ_s , θ_e とすると、次のように表される。

上腕筋 (BS)

$$e_{BS} = r_{11}\theta_e + r_{12}\theta_e^2 + r_{13}\theta_e^3 + r_{14}\theta_e^4 \quad (\text{A.1})$$

腕橈骨筋 (BR)

$$e_{BR} = r_{21}\theta_e + r_{22}\theta_e^2 + r_{23}\theta_e^3 + r_{24}\theta_e^4 \quad (\text{A.2})$$

肘筋 (AN)

$$e_{AN} = r_{31}\theta_e + r_{32}\theta_e^2 + r_{33}\theta_e^3 + r_{34}\theta_e^4 + r_{35}\theta_e^5 + r_{36}\theta_e^6 \quad (\text{A.3})$$

上腕三頭筋外側頭 (TBLa)

$$e_{TBLa} = r_{41}\theta_e + r_{42}\theta_e^2 + r_{43}\theta_e^3 + r_{44}\theta_e^4 + r_{45}\theta_e^5 + r_{46}\theta_e^6 \quad (\text{A.4})$$

上腕三頭筋外側頭 (TBLo)

$$e_{TBLo} = r_{51}\theta_e + r_{52}\theta_e^2 + r_{53}\theta_e^3 + r_{54}\theta_e^4 + r_{55}\theta_e^5 + r_{56}\theta_e^6 + r_5\theta_s \quad (\text{A.5})$$

上腕二頭筋 (BB)

$$e_{BB} = r_{61}\theta_e + r_{62}\theta_e^2 + r_{63}\theta_e^3 + r_{64}\theta_e^4 + r_6\theta_s \quad (\text{A.6})$$

三角筋前部 (DA)

$$e_{DA} = r_7\theta_s \quad (\text{A.7})$$

三角筋後部 (DP)

$$e_{DP} = r_8\theta_s \quad (\text{A.8})$$

大胸筋鎖骨部 (PC)

$$e_{PC} = r_9\theta_s \quad (\text{A.9})$$

ここでは、筋の変位は筋が縮小時きに正の値をとり、筋が伸張するときは負の値を取るものとする。また、各式における定数 r_{ij} については、岩本の作成したモデルより引用した。定数の数

値を TableA.1 に示す .

A-2 パラメータ T の導出

A-1 節で示した式を行列化すると

$$\begin{bmatrix} e_{BS} \\ e_{BR} \\ e_{AN} \\ e_{TBLa} \\ e_{TBLo} \\ e_{BB} \\ e_{DA} \\ e_{DP} \\ e_{PC} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & r_{11} + r_{12}\theta_e + r_{13}\theta_e^2 + r_{14}\theta_e^3 \\ 0 & r_{21} + r_{22}\theta_e + r_{23}\theta_e^2 + r_{24}\theta_e^3 \\ 0 & r_{31} + r_{32}\theta_e + r_{33}\theta_e^2 + r_{34}\theta_e^3 + r_{35}\theta_e^4 + r_{36}\theta_e^5 \\ 0 & r_{41} + r_{42}\theta_e + r_{43}\theta_e^2 + r_{44}\theta_e^3 + r_{45}\theta_e^4 + r_{46}\theta_e^5 \\ r_5 & r_{51} + r_{52}\theta_e + r_{53}\theta_e^2 + r_{54}\theta_e^3 + r_{55}\theta_e^4 + r_{56}\theta_e^5 \\ r_6 & r_{61} + r_{62}\theta_e + r_{63}\theta_e^2 + r_{64}\theta_e^3 \\ r_7 & 0 \\ r_8 & 0 \\ r_9 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_s \\ \theta_e \end{bmatrix} \quad (\text{A.10})$$

と表せる . 筋の変位ベクトルを $e = [e_{BS} \ e_{BR} \ e_{AN} \ e_{TBLa} \ e_{TBLo} \ e_{BB} \ e_{DA} \ e_{DP} \ e_{PC}]^T$, 関

節角度ベクトルを $\Theta = [\theta_s \ \theta_e]^T$ とする . 筋の微小変位ベクトルを $\ddot{A}e$, 関節角の微小変位ベクトル

を $\ddot{A}\Theta$ とすると , $\ddot{A}e$ と $\ddot{A}\Theta$ の関係は

$$\ddot{A}e = T \cdot \ddot{A}\Theta \quad (\text{A.11})$$

となる . ここで , T は (9×2) の行列で , $\ddot{A}\Theta$ から $\ddot{A}e$ への変換行列であり , 次式のようになる .

$$T = \begin{bmatrix} 0 & r_{11} + 2r_{12}\theta_e + 3r_{13}\theta_e^2 + 4r_{14}\theta_e^3 \\ 0 & r_{21} + 2r_{22}\theta_e + 3r_{23}\theta_e^2 + 4r_{24}\theta_e^3 \\ 0 & r_{31} + 2r_{32}\theta_e + 3r_{33}\theta_e^2 + 4r_{34}\theta_e^3 + 5r_{35}\theta_e^4 + 6r_{36}\theta_e^5 \\ 0 & r_{41} + 2r_{42}\theta_e + 3r_{43}\theta_e^2 + 4r_{44}\theta_e^3 + 5r_{45}\theta_e^4 + 6r_{46}\theta_e^5 \\ r_5 & r_{51} + 2r_{52}\theta_e + 3r_{53}\theta_e^2 + 4r_{54}\theta_e^3 + 5r_{55}\theta_e^4 + 6r_{56}\theta_e^5 \\ r_6 & r_{61} + 2r_{62}\theta_e + 3r_{63}\theta_e^2 + 4r_{64}\theta_e^3 \\ r_7 & 0 \\ r_8 & 0 \\ r_9 & 0 \end{bmatrix} \quad (\text{A.12})$$

A-3 パラメータ J の導出

手先の位置ベクトルを $r = [x \ y]^T$, 関節角度ベクトルを $\Theta = [\theta_s \ \theta_e]^T$ とする . それぞれの微小変位ベクトルを $\ddot{A}r$, $\ddot{A}\Theta$ とすると , 両者の関係は次式となる .

$$\ddot{A}r = J \cdot \ddot{A}\Theta \quad (\text{A.13})$$

よって、ヤコビ行列 J は、式 (A.13) と Fig.2.1.1 より、

$$J = \begin{bmatrix} -l_1 \sin \theta_s - l_2 \sin(\theta_s + \theta_e) & -l_2 \sin(\theta_s + \theta_e) \\ l_1 \cos \theta_s + l_2 \cos(\theta_s + \theta_e) & l_2 \cos(\theta_s + \theta_e) \end{bmatrix} \quad (\text{A.14})$$

となる。 l_1 、 l_2 は、上腕骨と前腕骨の長さである。

B 無次元化された等尺性最大張力の数式モデル

等尺性最大張力の計算において，筋の歪みの影響を表すパラメータとして無次元化した等尺性最大張力が用いられる．この無次元化した等尺性最大張力は，無次元化した能動的な最大張力と，無次元化した静止張力の和として求められる．初めに，無次元化した等尺性最大張力のパラメータである筋の構造指標 i_a と筋の歪み h について説明する．次に無次元化した能動的な最大張力と，無次元化した静止張力の数式モデルを示し，最後に無次元化された等尺性最大張力の数式モデルを示す．

B-1 筋の構造指標

筋の構造指標 i_a とは，筋繊維長 fl と筋節長 ml の比率であり，

$$i_a = fl/ml \quad (\text{B.1})$$

と表される．この指標を用いる事で，筋の長さとな動的な最大張力の関係を一般的に表現できる⁽¹³⁾．また，この指標の変化により，筋の長さとな動的な最大張力の関係を表す特性曲線がある傾向を示すことが報告されている．

B-2 筋の歪み

筋の収縮によって腕の運動が発生する事から，筋の歪みは関節角度の関数と言える．Piegon⁽¹⁰⁾らの筋の変位量 $e_i(\theta_s)$ ($i=DA, DP, PC$)， $e_i(\theta_e)$ ($i=BS, BR, AN, TBLa$)， $e_i(\theta_s, \theta_e)$ ($i=TBLo, BB$) は筋が収縮するときに，正の値をとる．よって，筋の歪みは，式 (A.1) から式 (A.9) と各筋の自然長 ml_i を用いると

$$h_i(\theta_s) = -\frac{e_i(\theta_s) - e_i(\theta_{sn})}{ml_i} \quad (\text{B.2})$$

$$h_i(\theta_e) = -\frac{e_i(\theta_e) - e_i(\theta_{en})}{ml_i} \quad (\text{B.3})$$

$$h_i(\theta_s, \theta_e) = -\frac{e_i(\theta_s, \theta_e) - e_i(\theta_{sn}, \theta_{en})}{ml_i} \quad (\text{B.4})$$

と表される． θ_{sn} ， θ_{en} は各筋が自然長となるときの関節角度を表す．

B-3 無次元化した能動的な最大張力

Kaufman⁽¹³⁾らは，自然長時の能動的な最大張力を 1 として，筋の歪みと，無次元化した能動的な最大張力 $\hat{f}_a(h)$ の関係を次のように表した

$$\hat{f}_a(h) = \exp \left[- \left(\frac{(h+1)^{\{0.96343 [1-1/i_a]\}} - 1.0}{0.35327 (1-i_a)} \right)^2 \right] \quad i_a < 1 \quad (\text{B.5})$$

$$\hat{f}_a(h) = \exp[-\{2.727 \cdot \ln(h+1)\}^2] \quad i_a = 1 \quad (\text{B.6})$$

ただし

$$\hat{f}_a(h) = \frac{F_a(h)}{F_{\max}} \quad (\text{B.7})$$

である。上式において、 $F_a(h)$ は任意の歪みにおいて筋が発揮し得る能動的最大張力、 F_{\max} は最大張力、 h は筋の歪み、 i_a は筋の構造指標を表す。

B-4 無次元化した静止張力

岩本は、式(B.5)を参考に、筋の歪み h と、 F_{\max} で無次元化した静止張力 $\hat{f}_p(h)$ の関係を次のように表した

$$\hat{f}_p(h) = 0.563 \left[\exp \left\{ 2.239 \left(\frac{h}{i_a} \right)^2 \right\} - 1.0 \right] \quad h \geq 0 \quad (\text{B.8})$$

$$\hat{f}_p(h) = 0 \quad h < 0 \quad (\text{B.9})$$

$$\hat{f}_p(h) = \frac{F_p(h)}{F_{\max}} \quad (\text{B.10})$$

上式において、 $F_p(h)$ は任意の歪みにおいて筋が発揮し得る静止張力、 F_{\max} は最大張力、 i_a は筋の構造指標を表す。

B-5 無次元化した等尺性最大張力

等尺性最大張力は、B-3節で示した能動的最大張力と、B-4節で示した静止張力の和で求める事ができる。よって、筋の歪み h と、 F_{\max} で無次元化した等尺性最大張力の関係を数式化すると、 $h \geq 0$ のときは

$$\hat{f}(h) = \exp \left[- \left(\frac{(h+1)^{\{0.96343[1-1/i_a]\}} - 1.0}{0.35327(1-i_a)} \right)^2 \right] + 0.563 \left[\exp \left\{ 2.239 \left(\frac{h}{i_a} \right)^2 \right\} - 1.0 \right] \quad i_a < 1 \quad (\text{B.11})$$

$$\hat{f}(a) = \exp[-\{2.727 \cdot \ln(a+1)\}^2] + 0.563 \left[\exp \left\{ 2.239 \left(\frac{a}{i_a} \right)^2 \right\} - 1.0 \right] \quad i_a = 1 \quad (\text{B.12})$$

$h < 0$ のときは

$$\hat{f}(h) = \exp \left[- \left(\frac{(h+1)^{0.96343 [1-1/i_a]} - 1.0}{0.35327 (1-i_a)} \right)^2 \right] \quad i_a < 1 \quad (\text{B.13})$$

$$\hat{f}(h) = \exp \left[- \{2.727 \cdot \ln(h+1)\}^2 \right] \quad i_a = 1 \quad (\text{B.14})$$

となる．式 (B.11) から式 (B.14) までを用いて，筋の歪み h と無次元化した等尺性最大張力 $\hat{f}(h)$ の関係を， i_a をパラメータとして 0.25，0.50，0.75，1.00 と変化させて Fig.B.1 に示す．

用語解説

・痙縮 (spasticity)

筋肉が収縮された状態で保たれ、伸展に対して過度に反応する状態。(感度が増加している)
痙縮は人間の中枢神経系が損傷した後に見られる最もありふれた病気の1つである。臨床的には痙縮は受動動作に対する抵抗として特徴づけられ、この抵抗は筋が高い張力に達するまで伸展すればする程強度が増す。このとき、筋はいわゆる“折りたたみナイフ(ジャックナイフ)”反応で突然弛緩する。受動動作に対するこの抵抗は位置ばかりでなく速度変化にも敏感で、手足が早く伸展すれば、早く生成される。

・収縮要素

収縮要素とは、最も一般的な筋肉モデルである3要素モデル⁽¹¹⁾内の1つである。収縮要素が発生する張力は能動的張力と呼ばれ、その限界値は筋肉の長さによって変化する。筋肉が自然長となるとき筋肉の歪みを0とすると、筋肉の歪みと能動的最大応力の関係はFig.2.1.2に示すような曲線となる。図より能動的最大張力は、筋肉の歪みが0のとき最大値をとり、筋肉が自然長より長くても、短くても、値が小さくなる事がわかる。

・並列弾性要素

並列弾性要素とは、最も一般的な筋肉モデルである3要素モデル⁽¹¹⁾内の1つである。筋肉を自然長以上に伸ばすと、Fig.2.1.2に示すような静止張力(受動的張力)が発生する。これは並列弾性要素が発揮する張力として説明される。並列弾性要素はフックの法則に従わない非線型なバネの性質を持ち、発生する静止張力は筋肉の長さの関数となる。

・表面筋電位計

体表にある筋肉の筋電位を計測する機器で、その結果から表面筋電図が作られる。表面筋電図からは筋活動の有無やその強さ、活動の開始時刻や持続時間、あるいは動作に伴う複数の筋肉相互間の協調性や相反性を知る事ができる。こうした表面筋電図の分析は、運動の分析や作業における筋負担の人間工学的評価に、あるいはリハビリテーション訓練において回復課程の評価などに用いられている。

TableA.1 Parameters of Human Arm Model

Muscle [j]	Elbow						Shoulder
	r_{j1}	r_{j2}	r_{j3}	r_{j4}	r_{j5}	r_{j6}	s_j
BS[1]	5.549	6.612	2.563	-0.965			
BR[2]	19.490	4.779	11.035	-3.065			
AN[3]	-5.345	-6.544	9.224	-6.738	2.252	-0.281	
TBLa[4]	-23.287	-8.676	14.101	-8.978	2.862	-0.362	
TBLo[5]	-23.287	-8.676	14.101	-8.978	2.862	-0.362	-25.400
BB[6]	14.660	12.984	1.975	-1.405			29.210
DA[7]							33.020
DP[8]							-78.740
PC[9]							50.800

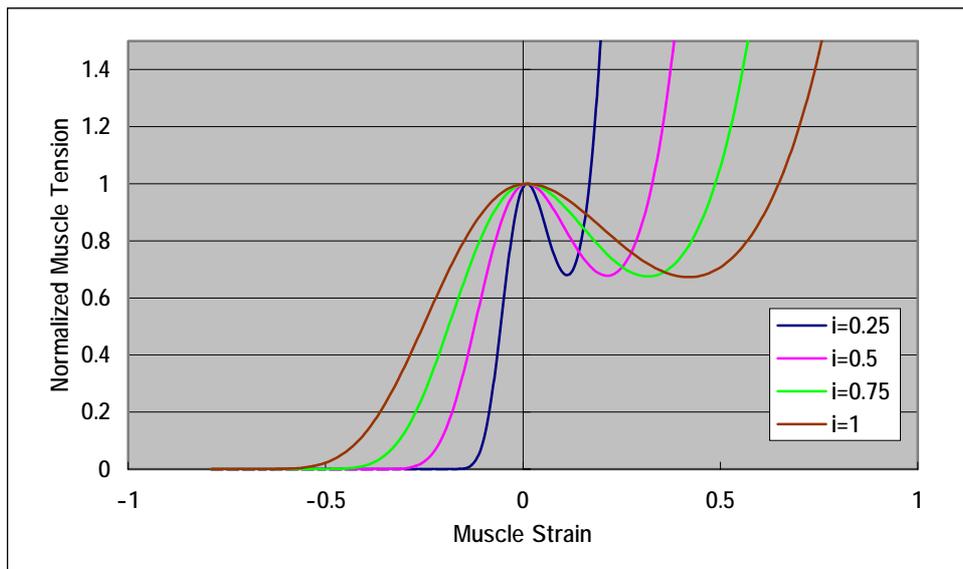


Fig.B.1 Relationship of Normalized Muscle Tension and Differing Architecture