

平成 14 年度

修士論文

単眼視動作計測装置による簡易 3 次元歩行計測

Simple 3-Dimensional Walk Measurement
by Monocular Motion Measurement System

指導教員

井上 喜雄 教授

副指導教員

岡 宏一 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)

知能機械システム工学コース

1055065 森井 康友

目次

1章 序論	1
1.1 本研究の背景	1
1.1.1 人間の動作計測の必要性	1
1.1.2 現状の動作計測	2
1.2 本研究の目的	2
1.3 本論文の構成	2
2章 画像処理による3次元空間の認識・位置計測法	4
2.1 はじめに	4
2.2 3次元計測法の概要	4
2.3 本研究での3次元計測法	5
3章 動作計測装置と画像処理手法	7
3.1 動作計測装置	7
3.2 画像処理手法	8
3.2.1 動画像処理	8
3.2.2 カラー抽出処理	9
3.2.3 ノイズ除去処理	9
3.2.4 ラベリング処理	10
3.2.5 特徴量抽出処理（面積・重心座標・外接長方形）	10
4章 3次元計測プログラム	12
4.1 3次元計測プログラム	12
4.2 校正プログラム	12
4.2.1 距離算出	14
4.2.2 重心座標の単位変換	15

5章 予備実験	16
5.1 距離計測性能	16
5.1.1 実験目的および方法	16
5.1.2 結果・考察	17
5.2 直径と距離の関係	19
5.3 計測範囲（水平方向・垂直方向）	21
5.3.1 実験目的および方法	21
5.3.2 結果・考察	21
5.4 まとめ	23
 6章 位置計測実験1	 24
6.1 実験準備	24
6.2 実験 1	26
6.2.1 実験目的および方法	26
6.2.2 実験結果	27
6.2.3 考察	29
6.3 実験 2	30
6.3.1 実験目的および方法	30
6.3.2 実験結果	32
6.3.3 考察	34
6.4 まとめ	35
 7章 位置計測実験2	 36
7.1 実験準備	36
7.2 実験 1	39
7.2.1 実験目的および方法	39
7.2.2 実験結果	40
7.2.3 考察	44
7.3 実験 2	45
7.3.1 実験目的および方法	45
7.3.2 実験結果	46
7.3.3 考察	50
7.4 まとめ	51

8章	下肢動作計測実験	52
8.1	実験準備	52
8.2	動作計測実験1	53
8.2.1	実験目的および方法	53
8.2.2	実験結果	54
8.2.3	考察	55
8.3	動作計測実験2	56
8.3.1	実験目的および方法	56
8.3.2	実験結果	57
8.3.3	考察	59
8.4	まとめ	60

9章	結論	61
-----------	-----------	-----------

謝辞	63
----	----

参考文献	64
------	----

付録

1章 序論

1.1 本研究の背景

1.1.1 人間の動作計測の必要性

わが国では高齢社会の進行に伴い、加齢もしくは病気のため、歩行機能に障害を有する患者の増加が問題である⁽¹⁾。そこで患者の増加を予防する手段として、また、歩行機能を回復するために歩行リハビリテーション（以下、歩行リハビリ）は非常に重要である⁽²⁾。しかし、歩行リハビリは一般的に理学療法士や介助者等が患者に付き添い、体を支えながら行っているのが現状であり、彼等の身体的負担は非常に大きい。今後、さらに高齢社会が進むと、歩行リハビリを必要とする患者がますます増加し、理学療法士等の身体的負担が更に増加する。それだけでなく、患者に必要な歩行リハビリの時間も十分取れなくなるということもあり得る。よって、歩行リハビリの促進と理学療法士等の身体的負担を軽減し、患者がある程度自立して歩行訓練を行うことができることが重要である。

その歩行リハビリの一つの方法として、歩行支援機を用いる方法がある。しかし、医療現場で一般的に用いられる歩行器で歩行リハビリを行う場合、患者の転倒が問題である（付録説明参照）⁽³⁾。安全に歩行リハビリを実施するために、最も重要なことは患者の転倒を未然に防止することであると考えられる。このことから歩行支援機には、患者が転倒しそうな危険な姿勢の時、患者の状況を把握し、患者の安全を確保することが可能な装置が必要不可欠である。そのためには、患者の動きをモニタして転倒しないように歩行支援機と患者の相対的な体の位置や姿勢を計測できるセンサが必要である^{(4),(5)}。

歩行支援機の転倒防止に関する研究としては、現状では患者を拘束して転倒を防止し、もし転倒が起こった場合でもウインチにより患者を吊り上げる装置^{(6),(7)}や、赤外線を用いたハイブリッドファイバセンサによって下肢の位置を検出する位置検出エリアセンサ装置⁽⁸⁾により、歩行支援機を制御させる装置などの転倒防止に関する研究が報告されている。これらの装置は歩行支援機における患者の転倒防止、および下肢の位置情報に基づく速度制御を行うためには有効である。しかし、前者の吊り上げ装置の場合では重度の患者には有効であるが、患者に拘束具を着用する必要がある、新たな負担が理学療法士等に生じる。また後者の位置検出エリアセンサ装置の場合、離散的であり、細かな制御はできない。その上、下肢の動作範囲に沿ってセンサを複数設置しなければならないという欠点がある。これらの装置では、歩行支援機全体が大きくなってしまい、容易に扱うことが困難な大型のリハビリ装置となる。実際では、歩行リハビリの現場で簡便に患者の体の位置や姿勢を計測することが望まれている。

また、患者の回復状況に合わせて歩行リハビリのメニューを理学療法士の勘や定常的なもので判断しているのが現状であり、歩行リハビリの現場で行える程度の簡便な装置で定量的に歩行状態が把握できれば、歩行障害の程度を的確に判断・評価することができ、患

者を指導するのに非常に有効な情報となる。

1.1.2 現状の動作解析

現状では、歩行の定量的な評価を目指して様々な歩行計測・解析が試みられている^{(9),(10),(11)}。歩行計測・解析を行う方法の一例として、複数台のカメラを用いた画像処理による3次元動作解析装置⁽¹²⁾がある。この装置は画像処理で歩行計測するので、患者を拘束せずに非接触で下肢の動作を計測することが可能である。しかし、精密に計測を行うことができるが、装置が大きく、非常に高価である。そして、計測を行うために広い空間が必要である。その上、計測するまでの準備や校正に手間が掛かり、簡便に計測するのは困難である。

歩行リハビリにおける歩行障害の評価・判断を行うために用いる場合、計測範囲は下肢だけに限定でき、精密機器における計測のような精度は必要ではない。よって、3次元動作解析装置は日常の歩行リハビリに使用可能なもっと簡便な装置で構わない。

1.2 本研究の目的

本研究では、多少精度を犠牲にしても、簡便さであることを特徴とする方法として、既知マーカの画像での面積比率で距離を算出して奥行き成分を追加する簡便な3次元計測法を用いた単眼視の動作計測装置による歩行状態の計測法を提案する。そして、動作計測装置の性能を実験的に示し、定量的に歩行状態を把握するために、歩行障害の程度を簡便で的確に判断・評価できるか否かについて検討する。

1.3 本論文の構成

本論文は9章で構成されている。以下にその概略を示す。

- 1章 本研究の背景と目的を述べる。
- 2章 画像処理による3次元空間の認識・位置計測法について述べ、本研究での3次元計測法を述べる。
- 3章 本研究で提案した動作計測装置の構成と画像処理手法について述べる。
- 4章 3次元計測プログラムについて述べ、面積比率から距離を算出と重心座標の単位を換算する定数を算出する校正プログラムを述べる。
- 5章 動作計測装置の計測性能を示す予備実験について述べる。
- 6章 下肢の前後左右の理想動作を模擬したマーカの動作を計測する位置計測実験1について述べる。

- 7章 股関節（大転子）、膝関節、足関節の3箇所にマーカを取り付けることを想定して、下肢の前後左右の理想動作を模擬したマーカの動作を計測する位置計測実験2について述べる.
- 8章 実際にマーカを歩行者の下肢に取り付けて、下肢動作を計測する下肢動作計測実験について述べる.
- 9章 本研究の実験結果・考察から、動作計測装置が歩行障害の程度を簡便で的確に判断・評価できるか否か検討する.

2章 画像処理による3次元空間の認識・位置計測法

2.1 はじめに

人間は、左右2つの目から取得した視差情報から立体感を得て、物体までの距離を把握することができる。それだけでなく、人間は1枚の画像、あるいは片目からでも立体感を得る能力も持っている。このような場合、奥行き情報が失われているが、人間は物体の形状などに関する豊富な経験や知識を用いて、頭の中で3次元データを再現することができる。また、動いている物体をとらえ、そして人間が移動することにより得られる動画像からも立体認識を行うことができる⁽¹³⁾。このような人間の持つ3次元認識の能力を視覚センサとコンピュータを用いて実現しようとする試みが数多く行われている。

そこで本章では、3次元空間における対象物の位置を計測する方法について述べる。

2.2 3次元計測法の概要^{(13),(14),(15)}

3次元空間の計測技術を大きく分けると、能動的計測法と受動的計測法の2つに分類できる。

- 能動的計測法：

計測装置から対象物に光や電波、音波などを照射し、その反応から対象物の位置や形状を計測する方法。

- 受動的計測法：

計測装置は対象物から得られる光などの情報だけで対象物の位置や形状を計測する方法。

3次元計測法にはこれまでに各種の方法が提案、検討されている。それらのうちの主な方法をまとめ、図 2.1 に示す。

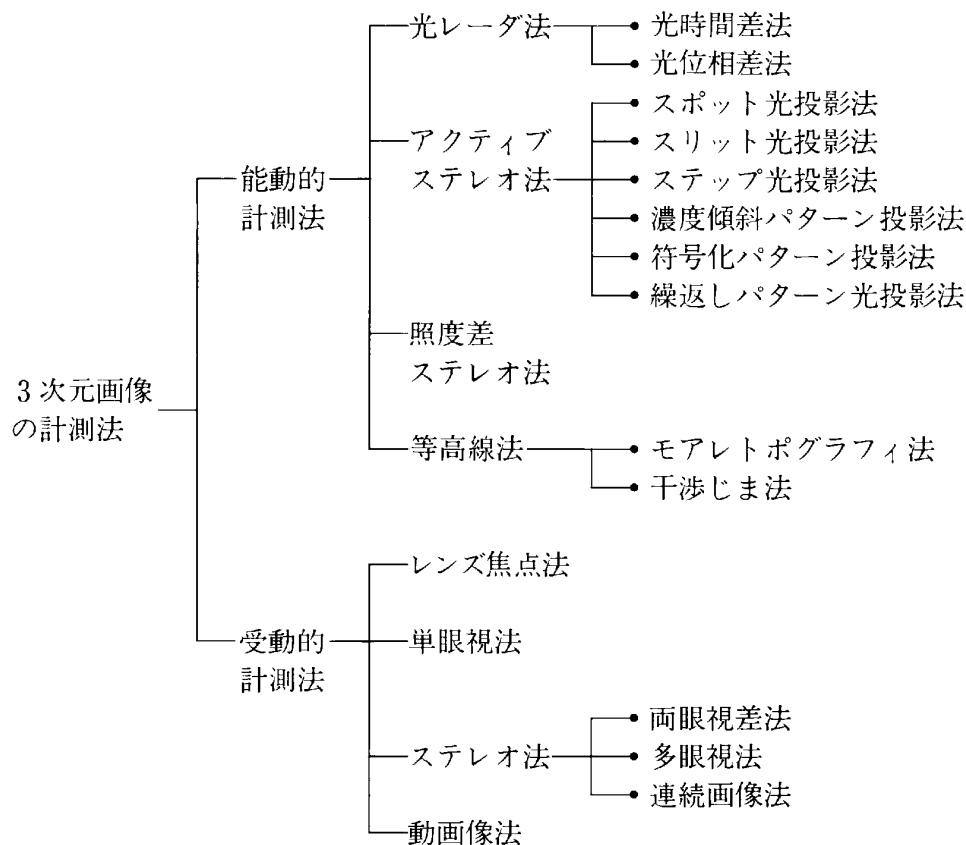


図 2.1 3次元計測法の分類^{(13)~(17)}

2.3 本研究での3次元計測法

本研究は、歩行リハビリにおける歩行状態が計測できるか否かについて検討することであり、簡便な装置での歩行計測が目的の一つである。そこで、本研究では簡便な装置が実現可能な単眼視法を用いる。以下に単眼視法を用いる主な理由を示す。

- ・ 受動的計測法はカメラのみで計測が行えるため、簡便な装置を実現可能である。
- ・ 人間を対象としているため、安全性が必須条件となり、レーザを使う計測法は好ましくない。
- ・ 歩行リハビリにおける歩行障害の評価・判断には、精密機器のような計測精度は必要ではない。
- ・ 計測に広い空間が必要で、準備・校正に手間が掛かる計測法は日常の歩行リハビリへの応用が難しい。

単眼視法を用いることにより、1台のカメラで3次元位置計測できるコンパクトで低価格の簡便な装置が構築できるが、1台のカメラでは上下左右の平面成分 (X-Y 成分) のみの

2次元情報しか得られないため、3次元計測が困難である。そこで本研究では、図 2.2 に示すように、物体がカメラに「近づけば大きく映る」、「遠ざかれば小さく映る」という点に着目して、あらかじめ大きさを計測した既知マーカの面積の比率で距離を算出し、奥行き成分（Z 成分）を追加する 3 次元計測法^{(13),(15)}を用いる。

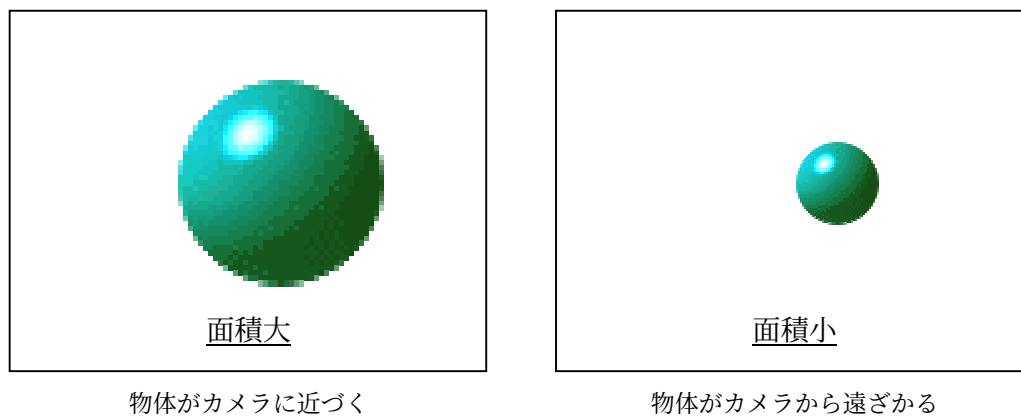


図 2.2 本研究での 3 次元計測の概念

3章 動作計測装置と画像処理手法

本章では，本研究で提案した単眼視動作計測装置の構成と各種画像処理手法について述べる．

3.1 動作計測装置の構成

本研究では既知マーカの面積の比率で距離を算出して，奥行き成分を追加する 3 次元計測法を用いた単眼視動作計測装置（以下，動作計測装置）を提案する．動作計測装置を図 3.1 に示す．動作計測装置は日立米沢電子製インテリジェント画像認識ボード VP-910（以下，VP-910），SONY 製 NTSC 信号方式カラー CCD カメラ EVI-D30（以下，カメラ），PC，そして画像処理画面表示用のモニターで構成される（付録説明参照）．

計測対象の既知マーカは，図 3.2 に示す直径 50mm 黄色の球体マーカ（以下，マーカ）を使用した．

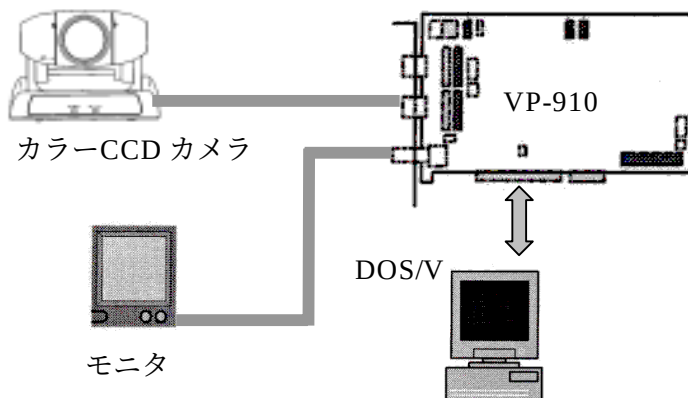


図 3.1 動作計測装置



図 3.2 既知マーカ（直径 50mm）

動作計測装置の利点は，単眼視法を用いるため，1 台のカメラによる簡便な装置で歩行状態の計測ができる．また，複数台のカメラを用いた 3 次元動作解析装置による計測より，準備や校正が容易である．

提案する動作計測装置は既知マーカの面積の比率で距離を算出して奥行き成分を追加するため，次節に示す画像処理手法を用いた．

3.2 画像処理手法^{(13)~(20)}

3.2.1 動画画像処理

動画画像を用いて3次元物体の認識や移動物体の抽出・追跡・運動の解析を行う処理を、動画画像処理という。動画画像には、時間軸の情報量が含まれているため、静止画像だけでは得られない情報を得ることができる。

NTSC 信号方式カラーCCD カメラ（付録説明参照）での画像処理は、まず映像入力を行い、映像入力終了してから画像処理を行う。そのため、全画像処理時間は、以下に示す時間が必要となる。

$$(\text{全画像処理時間}) = (\text{映像入力時間：約 } 33\text{ms}) + (\text{画像処理時間：}\alpha \text{ ms})$$

動画画像処理は、カラーNTSC 信号方式の映像入力時間の 33ms に同期して処理を行う必要があり、このような処理では不可能である。したがって、以下に示すように映像入力している間に画像処理を行う必要がある。

映像入力時間：約 33ms	
映像入力	画像処理

(全画像処理時間) = 約 33ms

そこで本研究では、VP-910 の画像メモリのフレーム # 0 とフレーム # 1 を映像入力毎に交互に切替えて映像入力と画像処理を行い、並列に処理することで動画画像処理を可能にした。しかし、画像処理は1フレーム分の時間（約 33ms）遅れることになり、その結果、画像処理されたデータの出力は2フレーム分の時間（約 66ms）遅れることになる。

VP-910 の画像メモリの並列処理・切替え処理の詳細を図 3.3、図 3.4 に示す。

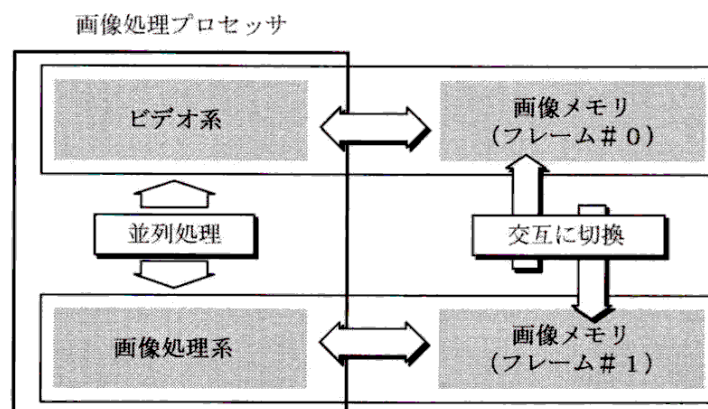


図 3.3 並列処理

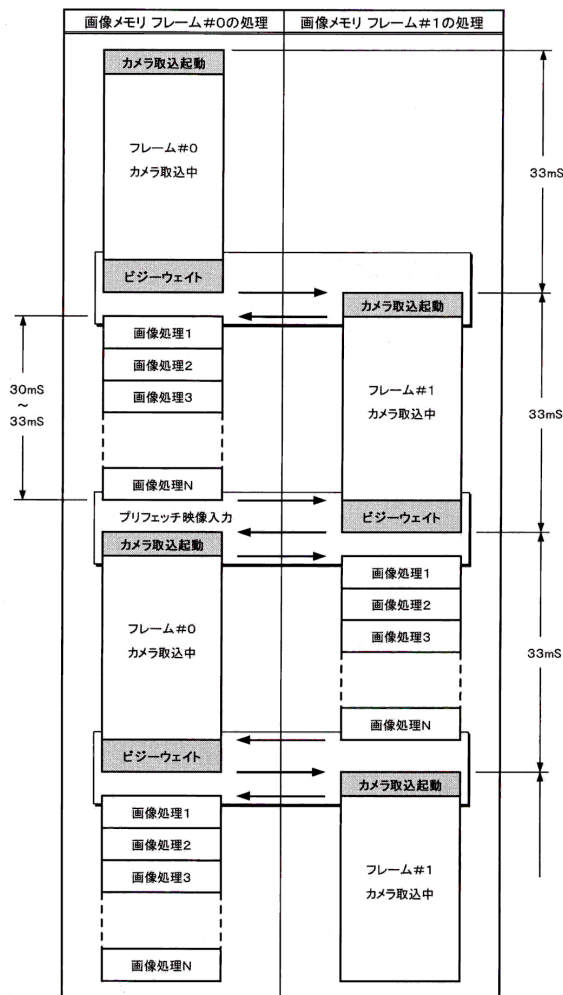


図 3.4 並列処理・切替え処理詳細

3.2.2 カラー抽出処理

本研究では、カラーNTSC 信号の輝度信号 Y と色差信号 U, V (付録説明参照) を抽出して、2 値化するカラー抽出処理^{(21),(22)}を行い、マーカの黄色成分を抽出した。この処理により画面からマーカ成分だけを切り出すことができる。

3.2.3 ノイズ除去処理

前項のカラー抽出処理された 2 値画像中の孤立する 1 画素（黒で囲まれた白または、白で囲まれた黒の成分）を除去した。この処理で画面内のごま塩ノイズを除去することができる。

3.2.4 ラベリング処理

2 値画像の連結している全ての画素（連結成分）に対してラベル（番号）付けを行い、異なる成分には異なった番号を付ける処理をラベリングという。ラベリングの連結方法を図 3.5 に示す。

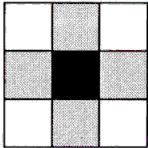
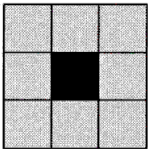
4 連結		上下左右の何れかが接していれば連結成分とする
8 連結		周辺の何れかでも接していれば連結成分とする

図 3.5 ラベリング連結方法

本研究では、ノイズ除去されなかった小さい面積成分を面積フィルタにより除去した後、8 連結ラベリングで面積の大きい順にラベリングを行った。

VP-910 では最大 255 個の物体をラベリングすることができる。

3.2.5 特徴量抽出処理（面積・重心座標・外接長方形）

ラベリングされた図形の特徴を数量化する処理を特徴量抽出という。特徴量抽出されるものとして面積、重心座標、外接長方形などがあるが、本研究では面積、重心座標、外接長方形の3つの特徴量を求める。特徴量抽出した重心座標と面積からマーカの3次元位置を計測した。

● 面積

面積は連結成分を構成する画素を数えることで求めることができる。

本研究では、マーカの面積（画素数）の比率を求めて、奥行き成分（Z 成分）である距離を求める。この計算および校正方法は次章で述べる。

● 重心座標

重心座標は、まず (a) 式により定義されるモーメントを求め、このモーメント量から重心座標 (p, q) を (b) 式より求めることができる。ここでの重心座標は、図形の位置的中心の座標である。

本研究では、マーカの上下左右の平面成分(X-Y 成分)である重心座標を求める。しかし、重心座標の単位が「ピクセル」であるため、次章で述べる方法で単位を「ミリメートル」に変換する。

$$M(m,n) = \sum_{(i,j) \in S} i^m j^n \cdots \cdots (a)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} M(0,0) : \text{図形の面積 (画素数)} \\ M(1,0) : \text{図形の x 軸に対するモーメント} \\ M(0,1) : \text{図形の y 軸に対するモーメント} \end{array} \right.$$

$$(p,q) = \left(\frac{M(1,0)}{M(0,0)}, \frac{M(0,1)}{M(0,0)} \right) \cdots \cdots (b)$$

● 外接長方形

外接長方形とは、図 3.6 に示す、連結図形を水平線と垂直線で囲んだ時の最小長方形のことをいう。

外接長方形は、次章で述べる校正プログラムで垂直フェレ長と水平フェレ長を求めて、1 ピクセル当りの距離を導出して、重心座標の単位を「ピクセル」から「ミリメートル」に換算する定数を算出する。

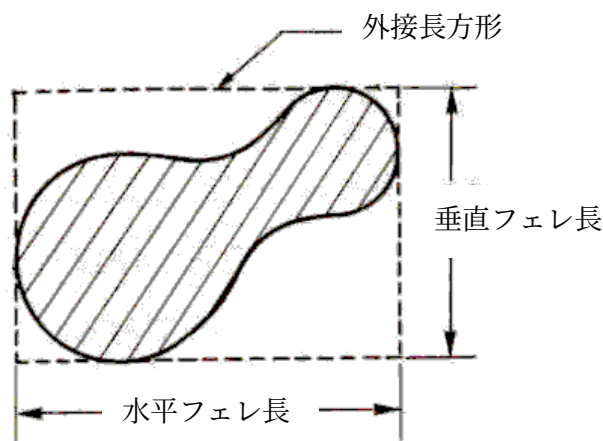


図 3.6 外接長方形

4章 3次元計測プログラム

本章では、まず、前章で述べた各画像処理手法を組み合わせで構築した3次元計測プログラムについて述べる。そしてマーカの面積（画素数）を距離に換算し、ピクセル単位で表されている重心座標をミリメートル単位に換算に必要な定数を算出する校正プログラムについて述べる。

4.1 3次元計測プログラム

本研究では、前章で述べた画像処理手法を組み合わせで、マーカの3次元位置を計測する3次元計測プログラムを構築した。3次元計測プログラムは距離算出と重心座標の単位を換算に必要な定数を算出する校正プログラムと、その定数から重心座標と距離を算出する部分で構成される。

4.2 校正プログラム

3次元計測プログラム内の校正プログラムにより、距離算出と重心座標の単位を換算に必要な定数を算出し、3次元計測に必要な校正を行うことができる。校正プログラムではマーカの面積を距離に換算し、ピクセル単位で表されている重心座標をミリメートル単位に換算するための定数を算出する。

定数はファイルとして保存できる。同じ環境であれば校正作業を行うことをせずに、ファイルを読み出すだけで3次元計測が可能である。

図 4.1 に3次元計測プログラム、校正プログラムのフローチャートを示す。

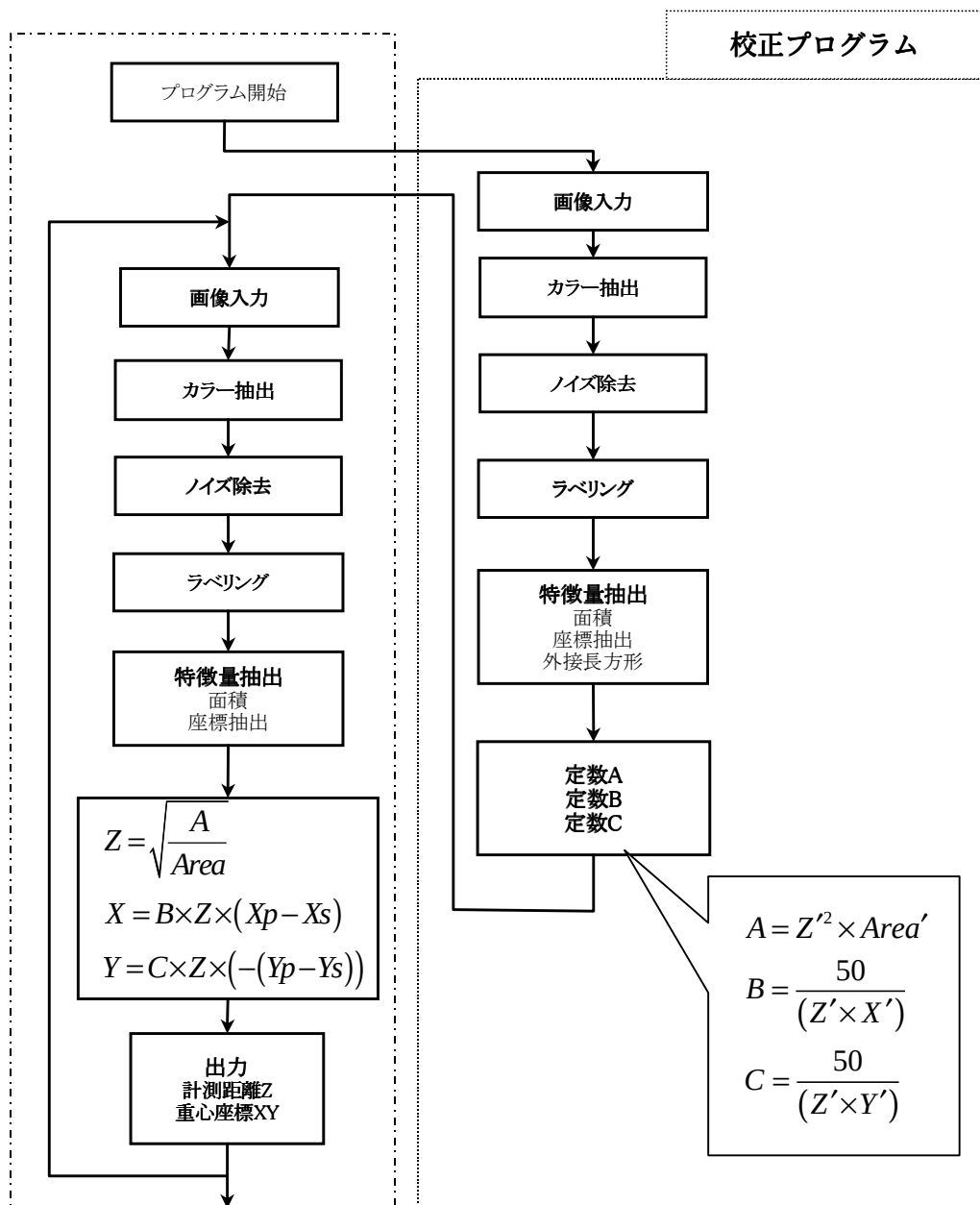


図 4.1 3次元計測プログラムフローチャート

4.2.1 距離算出

本項では、マーカの面積から距離を求める方法について述べる。

前章で述べた画像処理手法を用いて、マーカの認識を行い、特徴量抽出によって抽出されたマーカの面積から、距離を求める（4.2.1）式を算出した。

$$Z = \sqrt{\frac{A}{Area}} \dots\dots\dots (4.2.1)$$

$$\left\{ \begin{array}{ll} Z : & \text{カメラからの距離 [mm]} \\ Area : & \text{マーカの面積（画素数）[ピクセル]} \\ A : & \text{定数} \end{array} \right.$$

校正プログラムにより、既知距離 Z' のときの平均面積 $Area'$ を求め、（4.2.2）式により、定数 A を求める。

$$A = Z'^2 \times Area' \dots\dots\dots (4.2.2)$$

$$\left\{ \begin{array}{ll} A : & \text{定数} \\ Z' : & \text{カメラからの距離（既知）[mm]} \\ Area' : & \text{マーカの平均面積（画素数）[ピクセル]} \end{array} \right.$$

校正プログラム（4.2.2）式から算出した定数 A と（4.2.1）式により、マーカの面積からマーカまでの距離を求めることができる。

4.2.2 重心座標の単位換算

本項では、「ピクセル」で表されている重心座標の単位を「ミリメートル」に換算する方法について述べる。

カメラからの距離に応じた、ピクセル単位をミリメートル単位に換算する式は (4.3.1), (4.3.2) 式となる。

$$X = B \times Z \times (Xp - Xs) \dots \dots \dots (4.3.1)$$

$$Y = C \times Z \times -(Yp - Ys) \dots \dots \dots (4.3.2)$$

$$\left(\begin{array}{l} X : \text{重心座標 } X \text{ [mm]} \\ B : \text{定数} \\ Z : \text{カメラからの距離[mm]} \\ Xp : \text{重心座標 } X \text{ [ピクセル]} \\ Xs : \text{校正位置 (X 座標)} \\ Y : \text{重心座標 } Y \text{ [mm]} \\ C : \text{定数} \\ Yp : \text{重心座標 } Y \text{ [ピクセル]} \\ Ys : \text{校正位置 (Y 座標)} \end{array} \right)$$

校正プログラムにより、既知距離 Z' のときの既知マーカ (直径 50mm) の外接長方形 (垂直フェレ長 X' , 水平フェレ長 Y') を求め、(4.3.3), (4.3.4) 式より定数 B , C を求める。

$$B = \frac{50}{(Z' \times X')} \dots \dots \dots (4.3.3)$$

$$C = \frac{50}{(Z' \times Y')} \dots \dots \dots (4.3.4)$$

$$\left(\begin{array}{l} B : \text{定数} \\ Z' : \text{カメラからの距離 (既知) [mm]} \\ X' : \text{垂直フェレ長[ピクセル]} \\ C : \text{定数} \\ Y' : \text{水平フェレ長[ピクセル]} \end{array} \right)$$

定数 B , 定数 C により、単位が「ピクセル」である重心座標 (Xp , Yp) を「ミリメートル」にカメラからの距離に応じて換算することができる。同時に原点を校正時のマーカの位置に移動する。

距離算出と重心座標単位の換算は、校正プログラムにより容易に行うことができる。また、校正プログラムから算出した定数を、データファイルに保存することで手間が掛かる校正を、一般的な三次元動作解析装置より簡便に、かつ短時間で校正を行うことができる。

5章 予備実験

本章では，マーカ静止時での動作計測装置の計測性能を示すことを目的とした予備実験について述べる．

5.1 距離計測性能

5.1.1 実験目的および方法

予備実験では，3章・4章で述べた画像処理手法と3次元計測プログラムの確認を行い，マーカ静止時での動作計測装置の計測性能を実験的に示すことを目的とする．そして，動作計測装置を図 5.1 に示すように基準距離 L を 300mm から順に 300mm 刻みでカメラからマーカを遠ざけて，どれだけの距離が計測できるか実験を行った．

図 5.2 に基準距離 600mm での画像処理表示画面を示す．

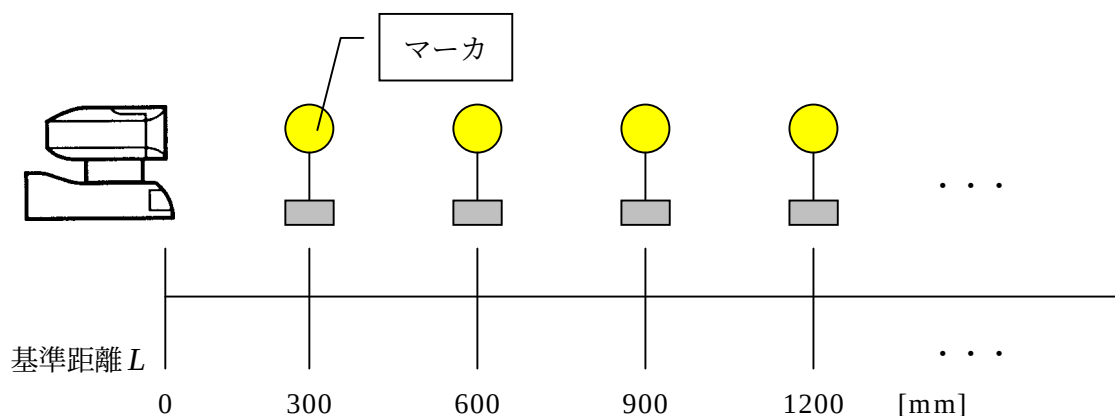


図 5.1 予備実験

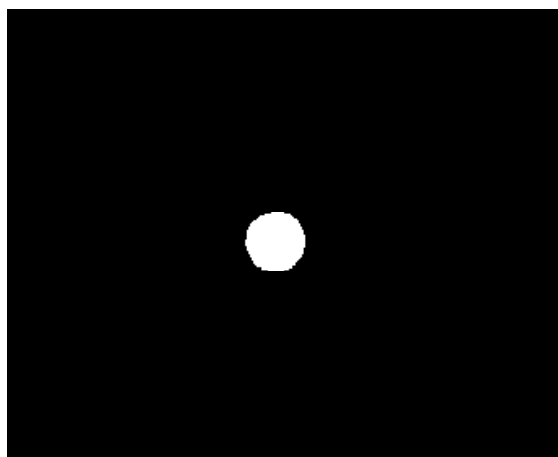


図 5.2 画像処理画面 (600mm)

5.1.2 結果・考察

図 5.3(a)は、動作計測装置による計測距離 Z を表したグラフである（付録グラフ参照）。このグラフの横軸は時間、縦軸はカメラからマーカまでの距離を表す。

図 5.3(b)では、計測距離 Z の基準距離 L との計測誤差として $Error = Z - L$ を示している（付録グラフ参照）。

動作計測装置は 2400mm まで計測できたが、それ以上の距離は周囲のノイズに影響され、計測できなかった。また、図より静止しているマーカの計測距離にばらつきがあることと、マーカまでの距離が離れていくに従い、計測誤差とばらつきが大きくなっていくのがわかる。

計測距離 Z の算術平均誤差、相対誤差、平均二乗誤差、そして平均画素数を表 5.1 に示す。

表 5.1 計測距離 Z の誤差と平均画素数

基準距離 L [mm]	算術平均誤差 [mm] (相対誤差 [%])	平均二乗誤差 [mm]	平均画素数
300	15.11 (5.04)	0.29	10838
600	0.26 (4.33×10^{-4})	1.06	2987
900	26.71 (2.97)	2.73	1411
1200	49.35 (4.11)	4.42	813
1500	54.56 (3.64)	10.40	515
1800	83.97 (4.67)	12.10	365
2100	126.55 (6.03)	20.31	276
2400	153.26 (6.39)	42.02	213

これらの結果より、図 5.4(a)、図 5.4(b)、図 5.4(c)のグラフが得られた。

図 5.4(a)は、基準距離 L と動作計測装置による計測距離 Z （平均値）を比較したグラフである（付録グラフ参照）。このグラフの横軸は基準距離、縦軸はカメラからマーカまでの距離を表す。

図 5.4(b)では、算術平均誤差を表している（付録グラフ参照）。

これら 2つの図からも、マーカまでの距離が遠ざかるに従い、誤差が大きくなっていくのがわかる。

図 5.4(c)は、平均二乗誤差（標準偏差）を表している（付録グラフ参照）。

この図より、マーカまでの距離が離れていくに従い、計測距離の変位（ばらつき）が大

きくなっていくのがわかる。

図 5.4(d)は、平均画素数を表している（付録グラフ参照）。

この図より、マーカまでの距離が離れていくに従い、画素数の変化量が少なくなっていくのがわかる。

予備実験では、動作計測装置で静止するマーカまでの距離を計測して基準距離と比較した。その結果、動作計測装置は 2400mm まで計測できることがわかった。また、静止しているマーカの計測距離にばらつきがあることと、マーカまでの距離が遠ざかるにしたがい、計測誤差とそのばらつきの両者共に大きくなっていくのがわかった。

静止しているマーカの計測距離にばらつきがあるという結果から、動作計測装置は距離の変化量が少ない対象物の計測には不向きであると考えられる。また、マーカまでの距離が遠ざかるにしたがって計測誤差とそのばらつきの両者共に大きくなっていく、特に基準距離 1200mm（平均画素数 1000 近辺）から急に計測誤差とそのばらつきが増加するという結果から、動作計測装置は 2400mm まで計測できるが、人間の動作を計測する本研究の目的を満たす精度で計測するためには、平均画素数が 1000 を下回らないような距離、つまり約 1000mm 内で計測を行った方が好ましいと考えられる。

5.2 直径と距離の関係

前節ではマーカの直径が 50mm の計測性能を示した。動作計測装置はマーカの直径が 50mm の場合、2400mm まで計測できるが、それ以上の距離は計測できなかった。しかし、マーカの直径を大きくすれば計測できると考えられる。例えば、マーカの直径を 2 倍にすれば面積は 4 倍になり、マーカの直径を 3 倍にすれば面積は 9 倍になる。つまり、マーカの直径を M 倍すれば、面積は M^2 倍 (=N 倍) になる。本研究の場合、直径 50mm を基準として考える。

そして、図 5.3, 図 5.4, 表 5.1 より、人間の動作を計測する本研究の目的を満たす精度で計測するためには、平均画素数が 1000 を下回らないような距離（最適計測距離）で計測を行ったほうが好ましいと考えられる。

限界計測距離と最適計測距離は以下に示す式で算出できる。ただし、照明や計測条件、外乱等は直径 50mm の計測と同様とする。

限界計測距離の算出：

$$Za = \sqrt{\frac{A}{213/N}}$$

最適計測距離の算出：

$$Zb = \sqrt{\frac{A}{1000/N}}$$

$A = 107532 \times 10^4$ (直径 50mm のときの定数)

213: 限界計測距離のときの平均画素数 (直径 50mm)

1000: 平均画素数

マーカの大きさと計測距離の限界・最適な計測距離の関係を表 5.2, 図 5.5 に示す。

表 5.2 マーカの直径と計測距離の関係

マーカの直径 [mm]	面積 N [倍]	限界計測距離 Za [mm]	最適計測距離 Zb [mm]
50	1	2400	1037
100	4	4494	2074
150	9	6741	3111
200	16	8988	4148
250	25	11234	5185
300	36	13481	6222
350	49	15728	7259
400	64	17975	8296
450	81	20222	9333
500	100	22469	10370

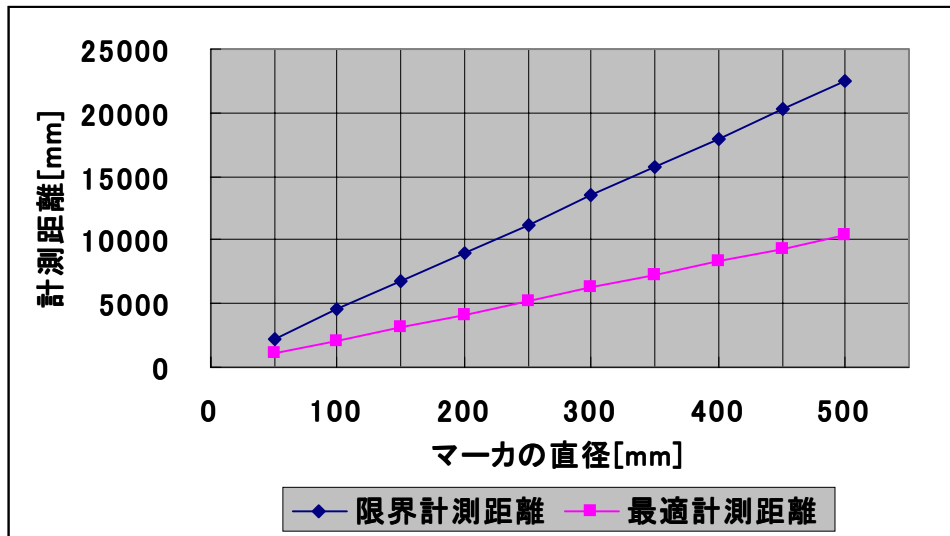


図 5.5 マーカの直径と計測距離

マーカの直径 50mm での計測には誤差が生じているので、実際に計測できるとは限らず精度も保障できない参考値である。

5.3 計測範囲（水平方向・垂直方向）

5.3.1 実験方法および目的

また，動作計測装置の水平方向（X 方向：W），垂直方向（Y 方向：H）の計測範囲の限界（マーカが画面内に収まる範囲）を計測した（図 5.6）．マーカは直径 50mm マーカを用いた．

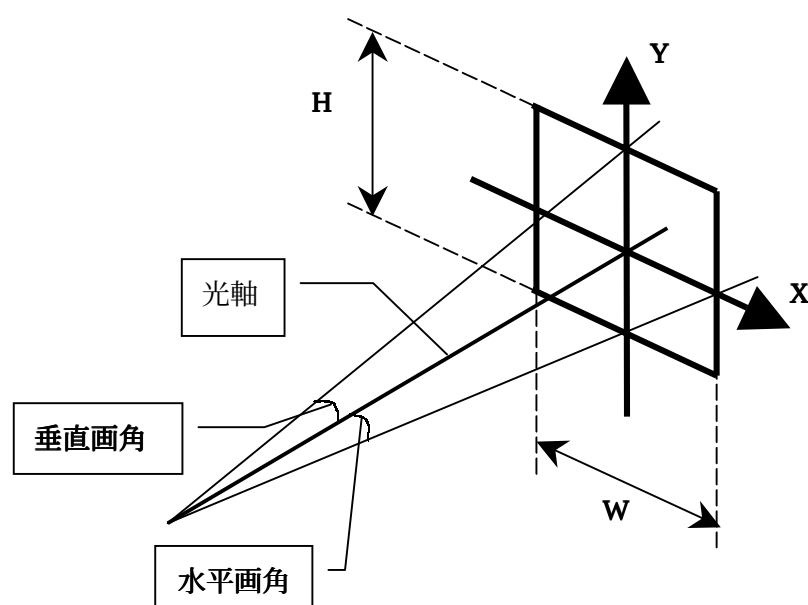


図 5.6 水平方向・垂直方向の計測範囲

5.3.2 結果・考察

その結果，表 5.3 に示す，水平方向（W），垂直方向（H）の計測範囲の限界がわかった．

表 5.3 水平方向（W）・垂直方向（H）の計測範囲の限界

基準距離 L [mm]	W [mm]	H [mm]
300	220	170
600	440	340
900	640	520
1200	880	680
1500	1100	860
1800	1300	1020
2100	1520	1200
2400	1740	1380

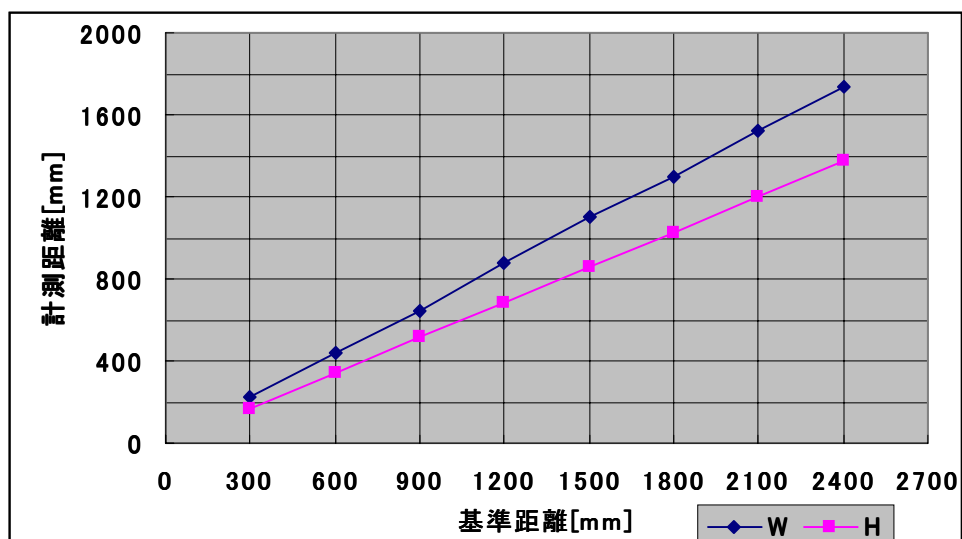


図 5.7 水平方向 (W)・垂直方向 (H) の計測範囲の限界図

表 5.3 より，光軸からの水平画角は約 20° であり，光軸からの垂直画角は約 15° でマーカが確実に画面内に収まることがわかった．本研究で用いる直径 50mm のマーカとカメラの場合，表 5.3 に示す範囲で計測を行う必要がある．

5.4 まとめ

予備実験では、3章・4章で述べた画像処理手法と3次元計測プログラムの確認を行い、動作計測装置の計測性能を実験的に示した。

動作計測装置で静止するマーカまでの距離を計測して基準距離と比較した。その結果、動作計測装置は2400mmまで計測できることがわかった。また、マーカまでの距離が遠ざかるにしたがい、計測誤差とそのばらつきの両者共に大きくなっていくのがわかった。

静止しているマーカの計測距離にばらつきがあるという結果から、動作計測装置は距離の変化量が少ない対象物の計測には不向きであると考えられる。また、マーカまでの距離が遠ざかるにしたがって計測誤差とそのばらつきの両者共に大きくなっていく、特に基準距離1200mm（平均画素数1000近辺）から急に計測誤差とそのばらつきが増加するという結果から、動作計測装置は2400mmまで計測できるが、人間の動作を計測する本研究の目的を満たす精度で計測するためには、平均画素数が1000を下回らないような距離、つまり約1000mm内で計測を行った方が好ましいと考えられる。

そして、水平方向（X方向）、垂直方向（Y方向）の計測範囲の限界もあるので、これらのことを考慮した計測を行う必要がある。これらはマーカの直径が50mmの場合であり、マーカの直径が大きければ遠くまで計測が可能である。しかし、歩行リハビリに应用する場合、マーカが大きすぎるのは歩行に支障が出て好ましくないと考えられる。本研究で用いる直径50mmのマーカが歩行の計測には最適であると考えられる。

また、歩行リハビリにおける歩行障害の評価・判断には、精密機器のような計測精度は必要ではない。したがって、これら実験結果より、動作計測装置の性能は、ある程度の制約があるが、歩行リハビリにおける下肢の動作計測において十分な性能であると考えられる。

6章 位置計測実験 1

本章では，下肢の前後の理想動作を模擬したマーカの動作の計測を行う実験 1 と下肢の左右の理想動作によるマーカの動作の計測を行う実験 2 のこれら 2 つの実験方法，結果および考察を述べる．そして，動作計測装置の性能を実験的に示し，歩行障害の程度を的確に判断・評価できるか否かについて検討する．

6.1 実験準備

本実験では，カメラを図 6.1 のように設置した．リニア装置（付録説明参照）は，下肢の理想動作でマーカを動作させるための装置として用いた．リニア装置の移動方向と同一直線上にカメラを設置する方法を実験 1 とし，移動方向に対して垂直にカメラを設置する方法を実験 2 とする．両実験ともカメラからリニア装置の初期位置までの距離 600mm から実験を行った．

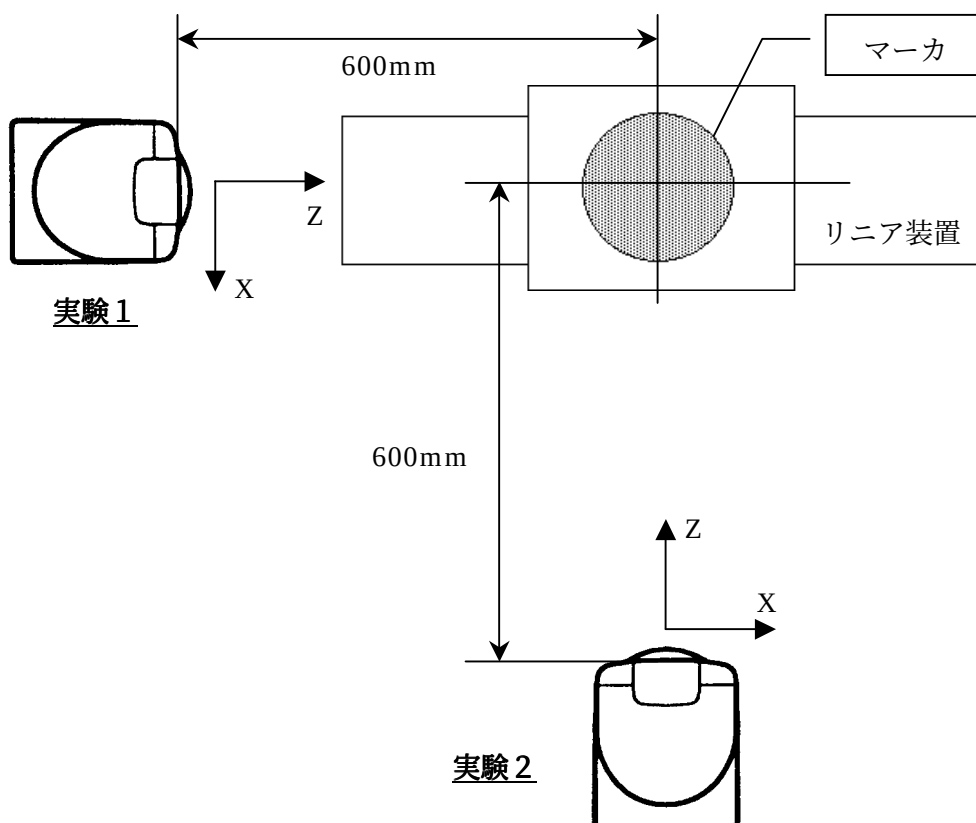


図 6.1 位置計測実験 1（カメラ設置方法）

リニア装置の振幅や周期を変更して、表 6.1 に示す組み合わせで実験 1 と実験 2 それぞれの実験を行った。

表 6.1 各振幅・周期の振動数，最大速度，平均速度

片振幅 [mm]	周期 [s]	振動数[Hz]	最大速度 [mm/s] ([km/h])	平均速度 [mm/s] ([km/h])
50	1.00	1.00	314.00 (1.13)	200.00 (0.72)
100	1.50	0.67	418.67 (1.51)	266.67 (0.96)
150	2.00	0.50	471.00 (1.70)	300.00 (1.08)
200	2.50	0.40	502.40 (1.81)	320.00 (1.15)
250	3.00	0.33	523.33 (1.88)	333.33 (1.20)
300	3.50	0.29	538.29 (1.94)	342.86 (1.23)
350	4.00	0.25	549.50 (1.98)	350.00 (1.26)

この振幅・周期で実験を行った理由および条件を以下に示す。

<条件>

- ・リニア装置の最大速度は仕様上，600mm/s(2.16km/h)であるが，実際は 560mm/s 程度が限界であり，リニア装置の最大速度を超えず，かつ 560mm/s 近辺の速度を超えないという条件が必要である。

目的は歩行リハビリ時の下肢の動作計測であるので，精密機器のような計測精度は必要とはしない。つまり，表 6.1 で示す振幅・周期での実験結果が良ければ，動作計測装置が歩行障害の程度を的確に判断・評価できると考えられる。

6.2 実験1

6.2.1 実験目的および方法

実験1では、下肢の前後の理想動作を模擬したマーカの動作の計測を行う。

図 6.2 は実験1の概観図を示す。実験1はリニア装置の移動方向と同一直線上にカメラを設置して、リニア装置で下肢の理想動作を模擬する。

カメラからリニア装置の初期位置までの距離 600mm を S とし、位置データを Lo とする。そして、動作計測装置で計測したカメラからマーカまでの距離を計測距離 Z とする。

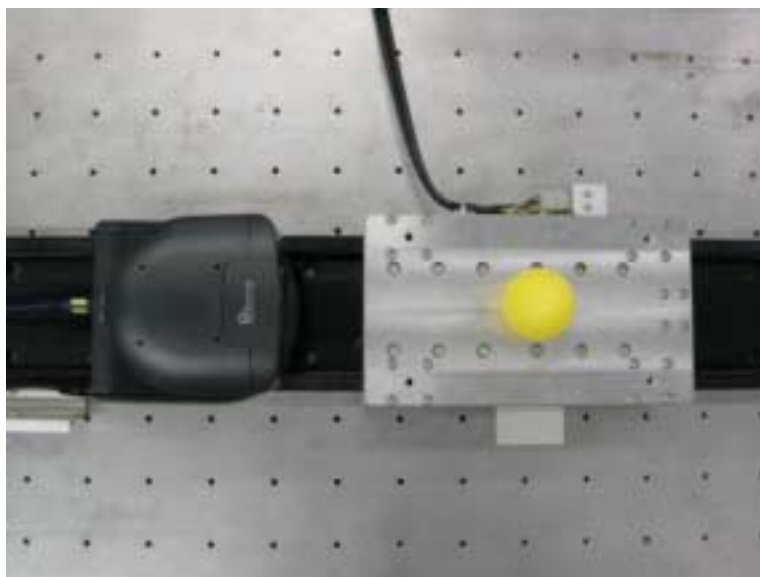
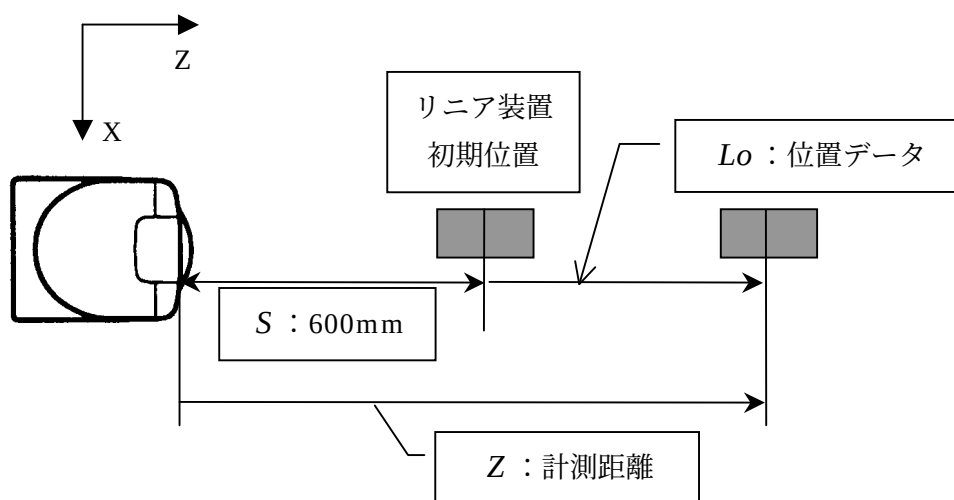


図 6.2 実験1

6.2.2 実験結果

○計測距離 Z (実時間)

図 6.3(a)は、リニア装置から得た位置データ L_0 より求めたカメラからマーカまでの距離 L (基準値) と、動作計測装置による計測距離 Z を表したグラフである (付録グラフ参照)。このグラフの横軸は時間、縦軸はカメラからマーカまでの距離を表す。リニア装置から得た位置データとは初期位置 S (マーカまでの距離 600mm) を原点とした変位 (絶対値移動) を表す。マーカがカメラに近づく方向の変位をマイナス、遠ざかる方向の変位をプラスとする。なお、基準値 L は $L = L_0 + S$ である。

この図より、計測距離 Z は基準値 L とよく一致していることがわかる。

図 6.3(b)では、計測距離 Z の計測誤差として $Error = Z - L$ を示している (付録グラフ参照)。計測距離 Z の各振幅・周期の計測誤差を表 6.2 に示す。

表 6.2 計測距離 Z の計測誤差 (実験 1: 実時間)

片振幅 [mm]	周期 [s]	最大誤差 [mm] (相対誤差 [%])	算術平均誤差 [mm] (相対誤差 [%])	平均二乗誤差 [mm]
50	1	27.34 (27.34)	14.38 (14.38)	15.88
100	1.5	32.03 (16.01)	14.95 (7.48)	16.35
150	2	32.93 (10.98)	17.63 (5.88)	19.56
200	2.5	35.91 (8.98)	18.65 (4.66)	20.46
250	3	36.29 (7.29)	19.34 (3.87)	21.38
300	3.5	34.97 (5.83)	19.46 (3.24)	21.56
350	4	35.67 (5.10)	20.04 (2.86)	21.92

○計測距離 Z (時間補正)

図 6.3(c)は、図 6.3(a)で生じていた計測距離 Z の時間ずれを補正したグラフである (付録グラフ参照)。これにより、0.07 秒後の計測精度がわかる。時間ずれは、画像メモリのフレームを画像入力毎に交互に切替えて映像入力と画像処理を行い、並列に処理して動画像処理を可能にしたことにより発生した 2 フレーム分 (約 66ms) の遅れである (3 章参照)。

この図より、実時間での計測距離 Z に比べ、補正後のデータは基準値 L と更に一致していることがわかる。

図 6.3(d)は、計測距離 Z の計測誤差として $Error = Z - L$ を示している。時間ずれを補正した計測距離 Z の各振幅・周期の計測誤差を表 6.3 に示す。

表 6.3 計測距離 Z の計測誤差（実験 1：時間補正）

片振幅 [mm]	周期 [s]	最大誤差 [mm] (相対誤差 [%])	算術平均誤差 [mm] (相対誤差 [%])	平均二乗誤差 [mm]
50	1	7.33 (7.33)	2.67 (2.67)	2.73
100	1.5	14.72 (7.36)	5.00 (2.50)	4.97
150	2	13.45 (4.48)	4.41 (1.47)	5.16
200	2.5	14.30 (3.58)	5.40 (1.35)	5.32
250	3	15.31 (3.06)	6.37 (1.27)	7.00
300	3.5	23.82 (3.97)	7.65 (1.28)	8.64
350	4	27.54 (3.93)	9.62 (1.32)	10.58

図 6.4(a)と図 6.4(b)に、表 6.2 と表 6.3 で示した算術平均誤差と平均二乗誤差を表した（付録グラフ参照）。

図 6.4(a)は、実時間での算術平均誤差と時間補正での算術平均誤差を比較したグラフである（付録グラフ参照）。縦軸は算術平均誤差を表す。横軸は振幅 50mm・周期 1 s から振幅 350mm・周期 4s までの 7 通りを表す。

図 6.4(b)は、実時間での平均二乗誤差と時間補正での平均二乗誤差を比較したグラフである（付録グラフ参照）。縦軸は平均二乗誤差を表す。横軸は図 6.4(a)と同様である。

これらの図表より、前述した実時間での計測誤差よりも、さらに精度が向上していることがわかる。時間ずれは各振幅・周期において 0.07 秒前後である。

したがって、動作計測装置は実時間での計測結果よりも、さらに精度の良い計測ができていることがわかる。

6.2.3 考察

動作計測装置で前後に移動するマーカまでの距離を計測し、各振幅・周期のリニア装置による基準値と比較した。その結果、計測距離は基準値とほとんど一致していて、計測誤差も僅かであることがわかった。

時間ずれは、画像メモリの切替えにより発生した2フレーム分（約66ms）の遅れである（3章参照）。そこで、時間ずれを補正して再び基準値と計測距離を比較した。その結果、補正後の計測距離は補正前よりも基準値とほぼ一致していて、計測誤差はさらに減少した。また、平均二乗誤差も減少している。そして、歩行リハビリにおける歩行障害の評価・判断には、精密機器のような計測精度は必要ではない。このことから、動作計測装置は精度良く計測できているといえる。

実験1では下肢の前後の理想動作を模擬したマーカの動作の計測を行った。図6.5に実験1でのマーカの動作の3-Dグラフィックス表示を(1)～(6)の時間順に示す。結果、動作計測装置の計測データを3-Dグラフィックス表示でマーカの動作が再現できた。

これらの結果より、実験1での動作計測装置の性能は、歩行リハビリにおける下肢の動作計測において十分な性能と考えられる。

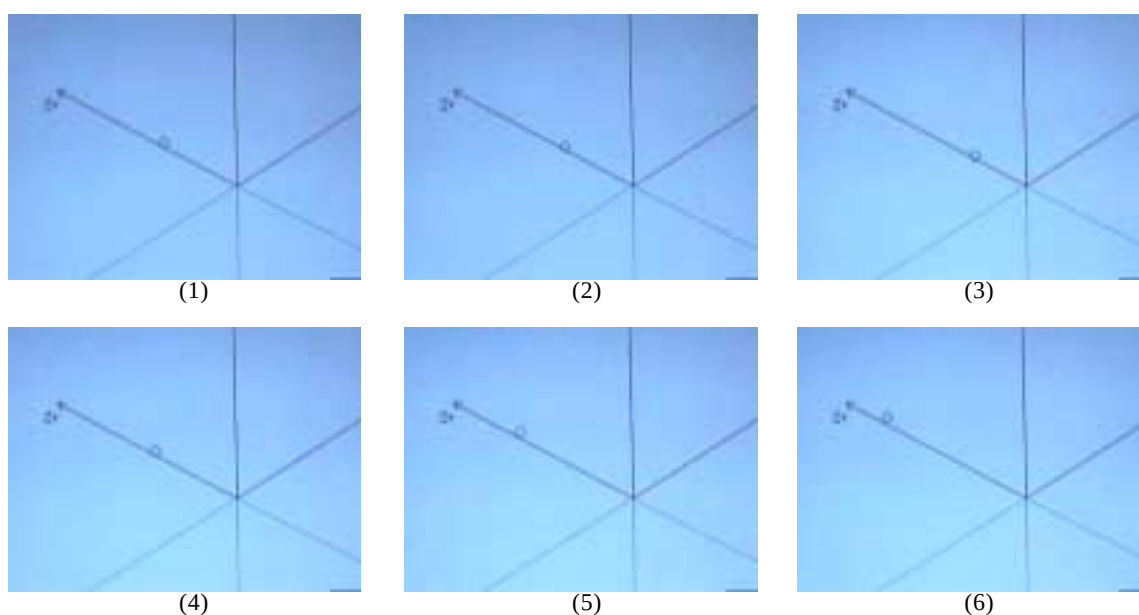


図 6.5 3-D グラフィックス表示（位置計測実験1：実験1）

6.3 実験2

6.3.1 実験目的および方法

実験2では、下肢の左右の理想動作を模擬したマーカの動作の計測を行う。

図 6.6 は実験2の概観図を示す。実験2はリニア装置の移動方向に対して垂直にカメラを設置して、リニア装置で下肢の理想動作を模擬する。

リニア装置から得た位置データを L_0 、カメラからリニア装置の初期位置までの距離 600mm を S とする。

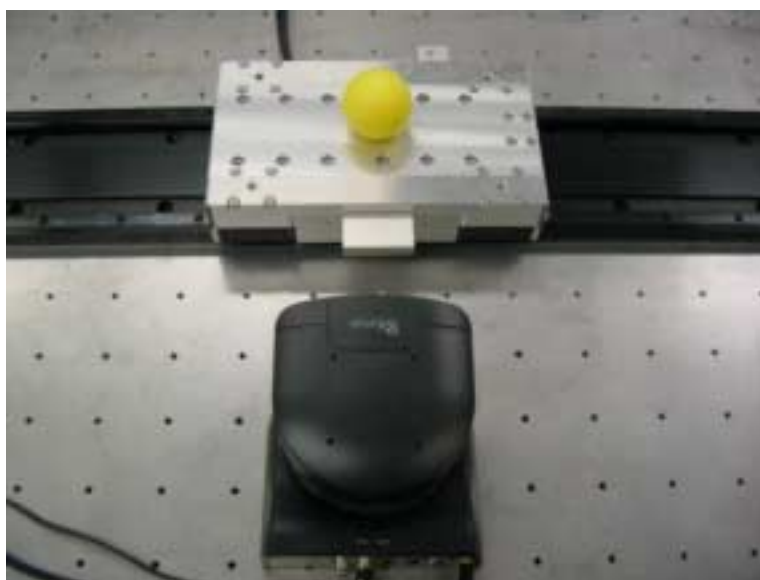
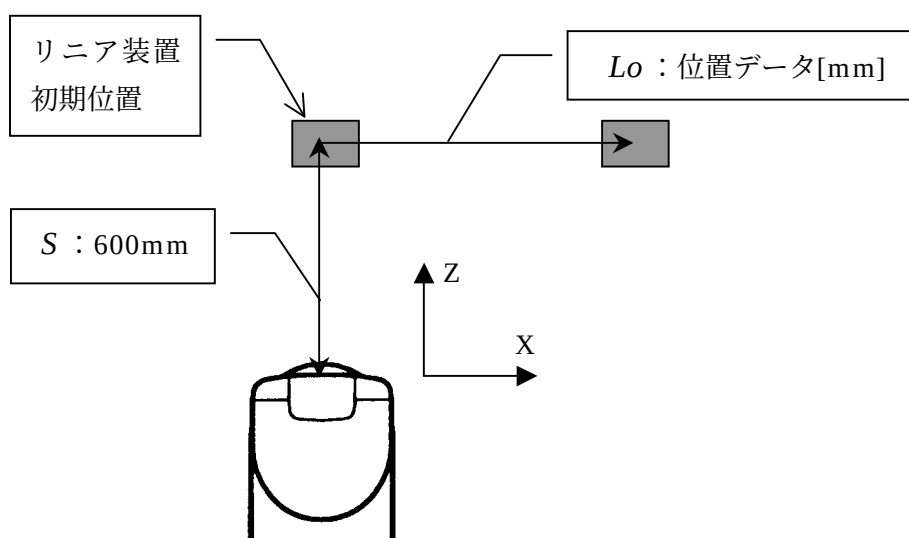


図 6.6 実験2

実験2では、振幅が大きいとマークが画面外に出てしまうことから、実験1と同じ振幅・周期で実験を行うことができなかった（5章参照）。したがって、表6.4に示す組み合わせでリニア装置の振幅や周期を変更して実験を行った。

表 6.4 各振幅・周期の振動数，最大速度，平均速度

片振幅 [mm]	周期 [s]	振動数[Hz]	最大速度 [mm/s] ([km/h])	平均速度 [mm/s] ([km/h])
50	1.00	1.00	314.00 (1.13)	200.00 (0.72)
100	1.50	0.67	418.67 (1.51)	266.67 (0.96)
150	2.00	0.50	471.00 (1.70)	300.00 (1.08)

6.3.2 実験結果

○重心座標 X (実時間)

図 6.7(a)は、リニア装置から得た位置データ Lo (基準値)と、動作計測装置による重心座標 X を表したグラフである (付録グラフ参照)。このグラフの横軸は時間、縦軸は初期位置 S (マーカまでの距離 600mm) を原点とした重心座標 X の位置を表す。初期位置 S を原点とし、カメラから見て左方向の変位をマイナス、右方向の変位をプラスとする。

この図より、重心座標 X は基準値であるリニア装置から得た位置データ Lo とよく一致しているのがわかる。

図 6.7(b)では、重心座標 X の計測誤差として $Error = X - Lo$ を示している (付録グラフ参照)。重心座標 X の各振幅・周期の計測誤差を表 6.5 に示す。

表 6.5 重心座標 X の計測誤差 (実験 2 : 実時間)

片振幅 [mm]	周期 [s]	最大誤差 [mm] (相対誤差 [%])	算術平均誤差 [mm] (相対誤差 [%])	平均二乗誤差 [mm]
50	1	19.32 (19.32)	12.61 (12.61)	13.86
100	1.5	25.85 (12.93)	16.28 (8.14)	18.03
150	2	28.66 (9.55)	18.20 (6.07)	20.08

○重心座標 X (時間補正)

図 6.7(c)は、図 6.7(a)で生じていた重心座標 X の時間ずれを補正したグラフである (付録グラフ参照)。これにより、0.07 秒後の計測精度がわかる。

この図より、補正前の重心座標 X に比べ、補正後のデータは基準値 Lo と更に一致しているのがわかる。

図 6.7(d)は、重心座標 X の計測誤差として $Error = X - Lo$ を示している (付録グラフ参照)。時間ずれを補正した重心座標 X の各振幅・周期の計測誤差を表 6.6 に示す。

表 6.6 重心座標 X の計測誤差 (実験 2 : 時間補正)

片振幅 [mm]	周期 [s]	最大誤差 [mm] (相対誤差 [%])	算術平均誤差 [mm] (相対誤差 [%])	平均二乗誤差 [mm]
50	1	4.20 (4.20)	2.26 (2.26)	2.53
100	1.5	6.55 (3.28)	3.63 (1.82)	4.05
150	2	6.59 (2.20)	3.43 (1.14)	3.83

表 6.5, 表 6.6 で示した算術平均誤差と平均二乗誤差をグラフに表した（付録グラフ参照）。

図 6.8(a)は、実時間での算術平均誤差と時間補正での算術平均誤差を比較したグラフである（付録グラフ参照）。縦軸は平均誤差を表す。横軸は振幅 50mm・周期 1s から振幅 150mm・周期 2s までの 3 通りを表す。図 6.8(b)は、実時間での平均二乗誤差と時間補正での平均二乗誤差を比較したグラフである（付録グラフ参照）。縦軸は平均二乗誤差を表す。横軸は先程と同様である。

これらの図表より、前述した実時間での計測誤差よりも、さらに精度が向上していることがわかる。時間ずれは各振幅・周期において 0.07 秒前後である。

したがって、動作計測装置は実時間での計測結果よりも、さらに精度の良い計測ができていることがわかる。

6.3.3 考察

動作計測装置で左右に移動するマーカの重心座標 X を計測し、各振幅・周期のリニア装置による基準値と比較した。その結果、それぞれの計測距離は基準値とほとんど一致していて、計測誤差も僅かであることがわかった。

時間ずれは、実験1と同様、画像メモリの切替えにより発生した2フレーム分(約66ms)の遅れである(3章参照)。そこで、時間ずれを補正して再び基準値とそれぞれの重心座標 X を比較した。その結果、補正後の重心座標 X は補正前よりも基準値とほぼ一致していて、さらに計測誤差は減少した。また、平均二乗誤差も減少している。そして、歩行リハビリにおける歩行障害の評価・判断には、精密機器のような計測精度は必要ではない。このことから、動作計測装置は精度良く計測できているといえる。

実験2では下肢の左右の理想動作を模擬したマーカの動作の計測を行った。図6.9に実験2でのマーカの動作の3-Dグラフィックス表示を(1)～(6)の時間順に示す。結果、動作計測装置の計測データを3-Dグラフィックス表示でマーカの動作が再現できた。

これらの結果より、実験2での動作計測装置の性能は、歩行リハビリにおける下肢の動作計測において十分な性能と考えられる。

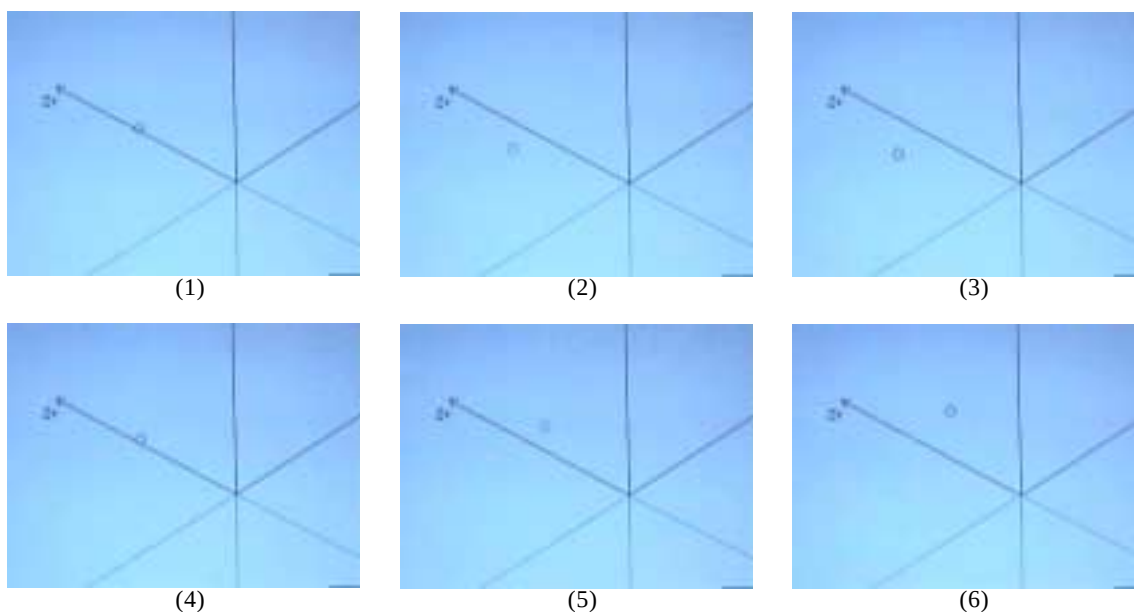


図 6.9 3-D グラフィックス表示（位置計測実験1：実験2）

6.4 まとめ

本章では、下肢の前後の理想動作を模擬したマーカの動作の計測を行った実験1と、下肢の左右の理想動作を模擬したマーカの動作の計測を行った実験2のこれら2つの実験方法と結果、および考察を述べた。

この2つの実験により、下肢の前後左右の理想動作を模擬したマーカの動作計測における動作計測装置の性能がわかった。また、マーカの移動量が少ないと相対誤差が大きくなることがわかった。これは、5章で示した計測誤差の影響であると考えられる。つまり本動作計測装置は、マーカの移動量がある程度大きくないと計測精度が落ちてしまう。しかし、本研究では人の歩行を対象としているので、十分な移動量がある。したがってこの点には問題ないと考えられる。

これらの結果より、動作計測装置の性能は、歩行リハビリにおける下肢の動作計測において十分な性能と考えられる。よって、動作計測装置は、前後左右に動作する患者の下肢の動作を計測して歩行状態を把握することが可能と考えられる。また、患者の下肢の動作を計測することで歩行支援機から離れていく転倒を未然に防止も可能と考えられる。

しかし、動作計測装置は画像メモリの切替えによる時間遅れが生じるため、突発的に発生する転倒は未然に防止するのは困難である。そして、本実験ではマーカ1個のみで実験を行っているため、下肢全体の動作が把握できるとはいえない。

7章 位置計測実験2

前章では、マーカ数が1個での下肢の前後左右の理想動作を模擬したマーカの動作の計測を行った実験について述べた。しかし、マーカ1個のみで実験を行っているため、患者の下肢全体の動作が把握できるとはいえない。だが、人間の下肢の主要関節である股関節（大転子）、膝関節、足関節の3つの位置が把握できれば、ほぼ下肢全体の動作計測が可能と考えられる。

そこで本章では、マーカを3個にし、患者の各関節にマーカを取り付けることを想定した実験を行う。位置計測実験1と同様に下肢の前後の理想動作を模擬したマーカの動作の計測を行う実験1と下肢の左右の理想動作を模擬したマーカの動作の計測を行う実験2のこれら2つの実験方法、結果および考察を述べる。そして、動作計測装置の性能を実験的に示し、歩行障害の程度を的確に判断・評価できるか否かについて検討する。

7.1 実験準備

本実験では、下肢の理想動作でマーカ3個を模擬動作させるための装置として、PA-10（付録説明参照）を用いて、一定周期の振り子運動を行った。マーカは図 7.1 のように上から順にマーカ①、マーカ②、マーカ③とし、80mm 間隔で配置した。カメラは図 7.2 に示すように設置した。

PA-10 の移動方向と同一直線上にカメラを設置する方法を実験1とし、移動方向に対して垂直にカメラを設置する方法を実験2とする。両実験ともカメラから中央に配置したマーカ②までの距離を初期位置 600mm として実験を行った。実験時の画像処理画面を図 7.3 に示す。

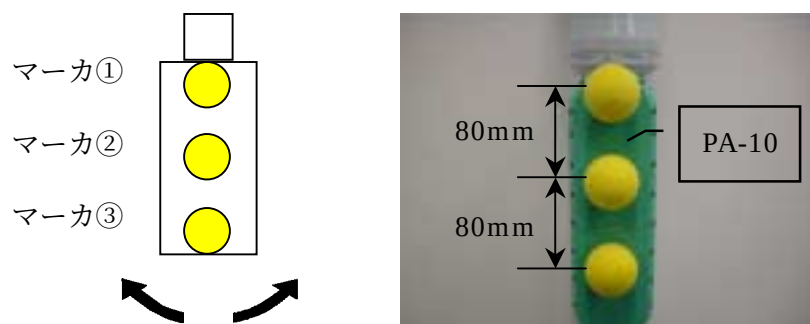


図 7.1 マーカ配置図

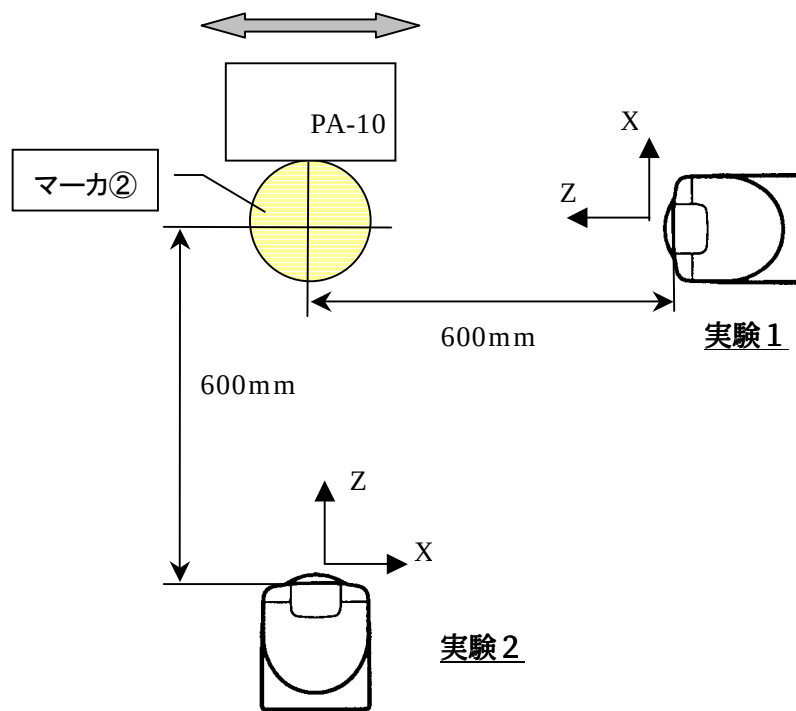


図 7.2 位置計測実験2（カメラ設置方法）

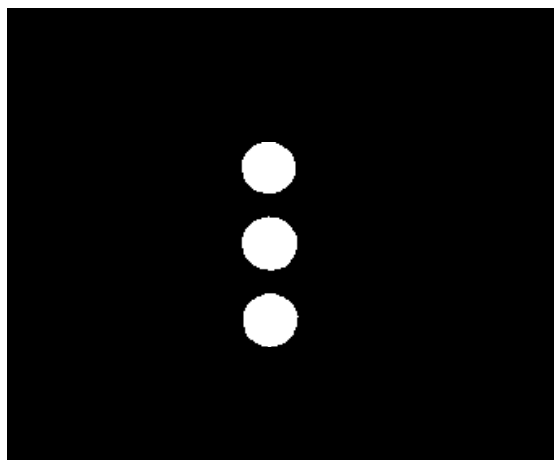


図 7.3 画像処理画面（位置計測実験2）

実験は、表 7.1 に示す2種類の速度で実験1と実験2の実験をそれぞれ行った。この速度は PA-10 を本実験環境で安全に制御できる限界速度である。

表 7.1 各マーカの最大速度, 平均速度

	マーカ	最大速度 [mm/s] ([km/h])	平均速度 [mm/s] ([km/h])
速度1	マーカ①	238.00 (0.86)	151.42 (0.55)
	マーカ②	306.00 (1.10)	194.68 (0.70)
	マーカ③	374.00 (1.35)	237.95 (0.86)
速度2	マーカ①	140.00 (0.50)	89.08 (0.32)
	マーカ②	180.00 (0.65)	114.53 (0.41)
	マーカ③	220.00 (0.79)	139.99 (0.50)

7.2 実験 1

7.2.1 実験目的および方法

実験 1 では、下肢の前後の理想動作を模擬したマーカの動作の計測を行う。

図 7.4, 図 7.5 は実験 1 の概観図を示す。実験 1 は PA-10 の移動方向と同一直線上にカメラを設置して、PA-10 で下肢の理想動作を模擬する。

カメラからマーカ②までの距離 600mm を初期位置 S とする (図 7.4, 図 7.5)。

動作計測装置で計測したカメラからマーカまでの距離 (Z_1 , Z_2 , Z_3) を計測距離 Z とし、マーカ②を基準とした重心位置の Y 座標 (Y_1 , Y_2 , Y_3) を重心座標 Y とする (図 7.5)。

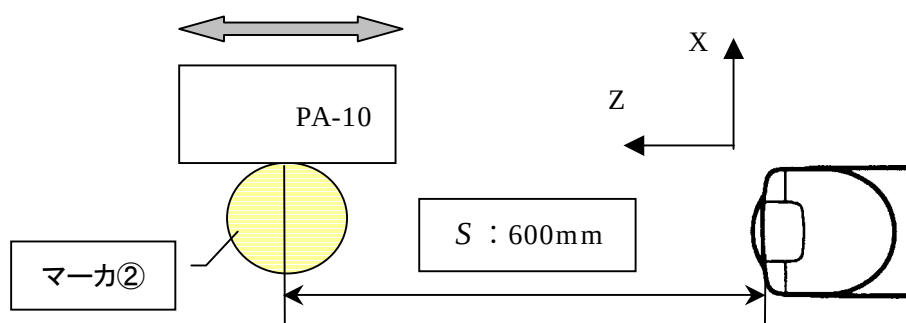


図 7.4 実験 1 (XZ 平面)

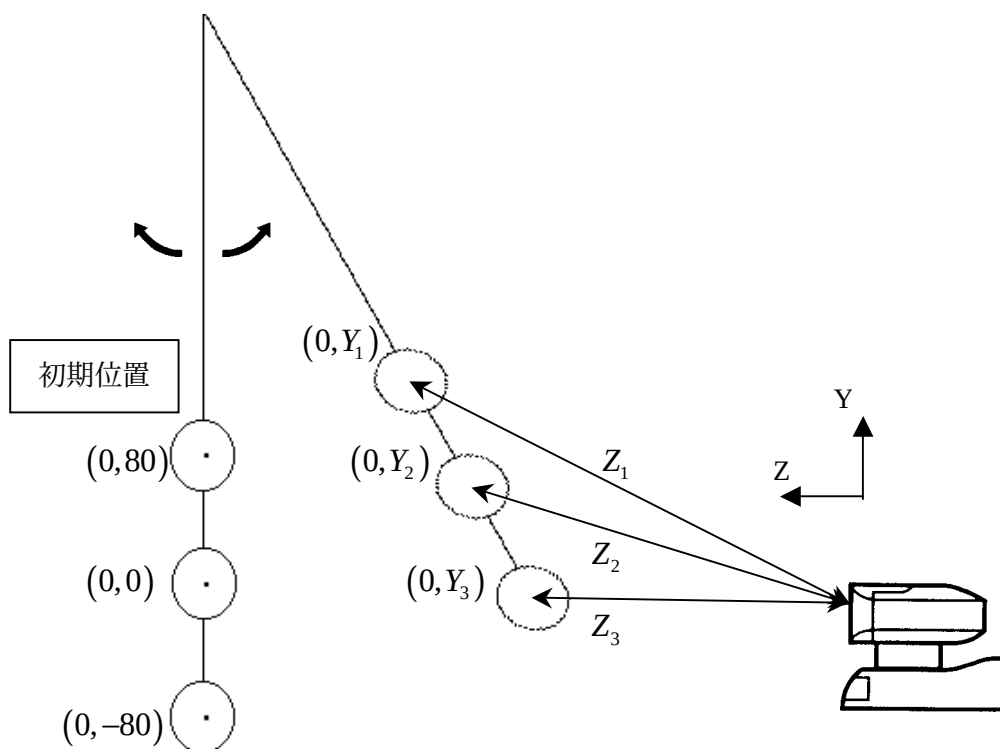


図 7.5 実験 1 (YZ 平面)

7.2.2 実験結果

実験1での PA-10 関節角度は約 23° であった. 関節角度から算出した重心座標 Y (Y_1' , Y_2' , Y_3') と計測距離 Z (Z_1' , Z_2' , Z_3') の各振幅を表 7.2 に示す.

表 7.2 各パラメータの振幅 (実験1)

		両振幅 [mm]
Y	Y_1	23.42
	Y_2	29.82
	Y_3	36.80
Z	Z_1	222.35
	Z_2	285.04
	Z_3	349.41

○重心座標 Y (実時間)

図 7.6(a)は, 基準値 Y' と, 動作計測装置による重心座標 Y を表したグラフである (付録グラフ参照). 基準値 Y' は, PA-10 の関節角度から算出したマーカの重心位置の Y 座標 (Y_1' , Y_2' , Y_3') である. このグラフの横軸は時間, 縦軸は初期位置 S を原点とした重心座標 Y の位置を表す. 初期位置 S を原点とし, カメラから見て上方向の変位をプラス, 下方向の変位をマイナスとする.

この図より, 重心座標 Y は基準値 Y' とよく一致しているのがわかる.

図 7.6(b)では, 重心座標 Y の計測誤差として $Error = Y - Y'$ を示している (付録グラフ参照). 重心座標 Y の計測誤差を表 7.3 に示す.

表 7.3 重心座標 Y の計測誤差 (実験1 : 実時間)

	Y	最大誤差 [mm] (相対誤差 [%])	算術平均誤差 [mm] (相対誤差 [%])	平均二乗誤差 [mm]
速度1	Y_1	7.10 (30.31)	2.74 (11.70)	2.22
	Y_2	4.30 (14.42)	2.32 (7.78)	2.60
	Y_3	6.75 (18.34)	2.80 (7.61)	3.08
速度2	Y_1	6.77 (28.90)	2.81 (12.00)	2.08
	Y_2	4.26 (14.29)	2.22 (7.44)	2.49
	Y_3	6.42 (17.45)	2.76 (7.50)	3.02

○重心座標 Y (時間補正)

図 7.6(c)は、図 7.6(a)で生じていた重心座標 Y の時間ずれを補正したグラフである（付録グラフ参照）。これにより、0.07 秒後の計測精度がわかる。時間ずれは、画像メモリの切替えにより発生した 2 フレーム分（約 66ms）の遅れである（3 章参照）。

この図より、補正前の重心座標 Y に比べ、補正後のデータは基準値 Y' と更に一致しているのがわかる。

図 7.6(d)は、重心座標 Y の計測誤差として $Error = Y - Y'$ を示している（付録グラフ参照）。時間ずれを補正した重心座標 Y の計測誤差を表 7.4 に示す。

表 7.4 重心座標 Y の計測誤差（実験 1：時間補正）

	Y	最大誤差 [mm] (相対誤差 [%])	算術平均誤差 [mm] (相対誤差 [%])	平均二乗誤差 [mm]
速度 1	Y_1	4.51 (19.26)	2.70 (11.53)	0.76
	Y_2	0.99 (3.32)	0.32 (1.07)	0.39
	Y_3	2.43 (6.60)	0.98 (2.66)	0.42
速度 2	Y_1	5.23 (22.33)	2.81 (12.00)	0.95
	Y_2	1.95 (6.54)	0.76 (2.55)	0.86
	Y_3	3.50 (9.51)	1.18 (3.21)	1.00

○計測距離 Z (実時間)

図 7.7(a)は、基準値 Z' と、動作計測装置による計測距離 Z を表したグラフである（付録グラフ参照）。基準値 Z' は、PA-10 の関節角度と初期位置 S から算出したカメラからマーカまでの距離（ Z'_1 , Z'_2 , Z'_3 ）である。このグラフの横軸は時間、縦軸はカメラからマーカまでの距離を表す。マーカがカメラに近づく方向の変位をマイナス、遠ざかる方向の変位をプラスとする。

この図より、計測距離 Z は基準値 Z' とよく一致していることがわかる。

図 7.7(b)では、計測距離 Z の計測誤差として $Error = Z - Z'$ を示している（付録グラフ参照）。計測距離 Z の計測誤差を表 7.5 に示す。

表 7.5 計測距離 Z の計測誤差（実験 1：実時間）

	Z	最大誤差 [mm] (相対誤差 [%])	算術平均誤差 [mm] (相対誤差 [%])	平均二乗誤差 [mm]
速度 1	Z_1	26.76 (12.04)	10.15 (4.56)	8.78
	Z_2	31.68 (11.11)	11.77 (4.13)	11.71
	Z_3	34.77 (9.95)	14.02 (4.01)	14.84
速度 2	Z_1	23.90 (10.75)	9.22 (4.15)	8.18
	Z_2	28.33 (9.94)	10.10 (3.54)	10.61
	Z_3	31.06 (8.89)	12.44 (3.56)	13.41

○計測距離 Z (時間補正)

図 7.7(c)は、図 7.7(a)で生じていた計測距離 Z の時間ずれを補正したグラフである（付録グラフ参照）。時間ずれは、画像メモリの切替えにより発生した 2 フレーム分（約 66ms）の遅れである（3 章参照）。これにより、0.07 秒後の計測精度がわかる。

この図より、実時間での計測距離 Z に比べ、補正後のデータは基準値 Z' と更に一致していることがわかる。

図 7.7(d)は、計測距離 Z の計測誤差として $Error = Z - Z'$ を示している（付録グラフ参照）。時間ずれを補正した計測距離 Z の計測誤差を表 7.6 に示す。

表 7.6 計測距離 Z の計測誤差（実験 1：時間補正）

	Z	最大誤差 [mm] (相対誤差 [%])	平均誤差 [mm] (相対誤差 [%])	平均二乗誤差 [mm]
速度1	Z_1	18.93 (8.51)	9.44 (4.25)	3.89
	Z_2	17.90 (6.28)	9.22 (3.23)	3.06
	Z_3	18.59 (5.32)	8.19 (2.34)	2.78
速度2	Z_1	16.11 (7.25)	8.82 (3.97)	3.93
	Z_2	17.87 (6.27)	8.13 (2.85)	3.38
	Z_3	17.65 (5.05)	7.42 (2.12)	4.16

7.2.3 考察

動作計測装置で前後に移動するマーカの動作を計測し、PA-10 の関節角度から算出した基準値と比較した。その結果、マーカ数を3個にしても計測距離は基準値とほとんど一致していて、計測誤差も僅かであることがわかった。

時間ずれは、画像メモリの切替えにより発生した2フレーム分(約66ms)の遅れである(3章参照)。そこで、時間ずれを補正して再び基準値と計測距離を比較した。その結果、補正後の計測距離は補正前よりも基準値とほぼ一致していて、さらに計測誤差は減少した。また、平均二乗誤差も減少している。そして、歩行リハビリにおける歩行障害の評価・判断には、精密機器のような計測精度は必要ではない。このことから、動作計測装置は精度良く計測できているといえる。

位置計測実験2では、下肢の主要関節である股関節(大転子)、膝関節、足関節にマーカを取り付けることを想定している。そして、実験1では下肢の前後の理想動作を模擬したマーカ3個の動作の計測を行った。図7.8に実験1でのマーカの動作の3-Dグラフィックス表示を(1)~(6)の時間順に示す。結果、動作計測装置の計測データを3-Dグラフィックス表示でマーカの動作が再現できた。

これらの結果より、実験1での動作計測装置の性能は、歩行リハビリにおける下肢の動作計測において十分な性能と考えられる。

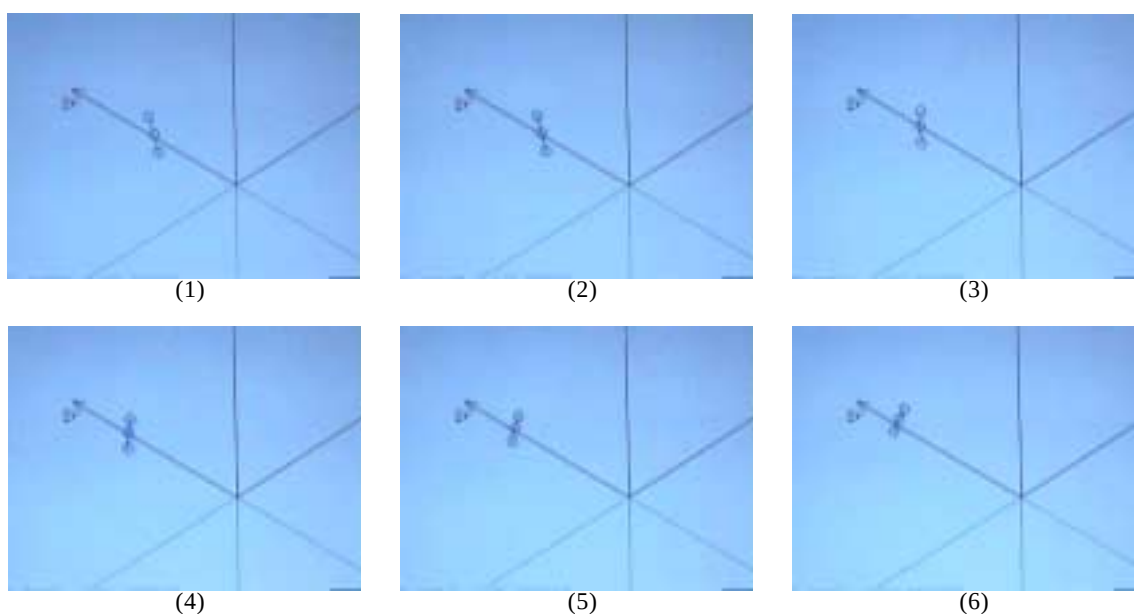


図 7.8 3-D グラフィックス表示(位置計測実験2:実験1)

7.3 実験2

7.3.1 実験目的および方法

実験2では、下肢の左右の理想動作を模擬したマーカの動作の計測を行う。

図 7.9, 図 7.10 は実験2の概観図を示す。実験2は PA-10 の移動方向に対して垂直にカメラを設置して、PA-10 で下肢の理想動作を模擬する。

カメラから PA-10 の初期位置までの距離 600mm を初期位置 S とする(図 7.9, 図 7.10)。

マーカ②を基準とした重心位置の X 座標 (X_1, X_2, X_3) と Y 座標 (Y_1, Y_2, Y_3) のそれぞれを重心座標 X , 重心座標 Y とする (図 7.10)。

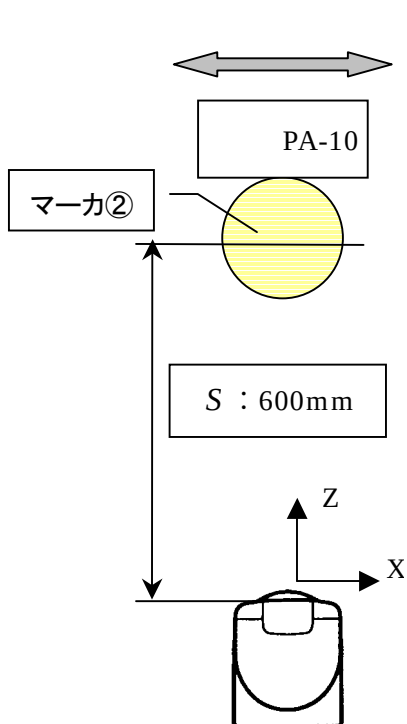


図 7.9 実験2 (XZ 平面)

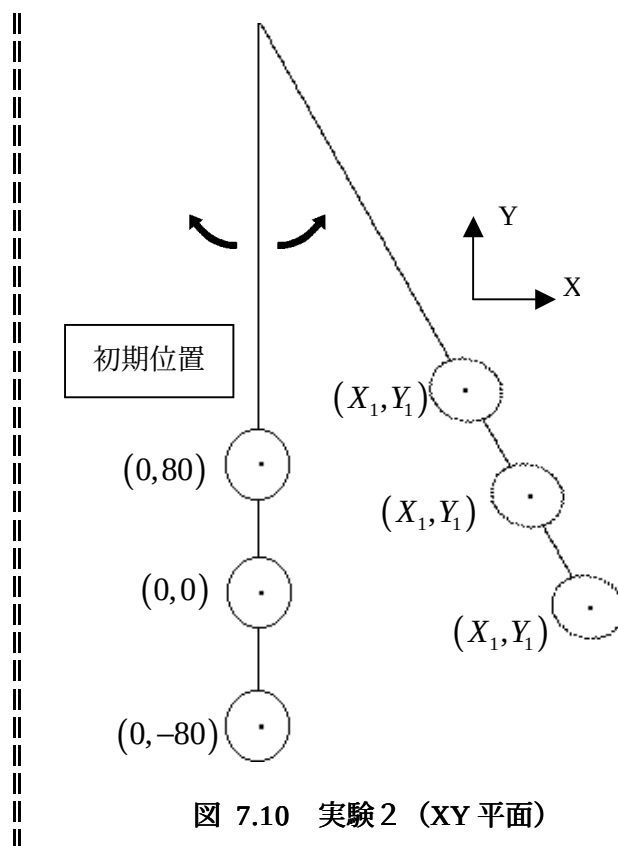


図 7.10 実験2 (XY 平面)

7.3.2 実験結果

実験2での PA-10 関節角度は約 23° であった. 関節角度から算出した重心座標 X (X'_1 , X'_2 , X'_3) と重心座標 Y (Y'_1 , Y'_2 , Y'_3) の各振幅を表 7.7 に示す.

表 7.7 各パラメータの振幅 (実験2)

		両振幅 [mm]
X	X_1	222.35
	X_2	285.04
	X_3	349.41
Y	Y_1	23.42
	Y_2	29.82
	Y_3	36.80

○重心座標 X (実時間)

図 7.11(a)は, 基準値 X' と, 動作計測装置による重心座標 X を表したグラフである (付録グラフ参照). 基準値 X' は, PA-10 の関節角度から算出したマーカの重心位置の X 座標 (X'_1 , X'_2 , X'_3) である. このグラフの横軸は時間, 縦軸は初期位置 S を原点とした重心座標 X の位置を表す. 初期位置 S を原点とし, カメラから見て左方向の変位をマイナス, 右方向の変位をプラスとする.

この図より, 重心座標 X は基準値 X' とよく一致しているのがわかる.

図 7.11(b)では, 重心座標 X の計測誤差として $Error = X - X'$ を示している (付録グラフ参照). 重心座標 X の計測誤差を表 7.8 に示す.

表 7.8 重心座標 X の計測誤差 (実験2: 実時間)

	X	最大誤差 [mm] (相対誤差 [%])	算術平均誤差 [mm] (相対誤差 [%])	平均二乗誤差 [mm]
速度1	X_1	17.56 (7.90)	9.47 (4.26)	10.54
	X_2	21.94 (7.70)	12.48 (4.38)	14.00
	X_3	26.32 (7.53)	15.12 (4.33)	17.00
速度2	X_1	13.78 (6.20)	7.11 (3.20)	8.02
	X_2	17.56 (6.16)	9.67 (3.39)	10.84
	X_3	20.61 (5.90)	11.53 (3.30)	12.98

○重心座標 X (時間補正)

図 7.11(c)は, 図 7.11(a)で生じていた重心座標 X の時間ずれを補正したグラフである(付録グラフ参照). 時間ずれは, 画像メモリの切替えにより発生した2フレーム分(約 66ms)の遅れである(3章参照). これにより, 0.07秒後の計測精度がわかる.

この図より, 補正前の重心座標 X に比べ, 補正後のデータは基準値 X' と更に一致しているのがわかる.

図 7.11(d)は, 重心座標 X の計測誤差として $Error = X - X'$ を示している(付録グラフ参照). 時間ずれを補正した重心座標 X の計測誤差を表 7.9 に示す.

表 7.9 重心座標 X の計測誤差 (実験2: 時間補正)

	X	最大誤差 [mm] (相対誤差 [%])	算術平均誤差 [mm] (相対誤差 [%])	平均二乗誤差 [mm]
速度1	X_1	9.24 (4.16)	3.98 (1.79)	4.24
	X_2	12.15 (4.26)	5.84 (2.05)	6.40
	X_3	12.82 (3.67)	6.77 (1.94)	7.43
速度2	X_1	8.79 (3.95)	4.21 (1.89)	4.62
	X_2	11.67 (4.09)	6.14 (2.15)	6.80
	X_3	12.67 (3.63)	7.05 (2.02)	7.77

○重心座標 Y（実時間）

図 7.12(a)は、基準値 Y' と、動作計測装置による重心座標 Y を表したグラフである（付録グラフ参照）。基準値 Y' は、PA-10 の関節角度から算出したマーカの重心位置の Y 座標（ Y'_1 , Y'_2 , Y'_3 ）である。このグラフの横軸は時間、縦軸は初期位置 S を原点とした重心座標 Y の位置を表す。初期位置 S を原点とし、カメラから見て上方向の変位をプラス、下方向の変位をマイナスとする。

この図より、重心座標 Y は基準値 Y' とよく一致しているのがわかる。

図 7.12(b)では、重心座標 Y の計測誤差として $Error = Y - Y'$ を示している（付録グラフ参照）。重心座標 Y の計測誤差を表 7.10 に示す。

表 7.10 重心座標 Y の計測誤差（実験 2：実時間）

	Y	最大誤差 [mm] (相対誤差 [%])	算術平均誤差 [mm] (相対誤差 [%])	平均二乗誤差 [mm]
速度1	Y_1	5.38 (22.97)	2.18 (9.31)	2.64
	Y_2	6.23 (20.89)	2.61 (8.75)	3.12
	Y_3	7.80 (21.20)	3.05 (8.29)	3.59
速度2	Y_1	5.27 (22.50)	1.87 (7.98)	2.29
	Y_2	5.75 (19.28)	2.24 (7.51)	2.69
	Y_3	7.38 (20.05)	2.90 (7.88)	3.18

○重心座標 Y（時間補正）

図 7.12(c)は、図 7.12(a)で生じていた重心座標 Y の時間ずれを補正したグラフである（付録グラフ参照）。時間ずれは、画像メモリの切替えにより発生した 2 フレーム分（約 66ms）の遅れである（3 章参照）。これにより、0.07 秒後の計測精度がわかる。

この図より、補正前の重心座標 Y に比べ、補正後のデータは基準値 Y' と更に一致しているのがわかる。

図 7.11(d)は、重心座標 Y の計測誤差として $Error = Y - Y'$ を示している（付録グラフ参照）。時間ずれを補正した重心座標 Y の計測誤差を表 7.11 に示す。

表 7.11 重心座標 Y の計測誤差（実験 2：時間補正）

	Y	最大誤差 [mm] (相対誤差 [%])	算術平均誤差 [mm] (相対誤差 [%])	平均二乗誤差 [mm]
速度1	Y_1	3.39 (14.47)	1.34 (5.72)	1.55
	Y_2	3.68 (12.34)	1.50 (5.03)	1.72
	Y_3	5.16 (14.02)	1.78 (4.84)	2.12
速度2	Y_1	3.41 (14.56)	1.46 (6.23)	1.64
	Y_2	3.94 (13.21)	1.65 (5.53)	1.86
	Y_3	5.41 (14.70)	2.07 (5.63)	2.28

7.3.3 考察

カメラで左右に移動するマーカの重心座標 X , 重心座標 Y を計測し, PA-10 の関節角度から算出した基準値と比較した. その結果, 実験 1 と同様マーカ数を 3 個にしても, それぞれの重心座標 X , 重心座標 Y は基準値とほとんど一致していて計測誤差も僅かであることがわかった.

時間ずれは, 実験 1 と同様, 画像メモリの切替えにより発生した 2 フレーム分 (約 66ms) の遅れである (3 章参照). そこで, 時間ずれを補正して再び基準値とそれぞれの重心座標 X , 重心座標 Y を比較した. その結果, 補正後の計測距離は補正前よりも基準値とほぼ一致していて, さらに計測誤差は減少した. また, 平均二乗誤差も減少している. そして, 歩行リハビリにおける歩行障害の評価・判断には, 精密機器のような計測精度は必要ではない. このことから, 動作計測装置は精度良く計測できているといえる.

位置計測実験 2 では, 下肢の主要関節である股関節 (大転子), 膝関節, 足関節にマーカを取り付けることを想定している. そして, 実験 2 では下肢の左右の理想動作を模擬したマーカ 3 個の動作の計測を行った. 図 7.13 に実験 2 でのマーカの動作の 3-D グラフィックス表示を (1)~(6) の時間順に示す. 結果, 動作計測装置の計測データを 3-D グラフィックス表示でマーカの動作が再現できた.

これらの結果より, 実験 2 での動作計測装置の性能は, 歩行リハビリにおける下肢の動作計測において十分な性能と考えられる.

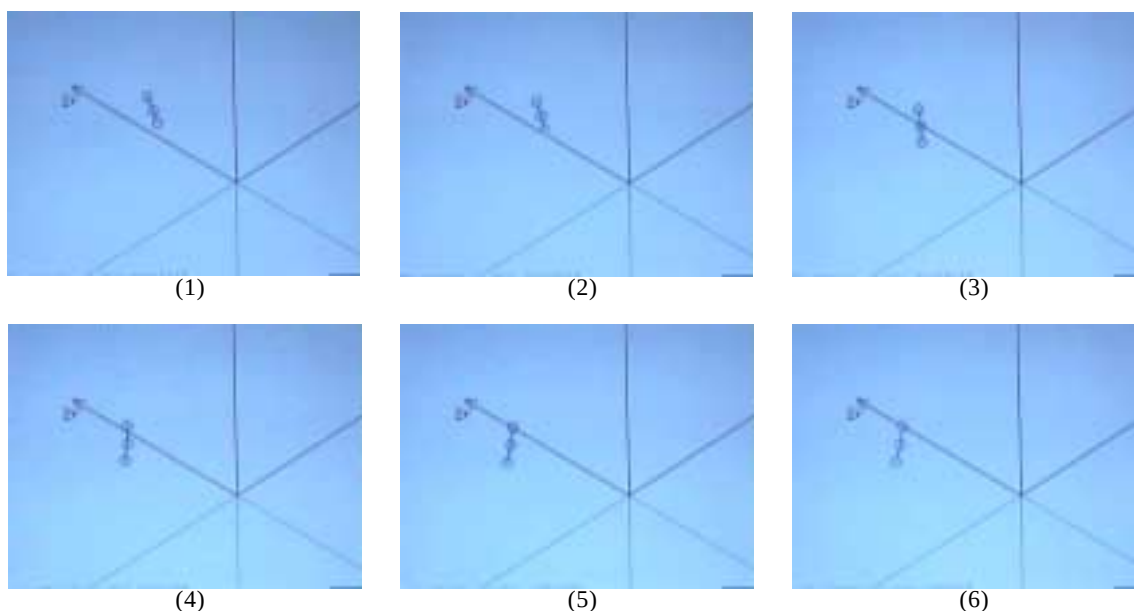


図 7.13 3-D グラフィックス表示 (位置計測実験 2 : 実験 2)

7.4 まとめ

本章では、マーカを3個にし、患者の各関節にマーカを取り付けることを想定し、下肢の前後の理想動作を模擬したマーカの動作の計測を行った実験1と、下肢の左右の理想動作を模擬したマーカの動作の計測を行った実験2のこれら2つの実験方法と結果、および考察を述べた。

この2つの実験により、下肢の前後左右の理想動作を模擬した3個のマーカの動作計測における動作計測装置の性能がわかった。また、マーカの移動量が少ないと相対誤差が位置計測実験1と同様に大きくなることがわかった。これは、前章でも考察したが、5章で示した計測誤差の影響であると考えられる。つまり本動作計測装置は、マーカの移動量がある程度大きくないと精度が落ちてしまう。しかし、本研究では人の歩行を対象としているので、十分な移動量があるためこの点に問題はない。

これらの結果より、動作計測装置は、前後左右に動作する下肢のほぼ全体の動作を計測して歩行状態を把握し、歩行障害の程度を的確に判断・評価することができると考えられる。また、患者の下肢の動作を計測することで歩行支援機から離れていく転倒を未然に防止も可能と考えられる。

8章 下肢動作計測実験

本章では，実際に人間の下肢の動作を計測した下肢動作計測実験について述べる．

8.1 実験準備

本実験では，人間の下肢にマーカを取り付けて歩行した場合でも動作計測装置で下肢が計測可能か否か検討することが目的である．

カメラの方向に対して垂直方向（X 軸方向）に歩行した下肢動作を計測する実験を動作計測実験 1 とし，カメラの方向に対して同一方向（Z 軸方向）に歩行した下肢動作を計測する実験を動作計測実験 2 とする．これら 2 つの実験を行う．図 8.1 に実験の概観図を示す．

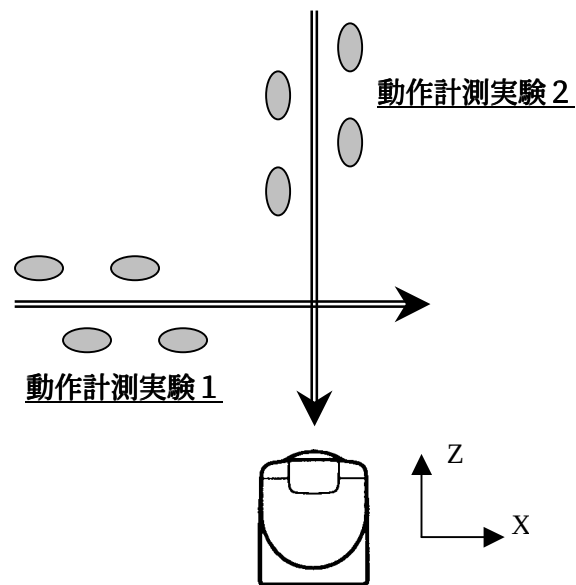


図 8.1 動作計測実験概観図

8.2 動作計測実験1

8.2.1 実験目的および方法

カメラの方向に対して垂直方向（X 軸方向）に歩行した下肢動作を計測することを目的とし，この実験を動作計測実験1とする（図 8.2）。

動作計測実験1では R1：股関節（大転子），R2：膝関節外側，R3：足関節外果，R4：第五中足骨外側の計4点（右下肢のみ）を計測⁽²³⁾する．図 8.3 にマーカ配置図を示す．

画素数 1000 以上，つまり 1000mm 以内での計測が好ましいが（5 章参照），カメラの画角の限界により，全てのマーカが画面内に収まる距離（約 1500mm）で動作計測実験を行う．

動作計測実験1では以下に示す順序の下肢動作を計測した．

A：前進 → **B：後退** → **C：前進** → **D：後退** → **E：前進** → **F：足踏み**

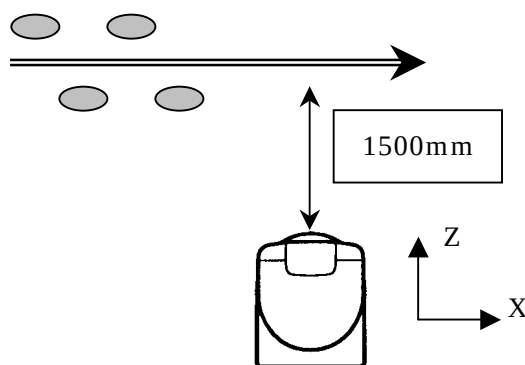


図 8.2 動作計測実験1

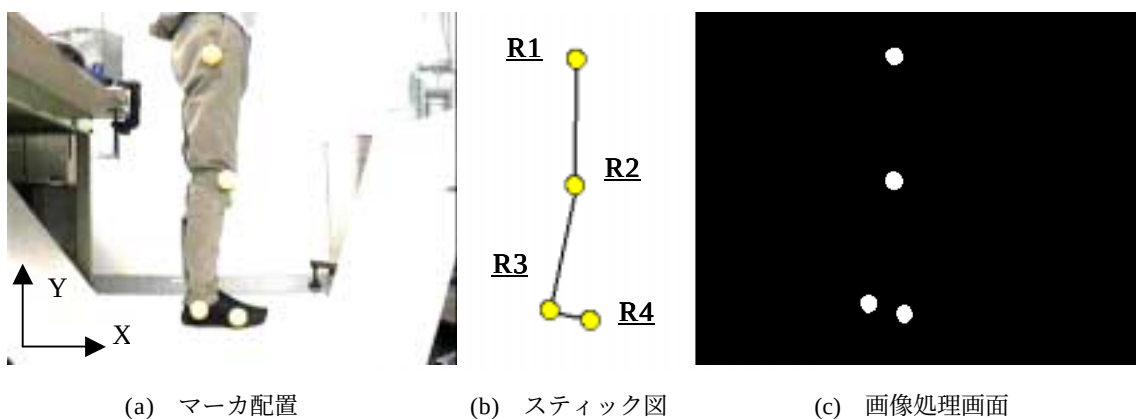


図 8.3 マーカ配置図（動作計測実験1）

8.2.2 実験結果

図 8.4 に計測した下肢動作の画像処理表示をスティック図として表す。

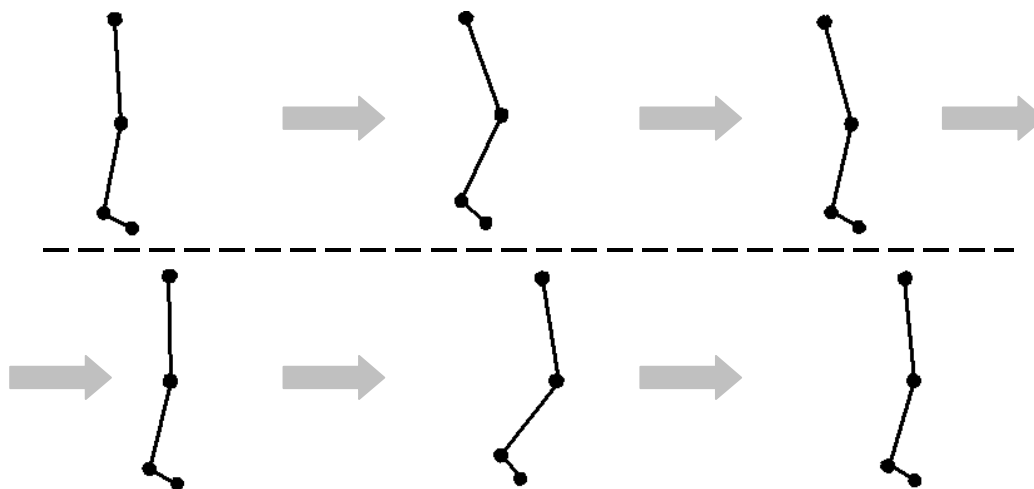


図 8.4 下肢動作スティック図（動作計測実験1）

図 8.5(a)は、重心座標 X の位置を表したグラフである（付録グラフ参照）。このグラフの横軸は時間、縦軸は重心座標 X の位置を表す。

このグラフから以下に示す特徴がわかる。

- ・ A, C 間では右下肢が 2 歩前進している。
- ・ B, D 間では右下肢が 2 歩後退している。
- ・ E 間では右下肢が 1 歩前進している。
- ・ A～E 間のフラットになっているデータは右下肢が支持脚となっている。
- ・ F 間で 4 回足踏みをしている。
- ・ 足踏みでは R2（膝関節）の座標が大きく変位している。

図 8.5(b)は、重心座標 Y の位置を表したグラフである（付録グラフ参照）。このグラフの横軸は時間、縦軸は重心座標 Y の位置を表す。

このグラフから以下に示す特徴がわかる。

- ・ 右下肢が遊脚時に変位する。
- ・ 変位の大きさが R1, R2, R3, R4 の順で大きくなる。
- ・ F 間で 4 回足踏みをしている。

図 8.5(c)は、計測距離 Z の位置を表したグラフである（付録グラフ参照）。このグラフの横軸は時間、縦軸は計測距離 Z の位置を表す。

このグラフから以下の特徴がわかる。

- ・ A～E 間の歩行時は、計測距離の変位が大きい。

8.2.3 考察

図 8.5 に示すように、X, Y, Z 方向の下肢動作の特徴を計測できた。A～E 間の歩行時に計測距離の変位が大きい理由は、歩行時に体が左右に揺れるためであると考えられる。このことも下肢動作の特徴の一つである。

図 8.6 に動作計測実験1での歩行動作（前進動作）の3-D グラフィックス表示を(1)～(6)の時間順に示す。結果、動作計測装置の計測データ（重心座標 X, 重心座標 Y, 計測距離 Z）を3-D グラフィックス表示で歩行動作が再現できた。

これらの結果より、歩行リハビリテーション時の歩行動作の特徴を計測できると考えられる。

したがって、動作計測装置は歩行リハビリにおける歩行障害の程度を的確に判断・評価するための歩行動作が計測できると考えられる。

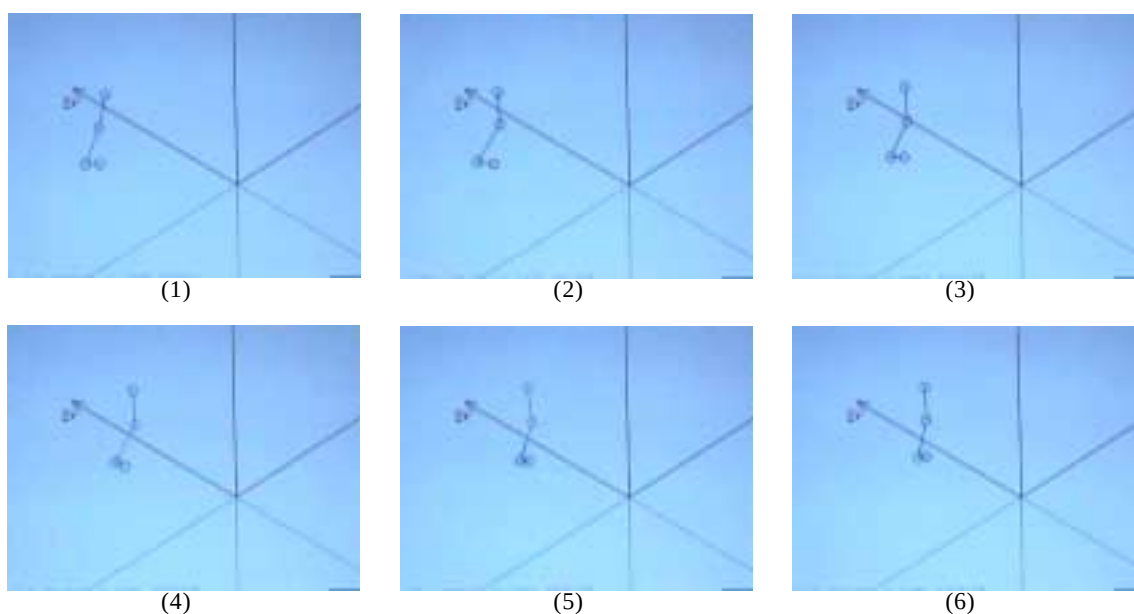


図 8.6 3-D グラフィックス表示（動作計測実験1：前進）

8.3 動作計測実験2

8.3.1 実験目的および方法

カメラの方向と同一方向（Z 軸方向）に歩行した下肢動作を計測することを目的とし、この実験を動作計測実験2とする（図 8.7）。

動作計測実験2では両下肢の股関節（大転子）、膝関節外側、足関節外果、第五中足骨外側の計8点（左下肢：L1～L4，右下肢：R1～R4）を計測⁽²³⁾する。図 8.8 にマーカ配置図を示す。

画素数 1000 以上、つまり 1000mm 以内での計測が好ましいが（5 章参照）、カメラの画角の限界により、全てのマーカが画面内に収まる 1500mm～2100mm 内で動作計測実験を行う。

動作計測実験2は以下に示す順序の下肢動作を計測した。

A：前進 → **B：後退** → **C：前進** → **D：後退** → **E：前進** → **F：足踏み**

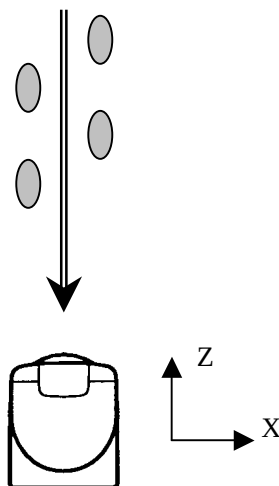


図 8.7 動作計測実験2

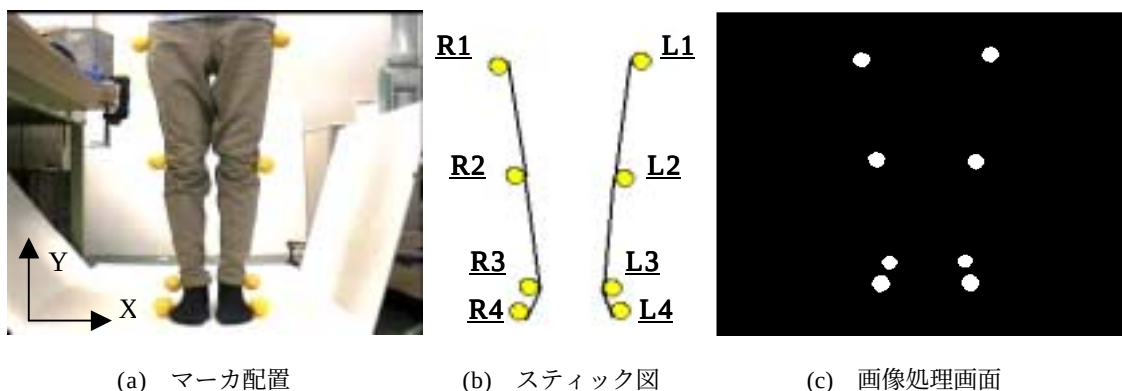


図 8.8 マーカ配置図（動作計測実験2）

8.3.2 実験結果

図 8.9 に計測した下肢動作の画像処理表示をスティック図として表す。

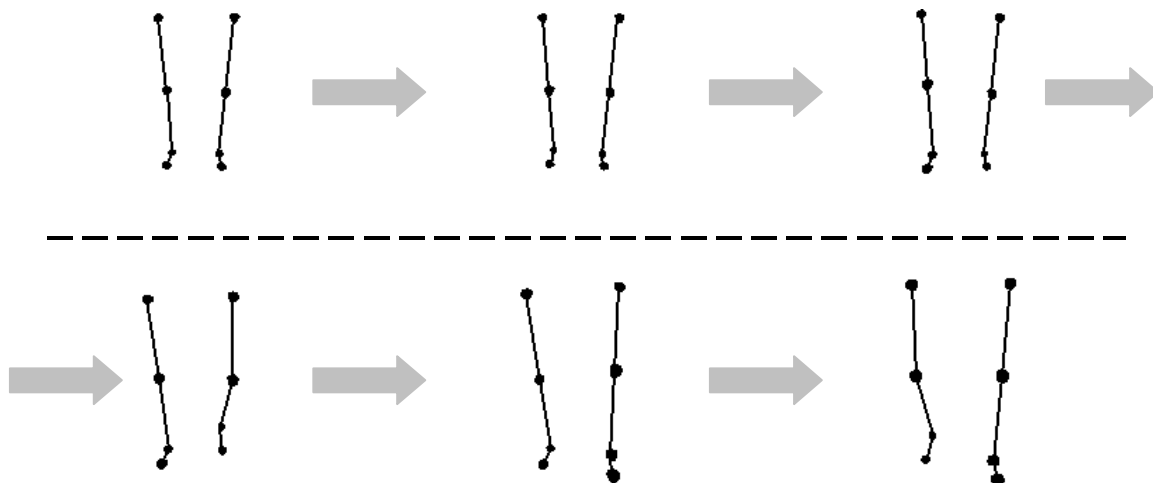


図 8.9 下肢動作スティック図（動作計測実験2）

○左下肢

図 8.10 は左下肢に設置したマーカ（L1～L4）の重心座標 X 、重心座標 Y 、計測距離 Z を表したグラフである（付録グラフ参照）。

図 8.10(a)は、重心座標 X の位置を表したグラフである（付録グラフ参照）。このグラフの横軸は時間、縦軸は重心座標 X の位置を表す。

このグラフから以下に示す特徴がわかる。

- ・ L1（大転子）が下肢動作毎に変位する。

図 8.10(b)は、重心座標 Y の位置を表したグラフである（付録グラフ参照）。このグラフの横軸は時間、縦軸は重心座標 Y の位置を表す。

このグラフから以下に示す特徴がわかる。

- ・ 左下肢が遊脚時に変位する。
- ・ 変位の大きさが L1, L2, L3, L4 の順で大きくなる。
- ・ F 間で3回足踏みしている。

図 8.10(c)は、計測距離 Z の位置を表したグラフである（付録グラフ参照）。このグラフの横軸は時間、縦軸は計測距離 Z の位置を表す。

このグラフから以下の特徴がわかる。

- ・ A, C 間では左下肢が2歩前進している。

- ・ B, D 間では左下肢が 2 歩後退している.
- ・ E 間では左下肢が 1 歩前進している.
- ・ A~E 間のフラットになっているデータは左下肢が支持脚となっている.
- ・ F 間で 3 回足踏みしている.

○右下肢

図 8.11 は右下肢に設置したマーカ (R1~R4) の重心座標 X , 重心座標 Y , 計測距離 Z を表したグラフである (付録グラフ参照).

図 8.11(a)は, 重心座標 X の位置を表したグラフである (付録グラフ参照). このグラフの横軸は時間, 縦軸は重心座標 X の位置を表す.

このグラフから以下に示す特徴がわかる.

- ・ R1 (大転子) が下肢動作毎に変位する.

図 8.11(b)は, 重心座標 Y の位置を表したグラフである (付録グラフ参照). このグラフの横軸は時間, 縦軸は重心座標 Y の位置を表す.

このグラフから以下に示す特徴がわかる.

- ・ 右下肢が遊脚時に変位する.
- ・ 変位の大きさが R1, R2, R3, R4 の順で大きくなる.
- ・ F 間で 2 回足踏みしている.

図 8.11(c)は, 計測距離 Z の位置を表したグラフである (付録グラフ参照). このグラフの横軸は時間, 縦軸は計測距離 Z の位置を表す.

このグラフから以下の特徴がわかる.

- ・ A, C 間では右下肢が 1 歩前進している.
- ・ B, D 間では右下肢が 1 歩後退している.
- ・ E 間では右下肢が 1 歩前進している.
- ・ A~E 間のフラットになっているデータは右下肢が支持脚となっている.
- ・ F 間で 2 回足踏みしている.

8.3.3 考察

図 8.10, 図 8.11 に表した重心座標 X , 重心座標 Y , 計測距離 Z により, X , Y , Z 方向の下肢動作の特徴を計測できた. 大転子 ($L1$, $R1$) が下肢動作毎に変位する理由は, 歩行時に体が左右に揺れるためであると考えられる. このことも下肢動作の特徴の一つである. これらの結果から歩行リハビリ時において両下肢の歩行動作の特徴を計測できると考えられる.

図 8.6 に動作計測実験1での歩行動作(前進動作)の3-D グラフィックス表示を(1)~(6)の時間順に示す. 結果, 動作計測装置の計測データ(重心座標 X , 重心座標 Y , 計測距離 Z)を3-D グラフィックス表示で歩行動作が再現できた.

これらの結果より, 歩行リハビリテーション時の歩行動作の特徴を計測できると考えられる.

したがって, 動作計測装置は歩行リハビリにおける歩行障害の程度を的確に判断・評価するための歩行動作が計測できると考えられる.

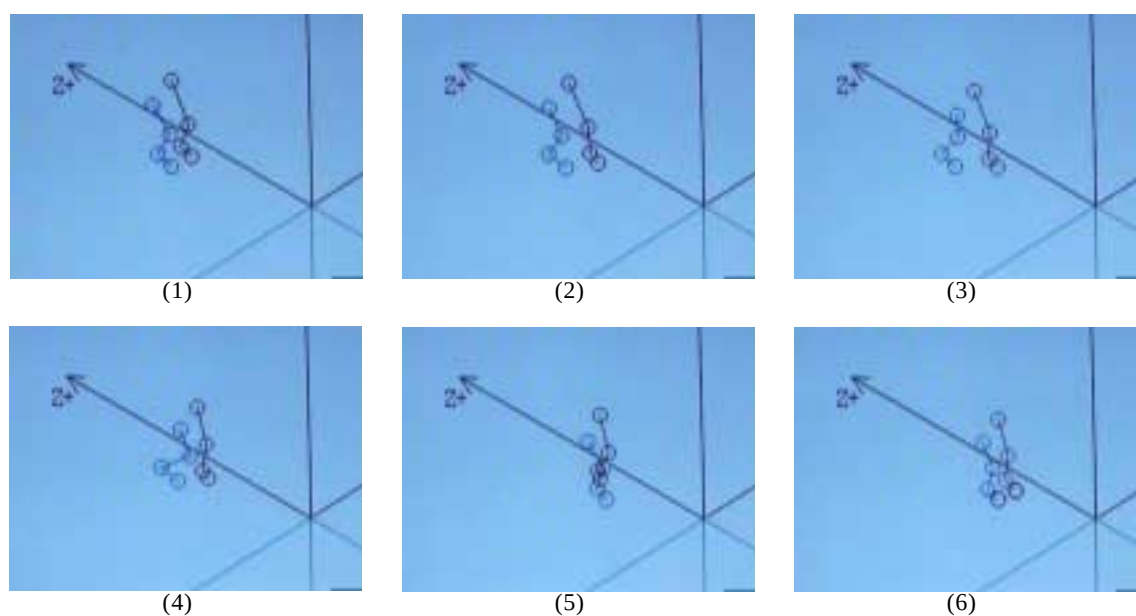


図 8.12 3-D グラフィックス表示 (動作計測実験2：前進)

8.4 まとめ

本章では、カメラの方向に対して垂直方向（X 軸方向）に歩行した下肢動作を計測する動作計測実験 1 と、カメラの方向に対して同一方向（Z 軸方向）に歩行した下肢動作を計測する動作計測実験 2 のこれら 2 つの実験方法と結果、および考察を述べた。

この 2 つの実験により、動作計測装置が前後に歩行してから、一歩分前に歩行し、その場で足踏みをする下肢動作の特徴を計測できたことにより、歩行リハビリにおける下肢の歩行動作の計測が可能と考えられる。

これらの結果より、本動作計測装置は、前後左右に動作する下肢の動作を計測して歩行状態を把握することができ、歩行障害の程度を的確に判断・評価するための装置として応用できると考えられる。また、患者の下肢の動作を計測することで歩行支援機から離れていく転倒を未然に防止も可能と考えられる。

9章 結論

本研究では、非常に手間がかかり、高価な従来の3次元動作解析法と比べて、多少精度を犠牲にしても、簡便さであることを特徴とする方法として、既知マーカの画像での面積比率で距離を算出して奥行き成分を追加する簡便な3次元計測法を用いた単眼視の動作計測装置による歩行状態の計測法を提案した。そして、動作計測装置の性能を実験的に示し、定量的に歩行状態を把握するために、歩行障害の程度を簡便で的確に判断・評価できるか否かについて検討した。

位置計測実験と下肢動作計測実験を行った結果、以下のことが明らかになった。

- 一般的に、歩行リハビリにおける歩行障害の評価・判断には、精密機器のような計測精度は必要ではない。位置計測実験と下肢動作計測実験により、単眼視動作計測装置が歩行リハビリテーションにおける下肢の動作計測において十分な性能であることがわかった。
- マーカの移動量が少ないと相対誤差が大きくなることがわかったが、本研究では人の歩行を対象としているので、十分な移動量があるためこの点に問題はないことが確認できた。
- 下肢動作計測実験の結果より、X、Y、Z方向の下肢動作の特徴を示すことができた。

以上のことから、簡便な3次元計測法を用いた単眼視動作計測装置は、前後左右に動作する下肢の動作を計測して歩行状態を把握することが可能と考えられる。よって、簡便に歩行障害の程度を的確に判断・評価することが可能と考えられる。また、本システムにより患者の下肢の動作を計測することによって歩行支援機から離れていく転倒を未然に防止できると考えられる。

また、今後、足底圧力を簡便に計測できる装置と組み合わせることによって、非常に簡便に歩行中である患者の下肢の筋張力を推定するシステムに発展させることができれば、歩行障害を有する患者へのリハビリのメニューの作成や回復後の把握に、非常に有効な情報を提供することが可能になると考えられる。

また、本動作計測装置は、計測を行うまでの準備や校正に手間が掛からない簡便な装置であるので、ある程度用途を限定すれば、本研究の目的以外の用途にも応用が可能と考えられる。応用できると考えられる用途の例を幾つか以下に述べる。

- クレーンによる荷物運搬時の振れ動作の計測
- ロボット等の視覚センサ
- ゴルフ、テニス等のスウィング動作の計測（スポーツ分野）

しかし、現在の動作計測装置では映像入力時間が 33ms であるため、高速に動作する物体の計測には少しサンプリング不足である。その上、照明の変動に弱く、カラー抽出に影響が顕著に表れる。したがって、これらの課題を克服するための研究を進める必要がある。そして最適なカラー抽出が行えて、照明変動に対して頑健な装置へと改善していくことが望まれる。

これらの課題がクリアできれば、高速物体の計測には高速度カメラを使用する、また、計測範囲に応じて広角レンズを使用する、マーカの大きさを変更するなどの工夫次第で様々な用途に応用が可能と考えられる。

謝辞

本研究を進めるにあたり，終始懇切なるご指導賜りました指導教員である高知工科大学大学院 井上喜雄教授に謹んで深甚の感謝の意を表します．また，副指導教員である高知工科大学大学院 岡宏一助教授には，暖かい激励と研究に対する貴重なご意見を賜りました．ここに深く感謝の意を表します．高知工科大学工学部 甲斐義弘助手には，実験についての有益なご助言とご教示を賜りました．そして，高知医科大学 石田健司先生，徳島大学医学部保健学科 谷岡哲也助教授には医療・福祉・介護分野の貴重なご意見を賜りました．ここに深く感謝の意を表します．

また，高知工科大学知能機械力学研究室メンバーである大田大氏，川澤延弘氏，松田拓也氏，光岡敬晃氏には貴重な意見，助言を頂きました．特に，田能寿孝氏には数多くの研究に対する貴重なご意見を頂きました．そして，戸次亨弉氏にはPA-10の制御プログラム作成という本研究において重要な部分をサポートして頂きました．ここに深く感謝の意を表します．その他，研究のサポートをして頂いた皆さんに多大なご協力を賜りました．この場を借りて厚く御礼申し上げます．

参考文献

- (1) 厚生労働省：“平成 12 年度版厚生白書”，2000.
- (2) 谷岡哲也：“パーキンソン症候群患者の歩行リハビリテーション支援システムの研究”，高知工科大学大学院博士論文，2001.
- (3) 甲斐義弘，井上喜雄，中浜昌文，森井康友，大田大，石田健司，山本博司，“インテリジェント歩行支援機による患者の転倒防止”，日本 ME 学会中国四国支部大会論文集，pp.54，2000.
- (4) 森井康友，井上喜雄，甲斐義弘，津野貴年，“インテリジェント歩行支援機における患者の位置検出（カメラ及び超音波センサを用いた場合）”，日本機械学会中国四国学生会第 31 回学生員卒業研究発表講演会講演前刷集，pp.166，2001.
- (5) 甲斐義弘他，“患者の症状を考慮したインテリジェント歩行支援機の動作制御モードの実験的検討（患者転倒時の実験）”，日本機械学会講演論文集，No.015，pp.401-402，2001.
- (6) 田能寿孝他，“吊り上げ機構付き歩行支援機の開発（吊り上げ機構に仮想コンプライアンス制御を適用した場合）”，日本機械学会中四国支部講演論文集，No.025-1，pp.423-424，2002.
- (7) 杉本旭他，“天井吊り上げ型歩行支援システムの機能と安全対策”，日本ロボット学会創立 20 周年記念学術講演会，2002.
- (8) 甲斐義弘，井上喜雄，中浜昌文，森井康友，大田大，石田健司，山本博司，“歩行支援機における患者の状態の認識”，日本機械学会ジョイント・シンポジウム 2000 講演論文集，pp.178-182，2000.
- (9) C.Wren, A.Azarbayejani, T.Darrel and A.Pentland, “P finder: Real-Time Tracking of the Human Body”, In Photonics East, SPIE Proceeding Vol.2615, Bellingham, WA, 1995.
- (10) Anuj Mohan, Constantine Papageorgiou and Tomaso Poggio, “Example-Based Object Detection in Images by Components”, IEEE TRANSACTIONS ON PATTERN ANALYSIS AND MACHINE INTELLIGENCE, Vol.23, No.4, April 2001.
- (11) D.M.Gavrila, “The Visual Analysis of Human Movement: A Survey”, Computer Vision and Image Understanding, Vol.73, No.1, pp.82-98, 1999.
- (12) 神先秀人，入江清五，河野一郎，飯田寛和，“コンピュータグラフィックスを使った新しい歩行解析装置の紹介”理学療法第 23 巻学会特別号，pp.235，1996.
- (13) 末松良一，山田宏尚：“画像処理工学”，コロナ社，2000.
- (14) 出口光一郎：“ロボットビジョンの基礎”，コロナ社，2000.

- (15) 村上伸一：“画像処理工学”，東京電機大学出版社，1996.
- (16) 岡崎彰夫：“はじめての画像処理技術”，工業調査会，2000.
- (17) 日本電気制御機器工業会：“画像処理システム用語ハンドブック”，1999.
- (18) 日立米沢電子(株)：“VP-910 ユーザーズガイド Ver.1.1”，2002.
- (19) 松井俊也他：“トランジスタ技術 SPECIAL No.52 -特集 ビデオ信号処理の徹底研究-”，CQ 出版社，2000.
- (20) 長谷川健介，増田良介：“基礎 ロボット工学 -制御編-”，昭晃堂，2000.
- (21) 安部光生，杉山岳弘，阿部圭一，“オプティカルフローと色情報を用いた腕の3次元追跡”，画像の認識・理解シンポジウム論文集（MIRU 2002），pp.I-267-272，2002.
- (22) Michael J. Jone and James M. Rehg, “Statistical Color Models with Application to Skin Detection”, Compaq Cambridge Research Lab. Technical Report CRL, 1998.
- (23) 江原義弘，山本澄子：“関節モーメントによる歩行分析”，医歯薬出版，1997.

付録目次

補足説明

転倒パターン	A-1
VP-910.....	A-2
カラーCCD カメラ	A-3
NTSC 信号方式, YUV 信号.....	A-4
リニア装置	A-6
PA-10.....	A-7

グラフ

予備実験

図 5.3	B-1
図 5.4	C-1

位置検出実験 1

実験 1

図 6.3	D-1
図 6.4	E-1

実験 2

図 6.7	F-1
図 6.8	G-1

位置検出実験 2

実験 1

図 7.6	H-1
図 7.7	I-1

実験 2

図 7.11.....	J-1
図 7.12.....	K-1

下肢動作計測実験

歩行計測実験 1

図 8.5 L-1

歩行計測実験 2

図 8.10.....M-1

図 8.11.....N-1

転倒パターン

一般的に用いられている歩行器では図のような代表的な2つの転倒が問題となっている。

転倒パターン1：歩行器と患者の水平方向の距離が離れていき、体を支えきれず転倒に至るパターン（図 1-a）。

転倒パターン2：患者の膝が折れ、主に鉛直方向に崩れ落ちるパターン（図 1-b）。



図 1-a 転倒パターン1



図 1-b 転倒パターン2

画像認識ボード VP-910

本研究では、日立米沢電子製インテリジェント画像認識ボード VP-910 を用いた。ブロック図を図 2-a に示し、主な仕様を表 2-a に示す。

VP-910 は各種画像処理コマンドが提供されており、容易に画像処理プログラムを構築できる。VP-910 は PC から独立して処理が行えるため、高速処理ができる。

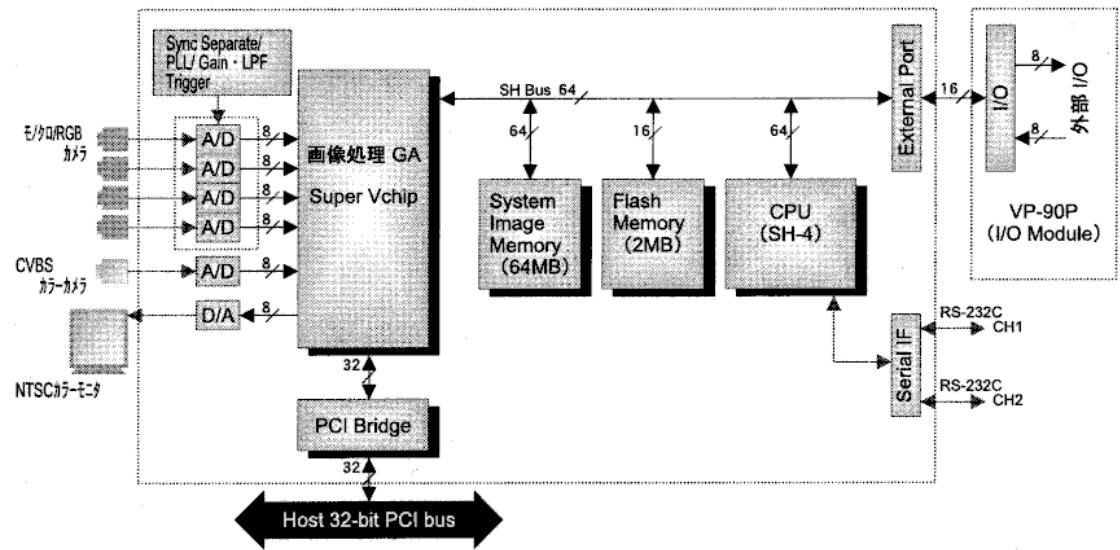


図 2-a VP-910 ブロック図

表 2-a VP-910 仕様

項目	仕様
処理速度	基本演算166MHz(6.0ns/画素)
イメージメモリ	64MB
カメラCH数	モノクロ:4CH(同時入力可能) CVBSカラー:4CH(CH切替え) RGBカラー
入力信号	NTSCモノクロ, 特殊モノクロ, CVBSカラー, RGBカラー
トリガモード	ノーマル, ランダムトリガ
同期方式	内部／外部
出力信号	NTSCモノクロ／カラー
シリアル	RS232C×2CH
パラレル	フォトアイソレーション 入力×8CH, 出力×8CH
システムバス	PCIバス ハーフサイズ

カラーCCD カメラ

本研究では、図 3-a に示す、SONY 製 NTSC 信号方式カラーCCD カメラ EVI-D30 を用いる。主な仕様を表 3-a に示す。

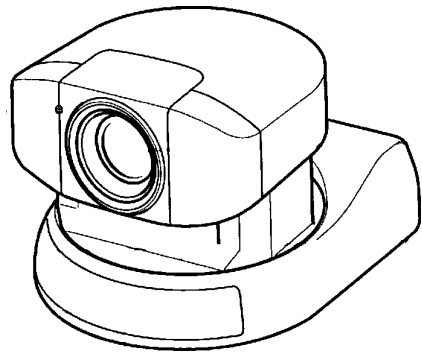


図 3-a EVI-D30 外観

表 3-a EVI-D30 仕様

項目	仕様
映像信号	NTSCカラーEIAJ標準方式
映像素子	1/3インチカラーCCD (総画素数 約41万画素) (有効画素数 約38万画素)
レンズ	電動12倍ズームレンズ f=5.4～64.8mm, F1.8～F2.7 水平画角 4.4° ～48.8°
最至近撮影距離	10mm(WIDE端) 800mm(TELE端)
最低被写照度	7～100,000ルクス
シャッタースピード	1/60～1/10,000(VISCAコントロール時)
ゲイン切り替え	自動／マニュアル
水平解像度	460TV本
映像S／N	48dB

NTSC 信号方式, YUV 信号

NTSC(National Television System Committee)信号方式はカラーテレビジョン方式の 1 つであり, 同期信号, 輝度信号, 色差信号が複合されている複合映像信号である. 輝度信号は, 輝度情報を表し, 色差信号は色情報を表す. RGB 信号方式では, 色は RGB (赤緑青) の 3 色で表すが, カラーNTSC 信号では, 輝度と色差によって表す. 色差信号は R (赤) から Y (輝度) を引いた信号で U 信号 (R-Y 信号または Cr 信号) と, B (青) から Y (輝度) を引いた信号で V 信号 (B-Y 信号または Cb 信号) の 2 つがある. RGB と YUV の関係式を下式に示す.

$$R=Y+1.3707\times(U-128)$$
$$G=Y-0.6980\times(U-128)-0.3364\times(V-128)$$
$$B=Y+1.7324\times(V-128)$$

カラーバーに対する YUV 値を表 4-a に示す.
カラーNTSC 信号での YUV 値の概念を図 4-a に示す.

表 4-a カラーバーに対する YUV 値

	Y	U	V		Y	U	V
White	235	128	128	Blue	41	110	240
Black	16	128	128	Yellow	210	146	16
Red	82	240	90	Cyan	170	16	166
Green	145	34	54	Magenta	106	222	202

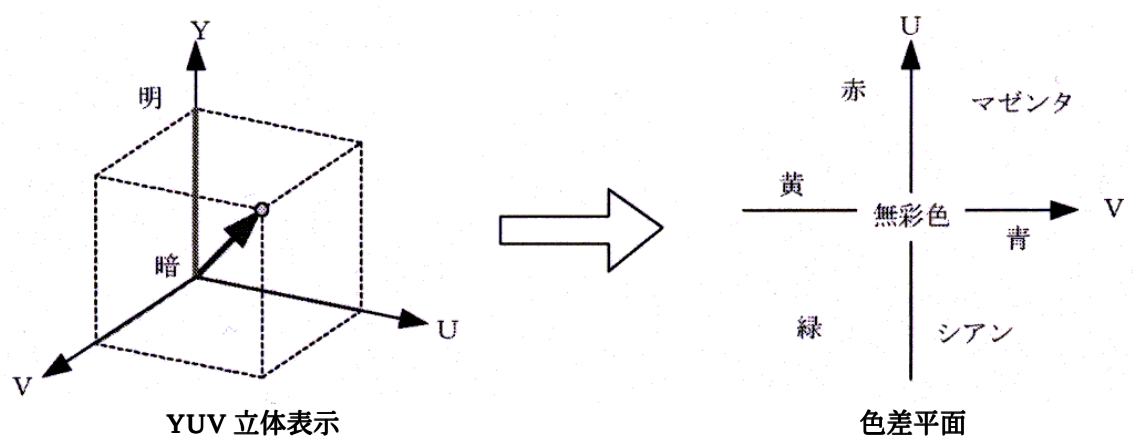


図 4-a YUV 値概念図

カラーNTSC 信号方式では上から下へ水平線で画面を走査して1画面を構成するが、実際には、1画面を1回で走査しないで1本置きに走査するインタレース走査方式が用いられている。インタレース走査方式では1つの画面の走査を2回に分けて、図 4-b のように偶数番の走査と奇数番の走査により1画面を構成する。この半分をフィールド、そして2つのフィールドを合わせてフレームと呼ぶ。

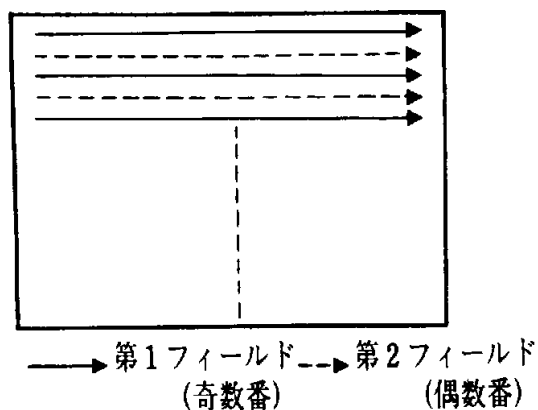


図 4-b インタレース走査方式

カラーNTSC 信号方式の映像入力速度は最大に取り込んだとしても、毎秒約 30 フレームである。つまり、1 フレームの映像入力時間は約 33ms である。

リニア装置

本研究でリニア装置は，足の理想動作でマーカを模擬動作させるための装置として用いた．リニア装置の概観を図 5-a に示す．リニア装置は NSK 社製のレゾルバーフィードバック型メガスラストモータと EM 型ドライブユニット，その他にコスモテック社製の ISA バス対応 4 軸モータコントロールボード ATPG-46 と，Interface 社製の 12 ビット 16 点 A/D 変換ボード IBX-3133 で構成される．リニア装置は 1285mm のスケール長で，最大 600mm/s (2.16km/h) の速度を出すことができる．

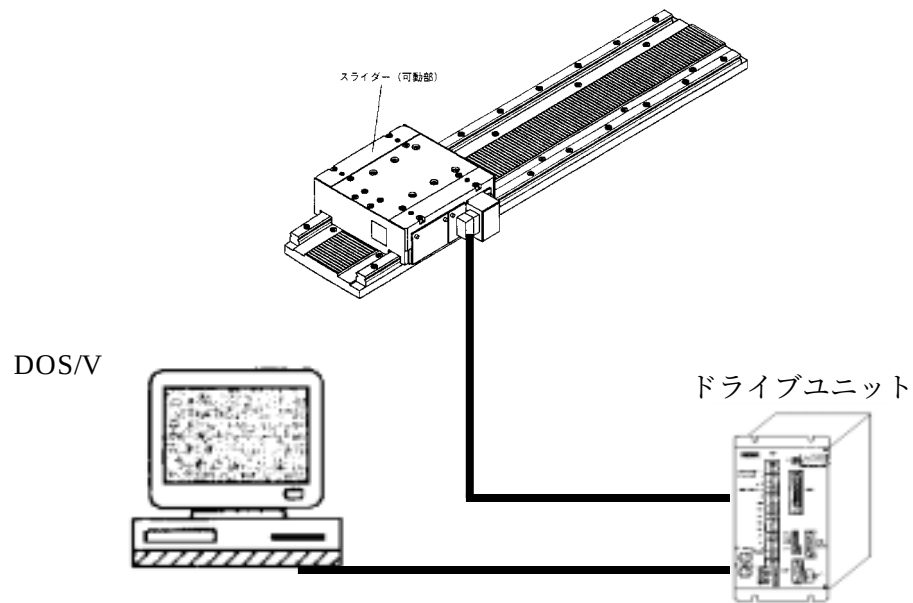


図 5-a リニア装置概観図

PA-10

本研究では、足の理想動作でマーカを模擬動作させるための装置として三菱重工業製ロボットアーム PA-10 を用いた。

制御軸は E1 軸（第 4 軸）のみで一定周期の振り子運動を行った。PA-10 の外観図とマーカ貼付け位置の拡大図を図 6-a に示し、主な仕様を表 6-a に示す。

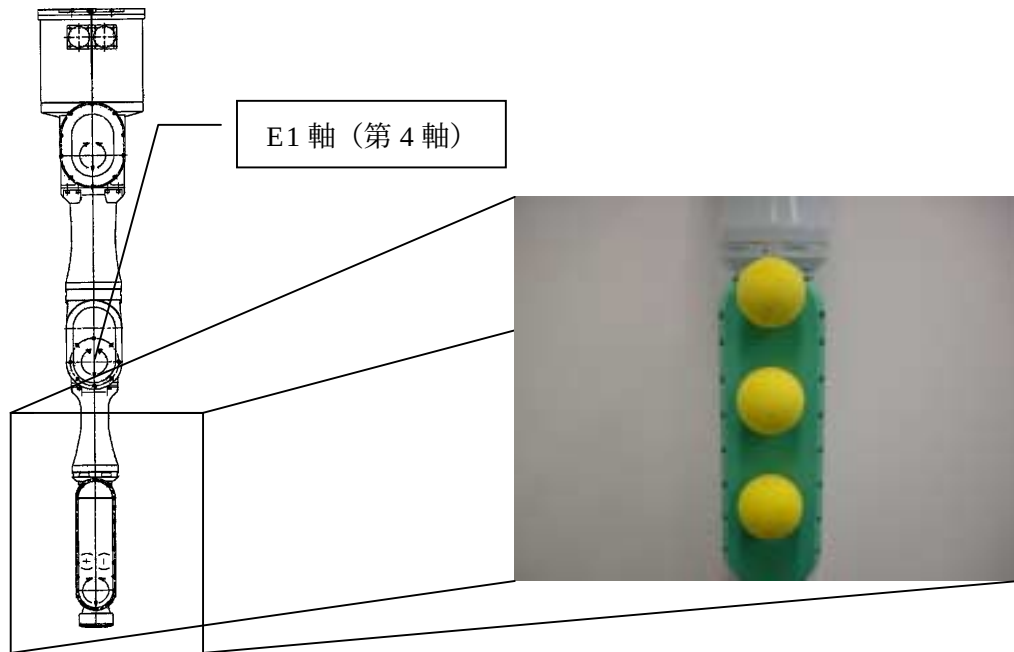
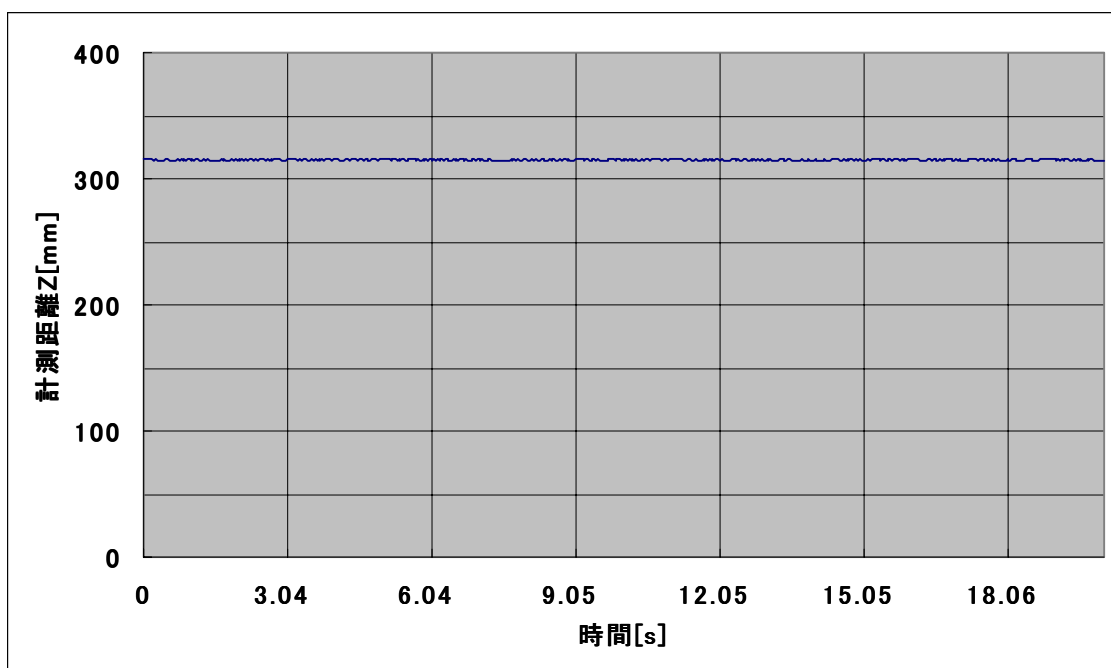


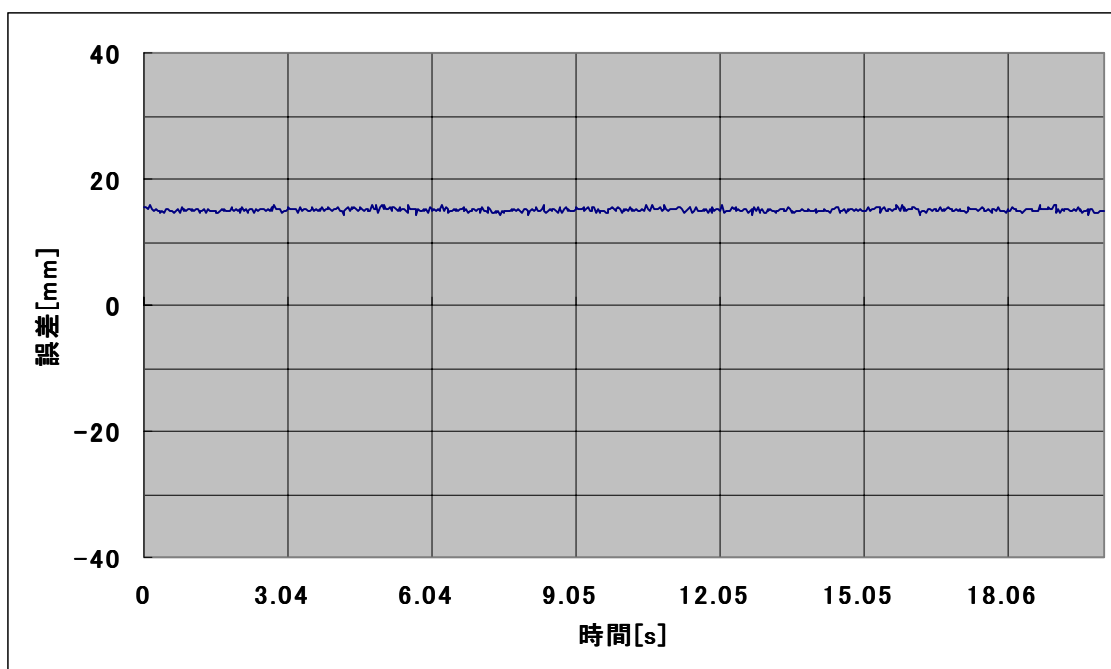
図 6-a PA-10

表 6-a PA-10 主な仕様

項目	仕様
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	取り付け面より R-P-R-P-R-P-R (Rは回転関節, Pは回転関節)
位置繰り返し精度	±0.1[mm]
全長	1345[mm]
アーム長	950[mm]

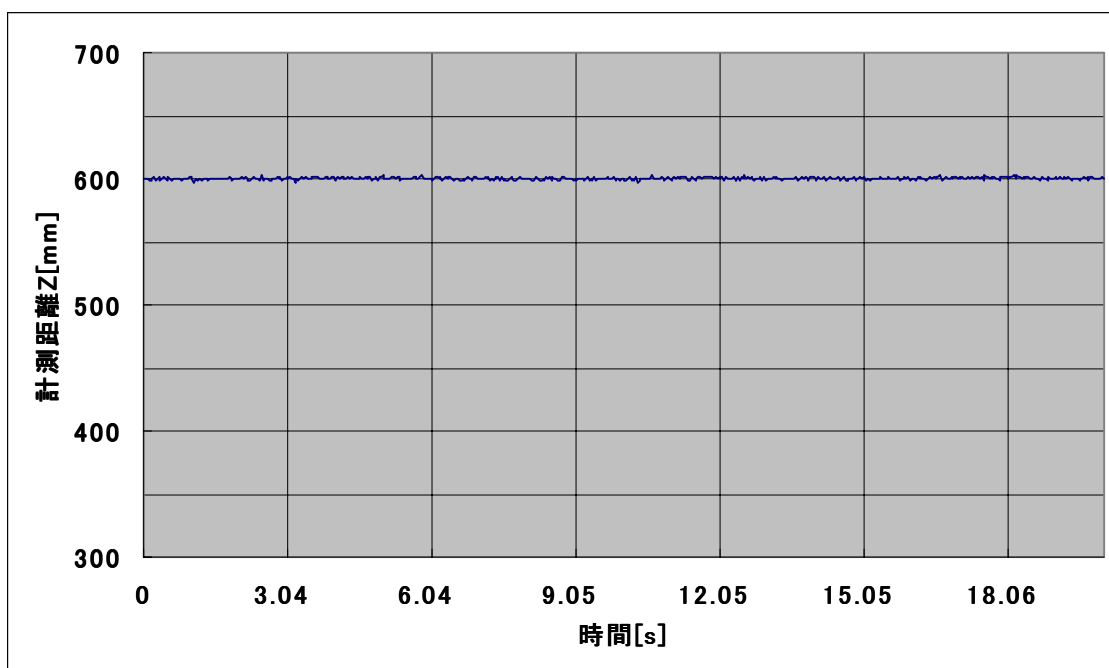


(a) 計測距離 Z

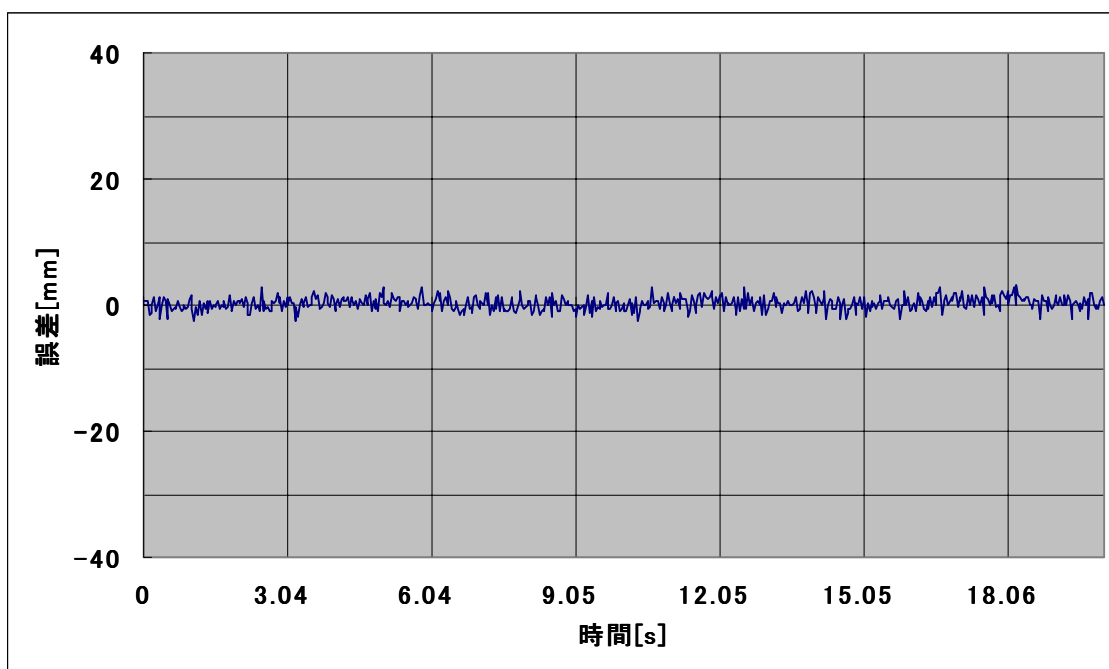


(b) 誤差

図 5.3
基準距離 300mm

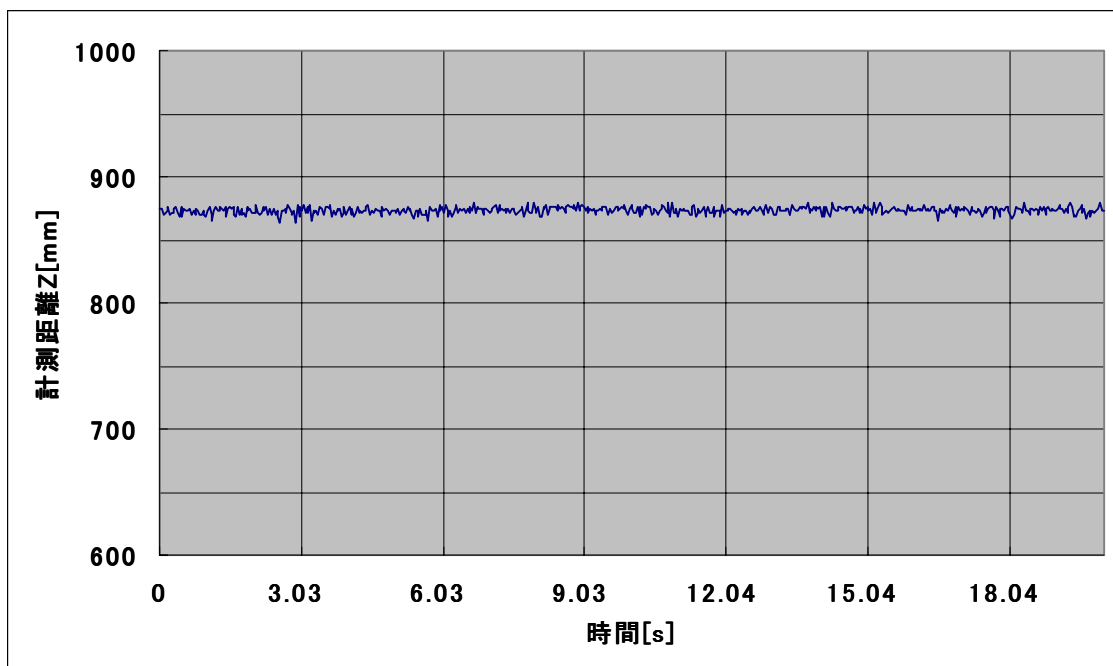


(a) 計測距離 Z

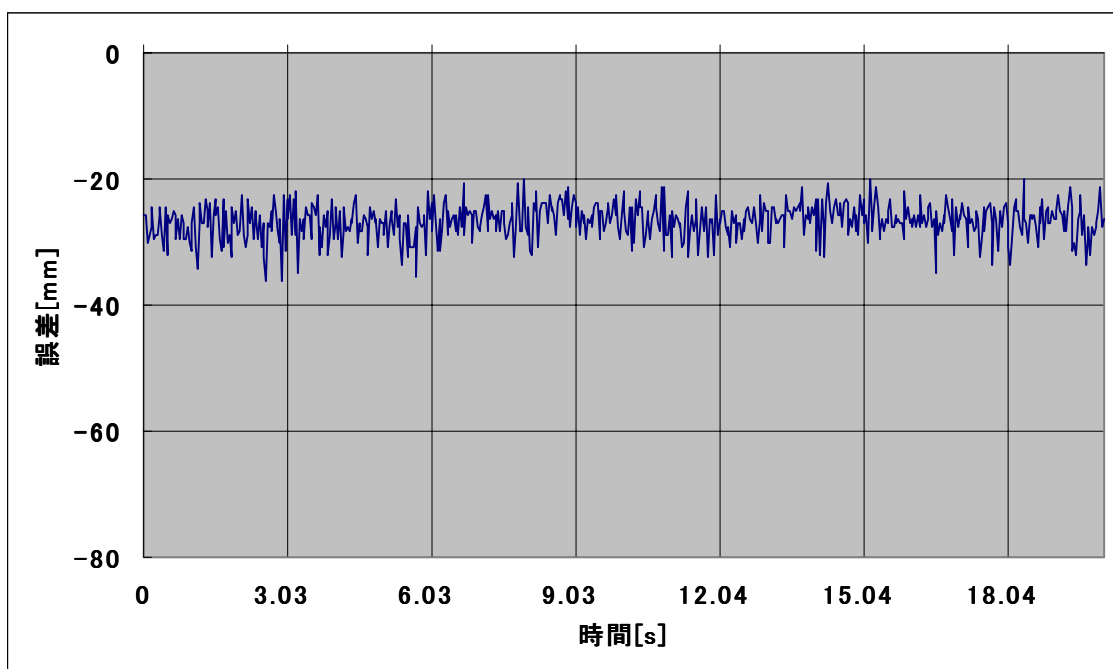


(b) 誤差

図 5.3
基準距離 600mm

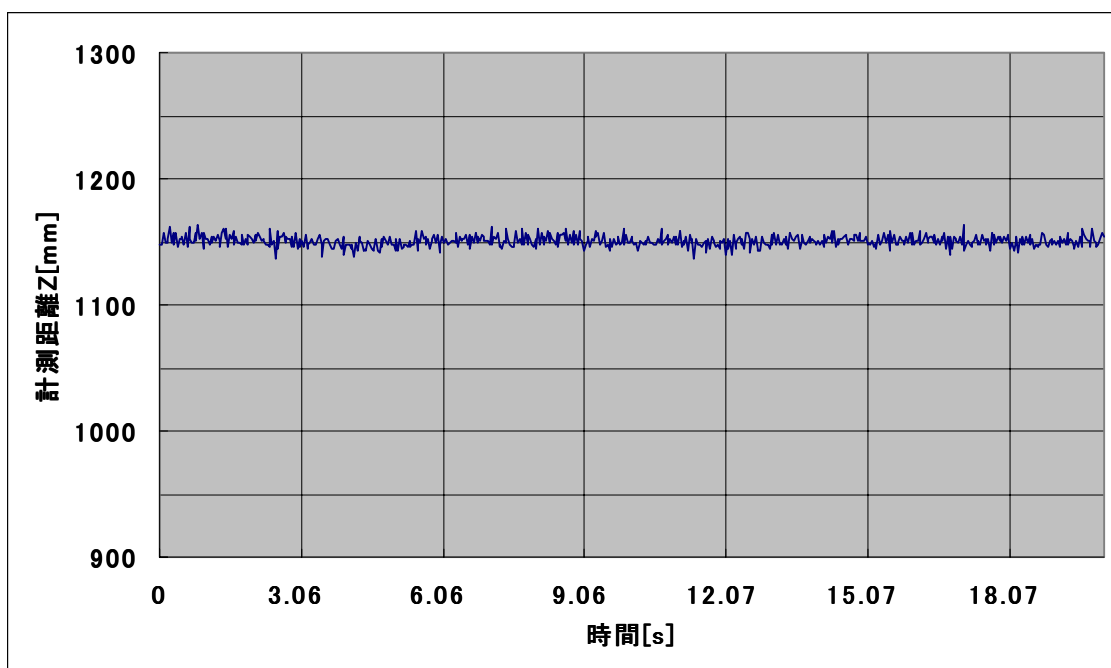


(a) 計測距離 Z

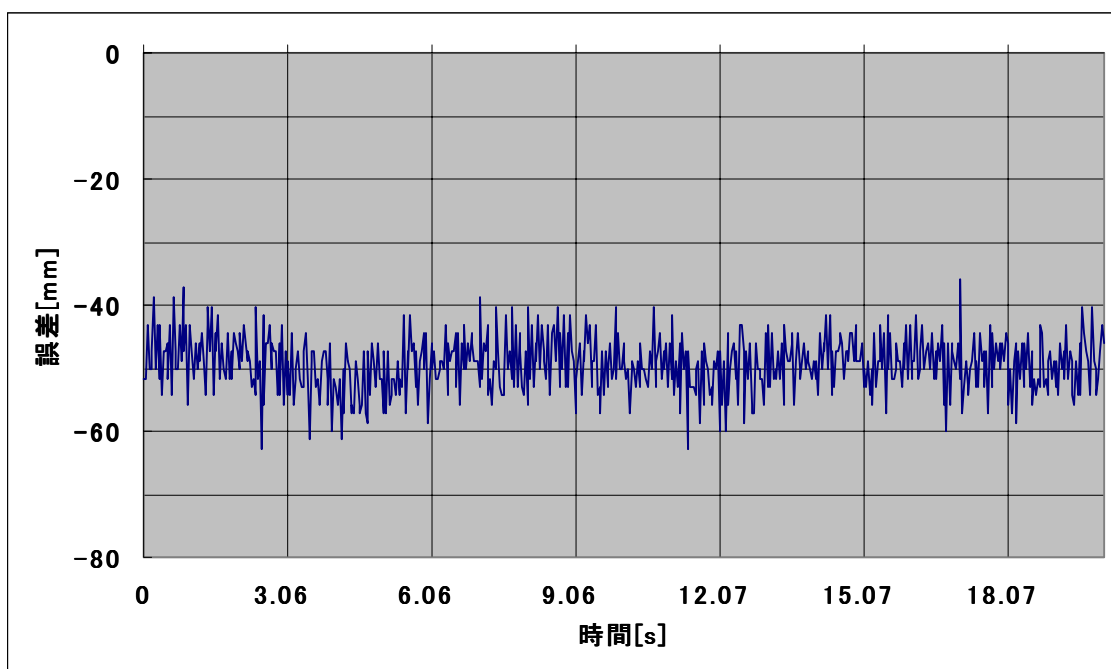


(b) 誤差

図 5.3
基準距離 900mm

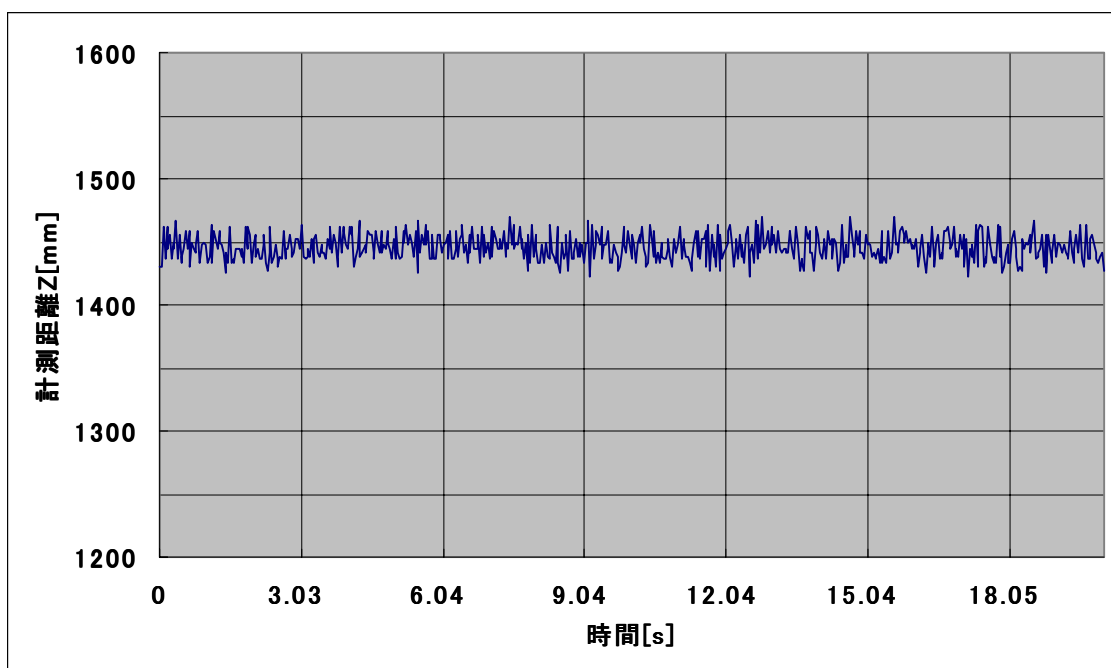


(a) 計測距離 Z

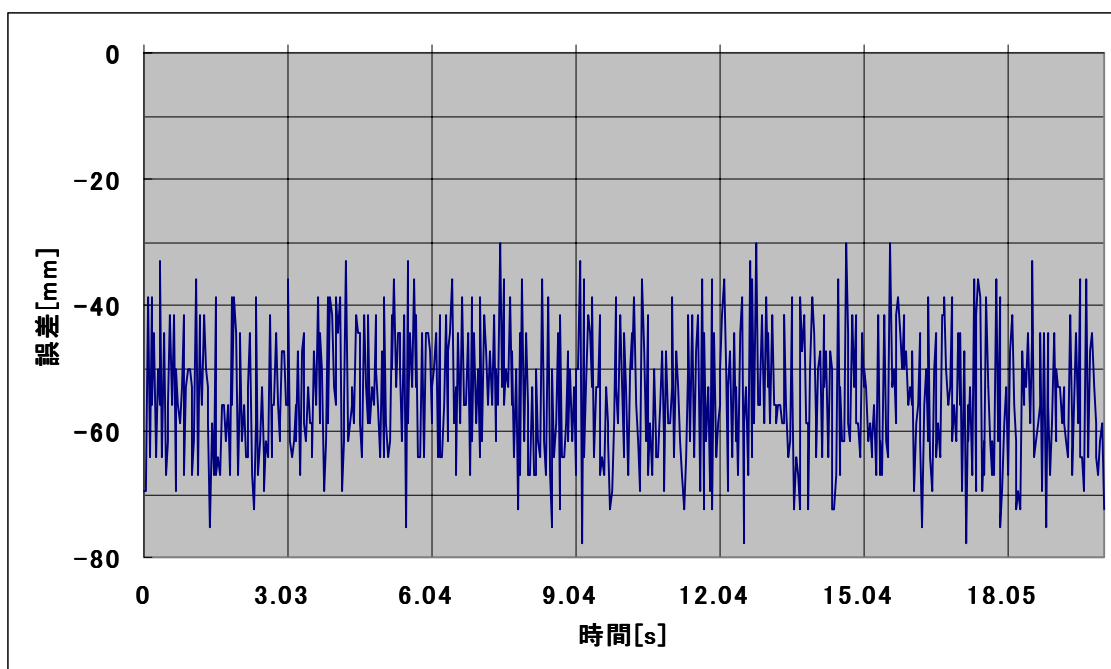


(b) 誤差

図 5.3
基準距離 1200mm

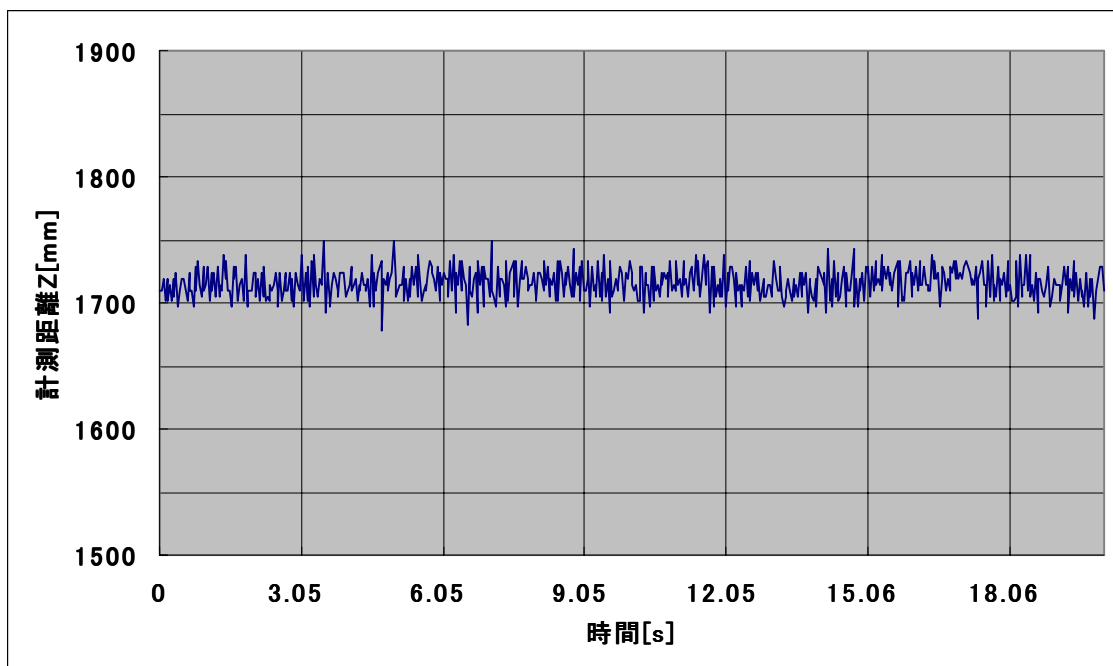


(a) 計測距離 Z

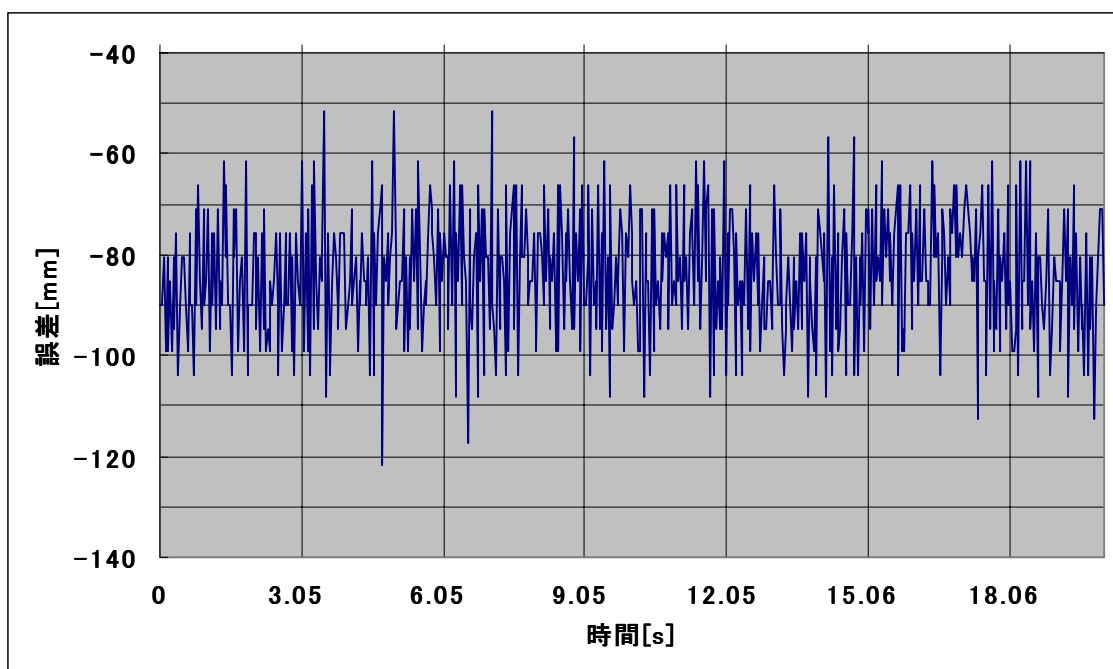


(b) 誤差

図 5.3
基準距離 1500mm

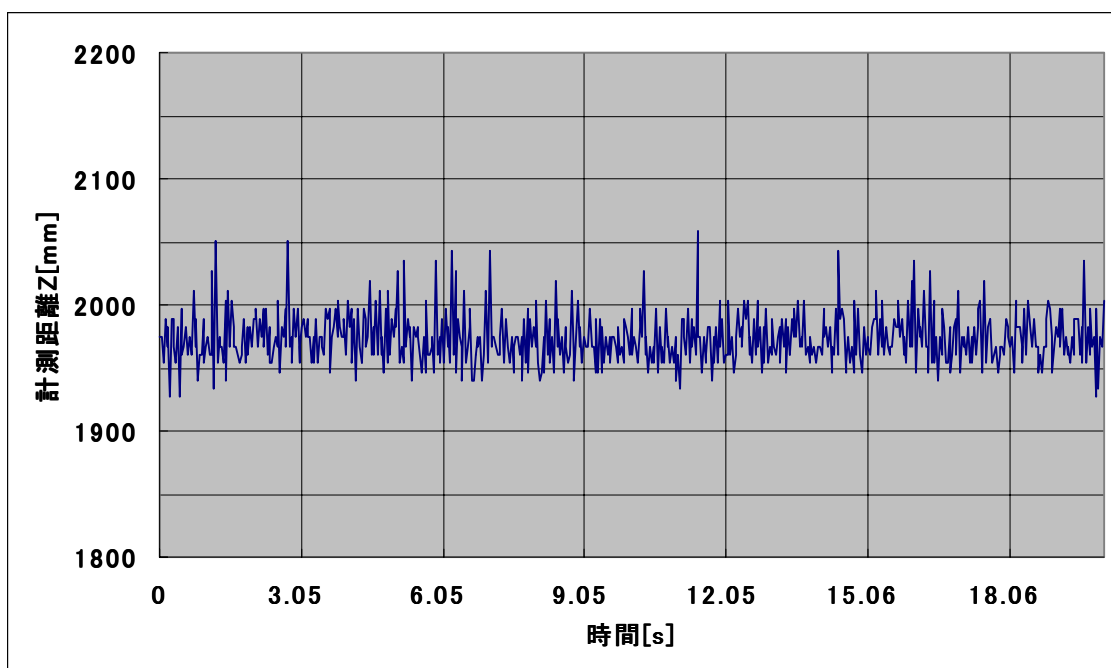


(a) 計測距離 Z

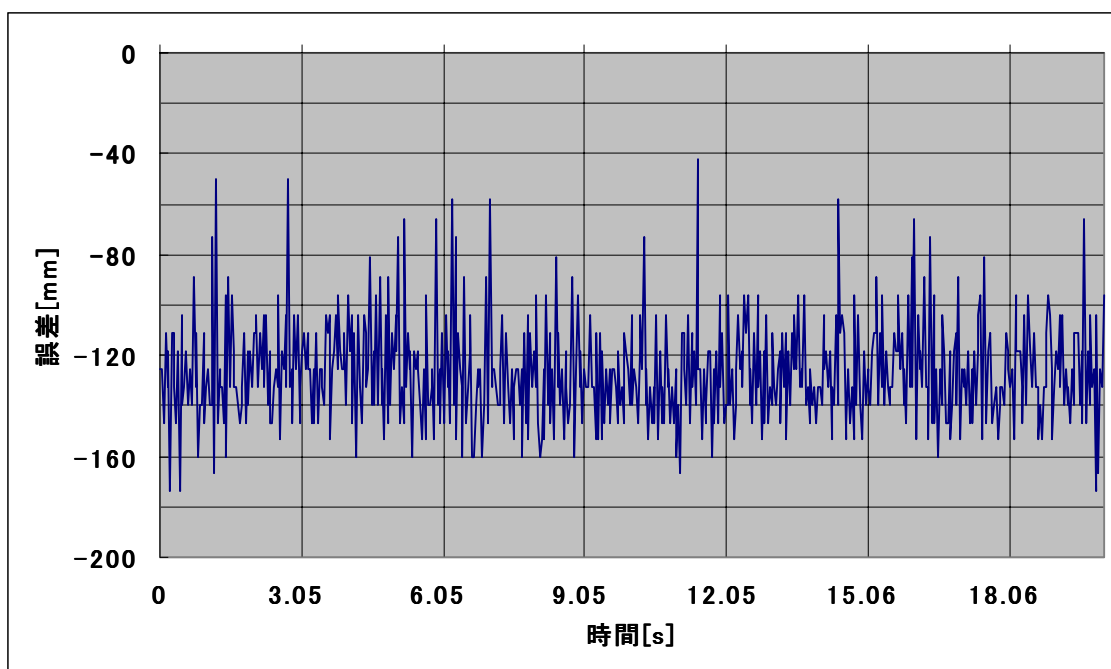


(b) 誤差

図 5.3
基準距離 1800mm

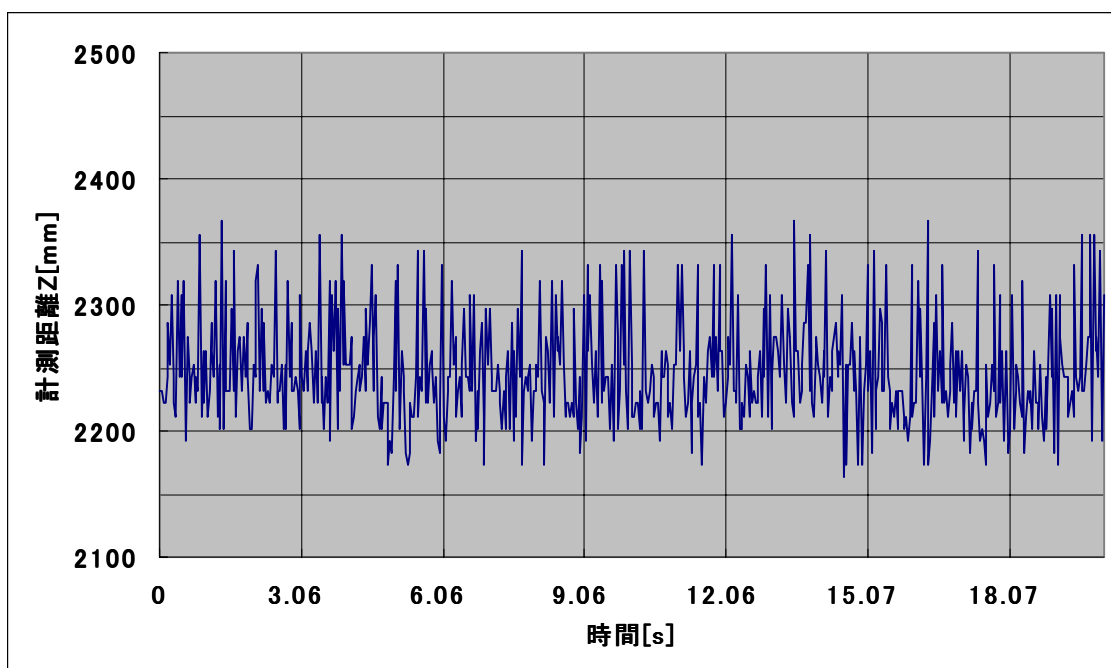


(a) 計測距離 Z

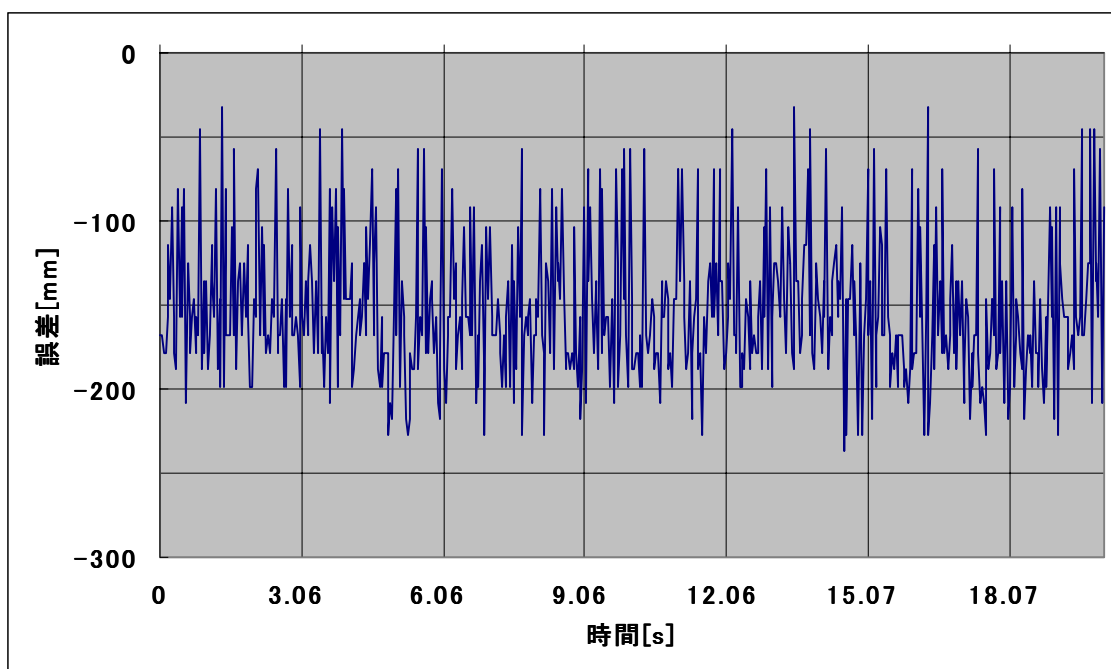


(b) 誤差

図 5.3
基準距離 2100mm

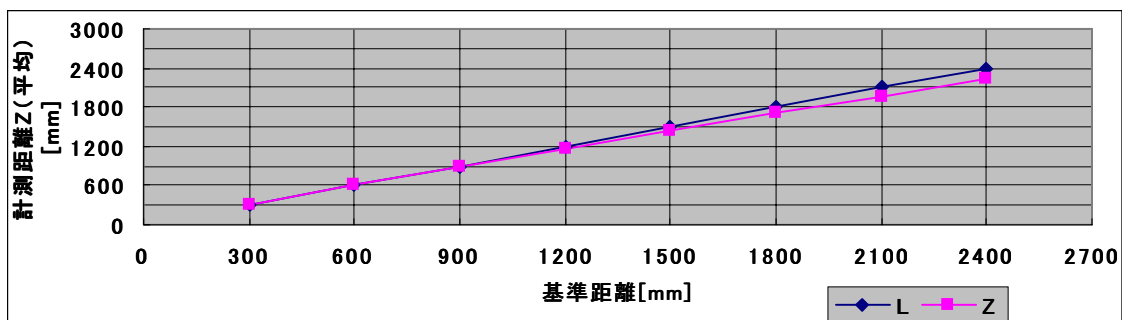


(a) 計測距離 Z

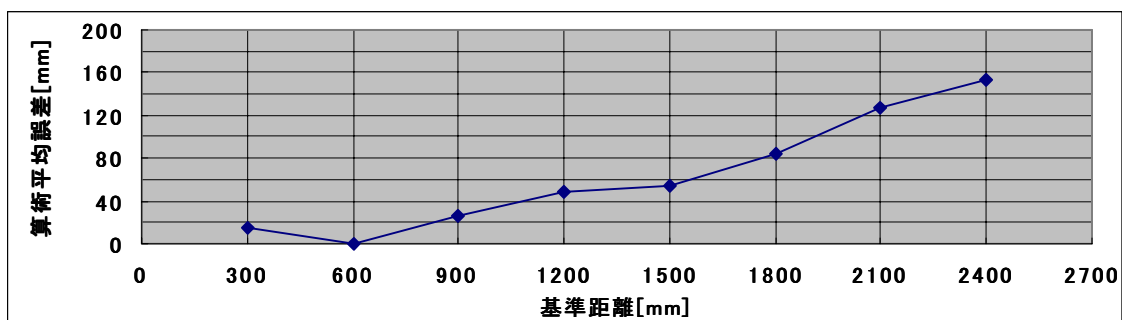


(b) 誤差

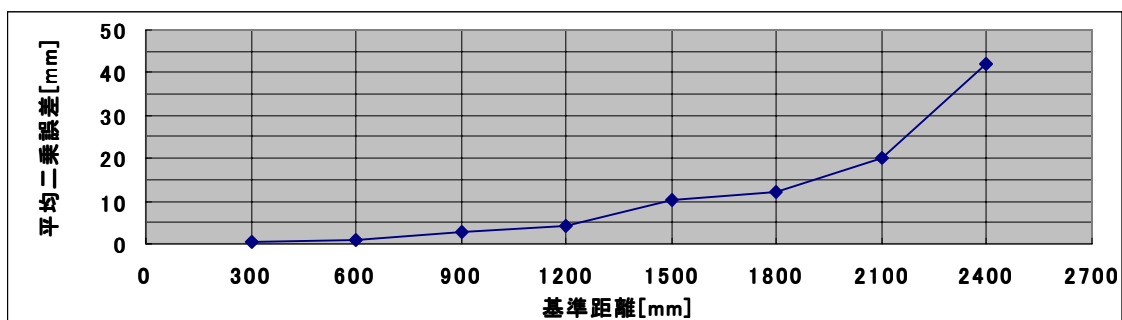
図 5.3
基準距離 2400mm



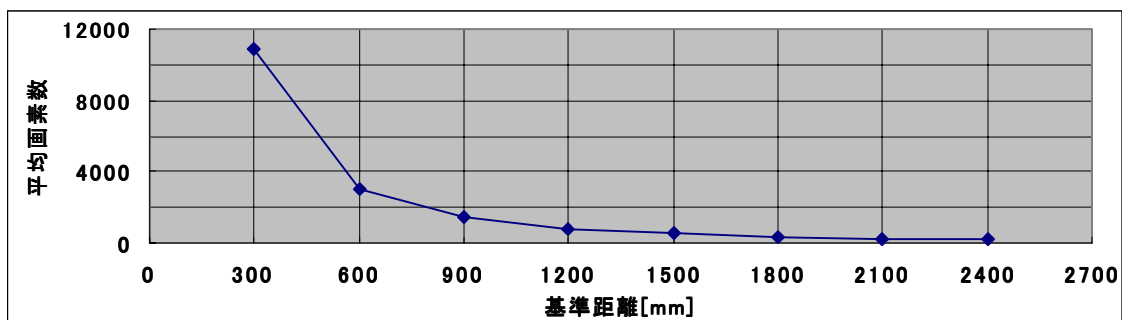
(a) 基準距離との比較



(b) 算術平均誤差

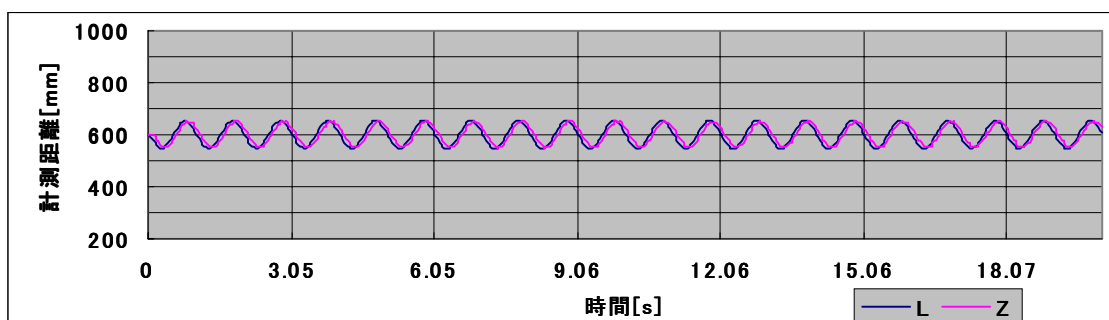


(c) 平均二乗誤差

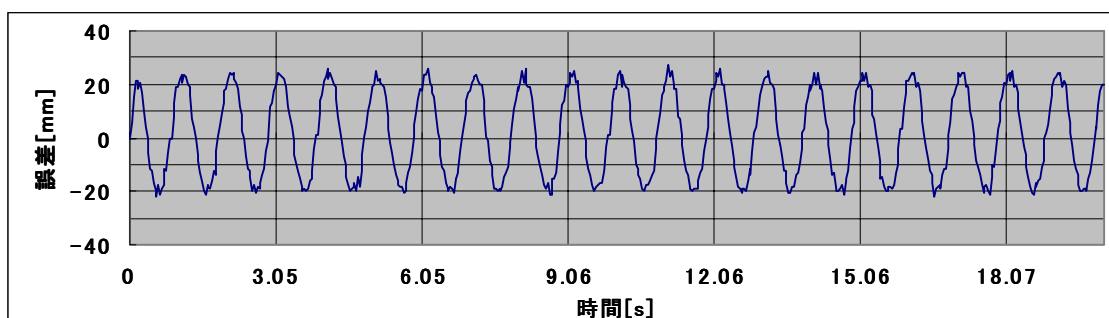


(d) 平均画素数

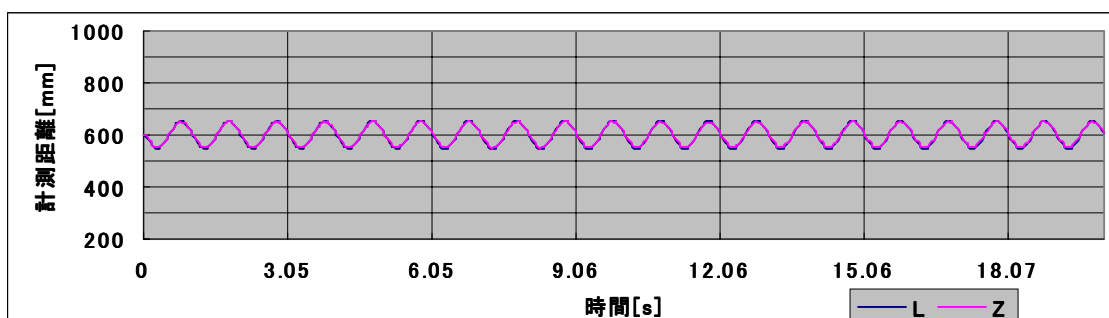
図 5.4 予備実験



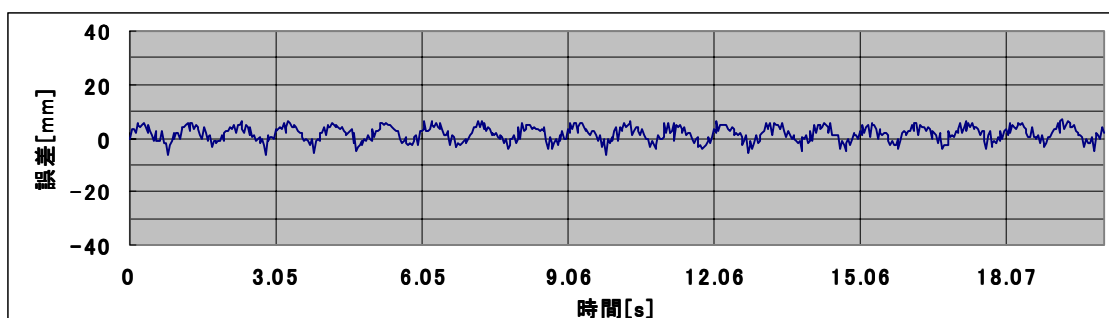
(a) 計測距離 Z (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

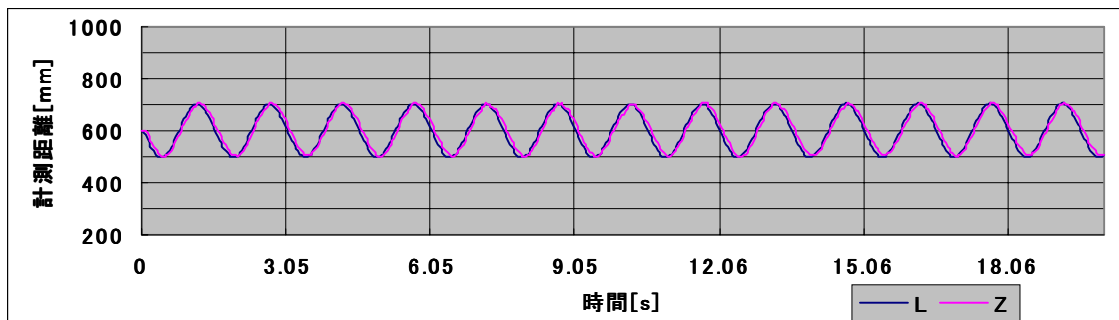


(c) 計測距離 Z (時間補正)

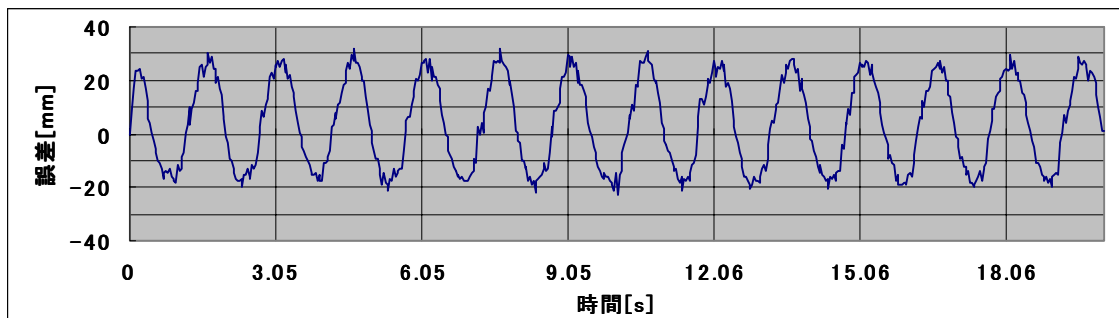


(d) 誤差 (時間補正)

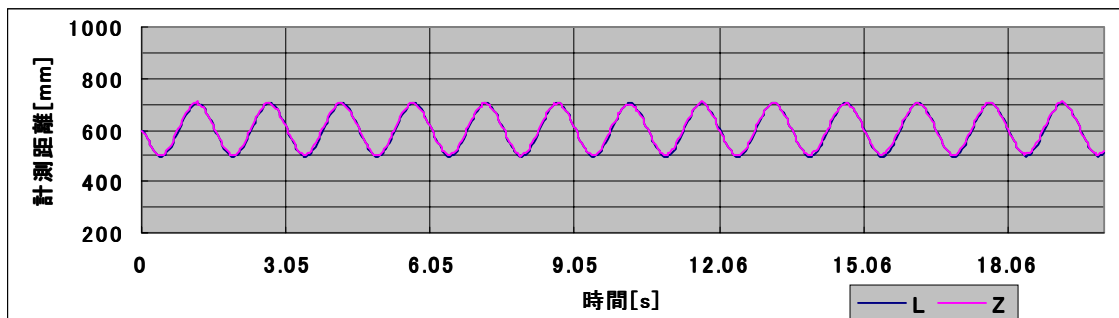
図 6.3
計測距離 Z
(片振幅 50mm・周期 1s)



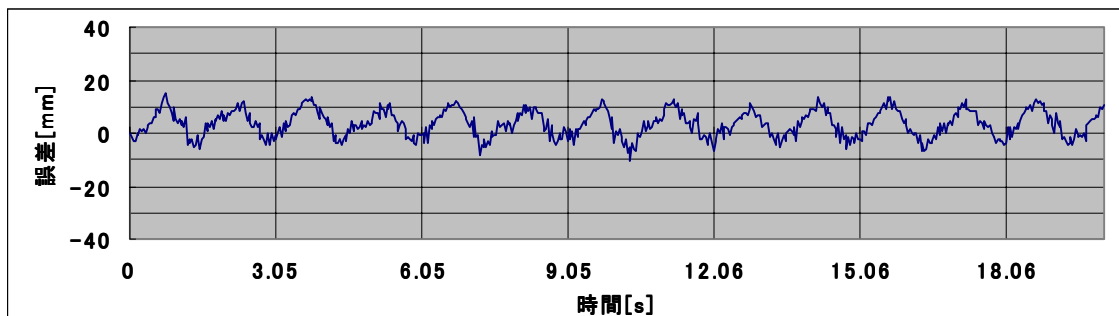
(a) 計測距離 Z (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

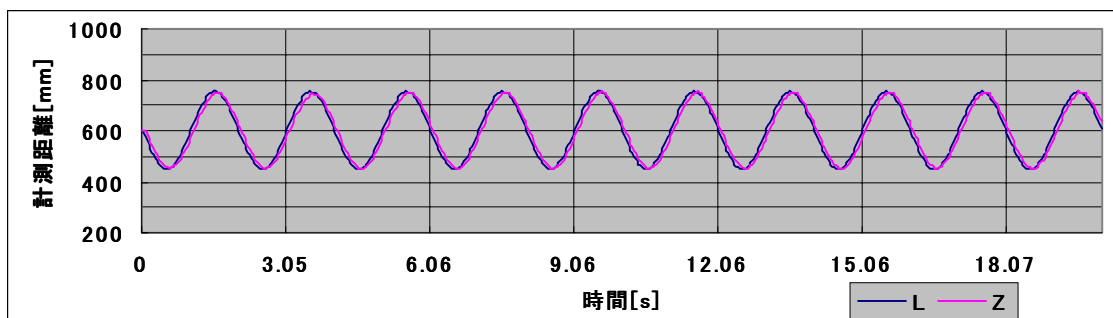


(c) 計測距離 Z (時間補正)

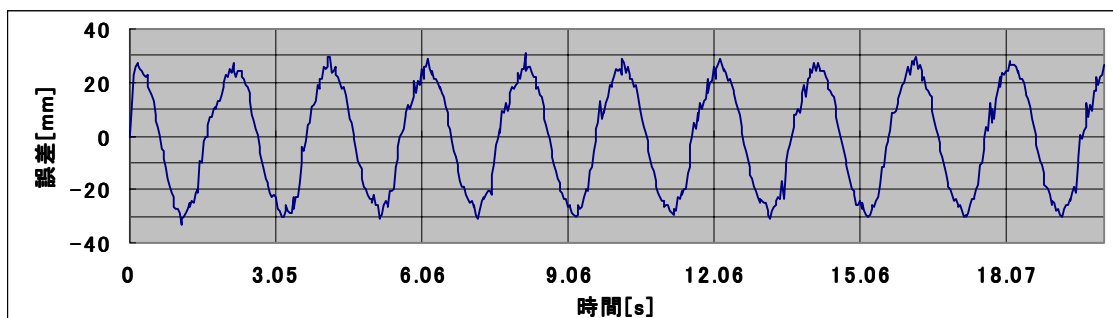


(d) 誤差 (時間補正)

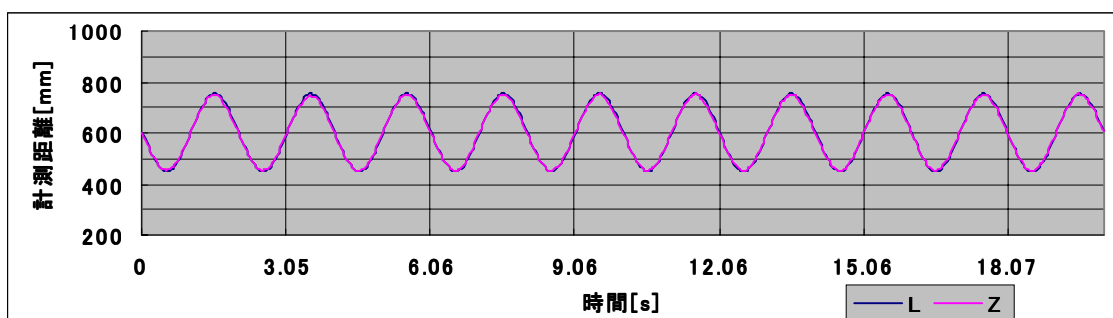
図 6.3
計測距離 Z
(片振幅 100mm・周期 1.5s)



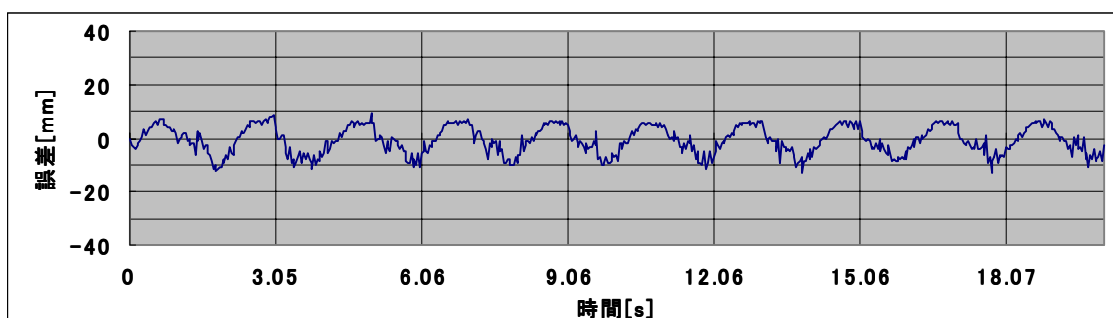
(a) 計測距離 Z (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

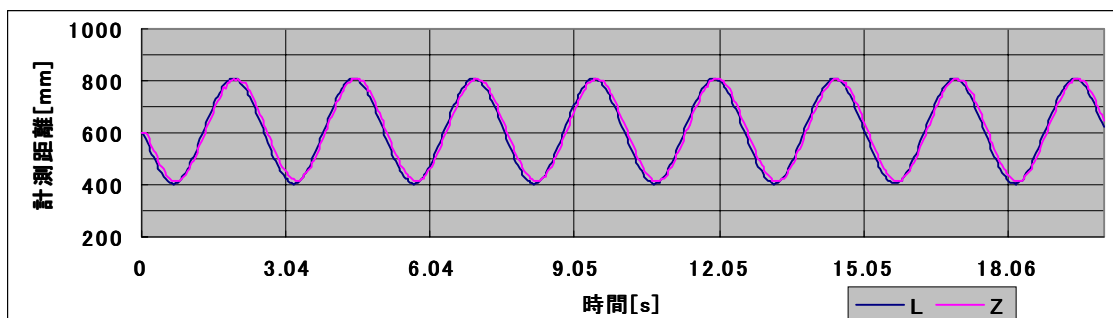


(c) 計測距離 Z (時間補正)

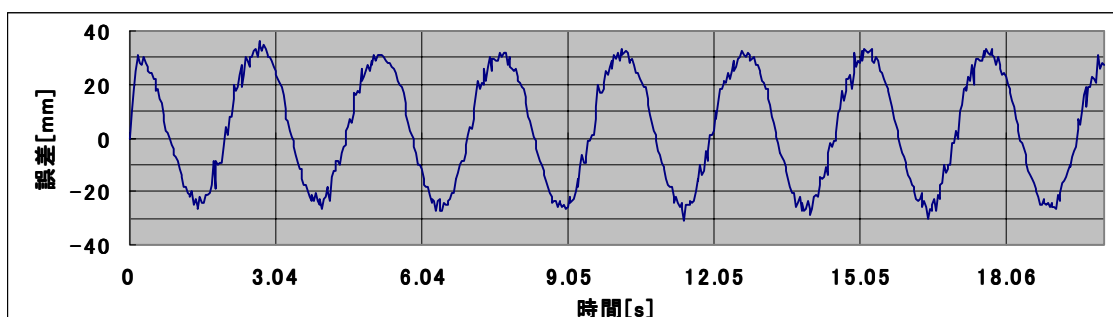


(d) 誤差 (時間補正)

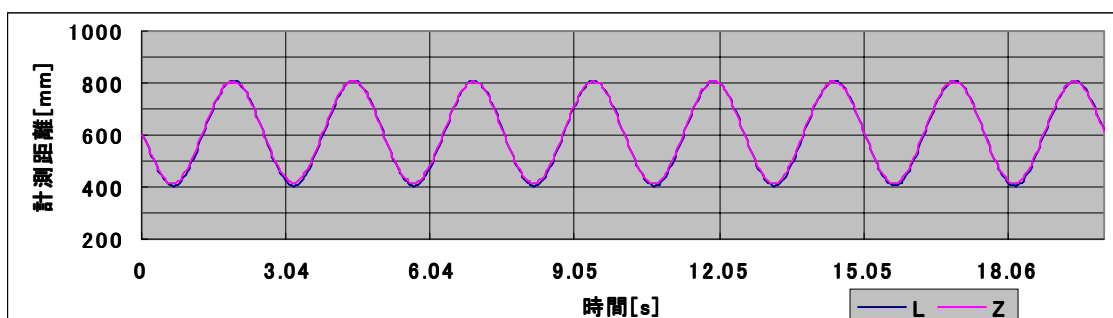
図 6.3
計測距離 Z
(片振幅 150mm・周期 2s)



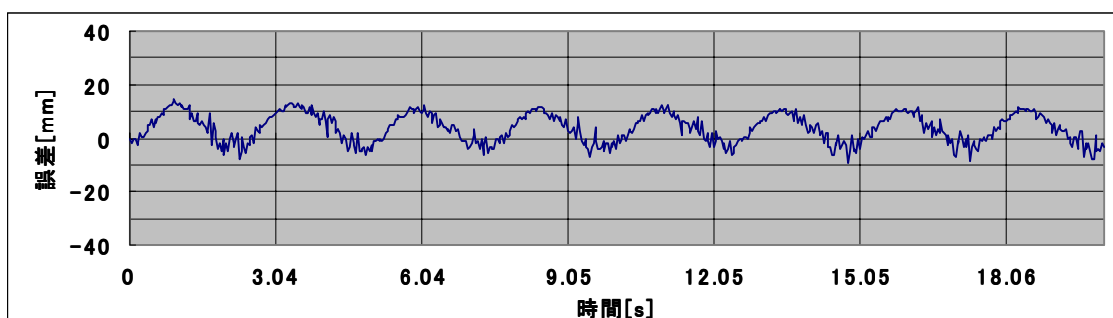
(a) 計測距離 Z (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

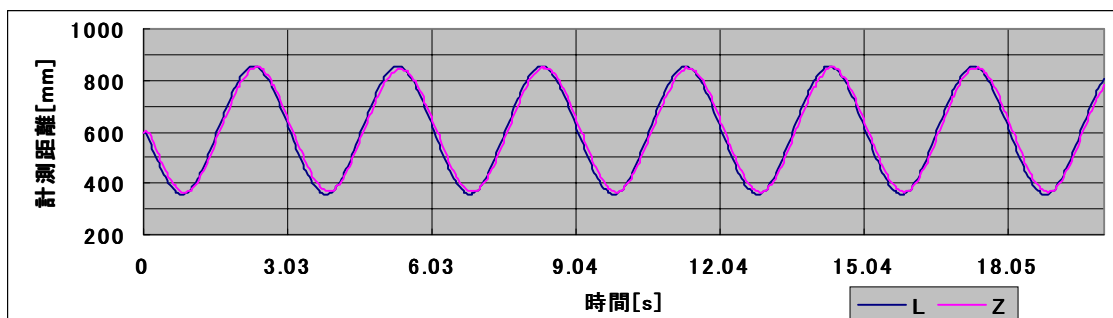


(c) 計測距離 Z (時間補正)

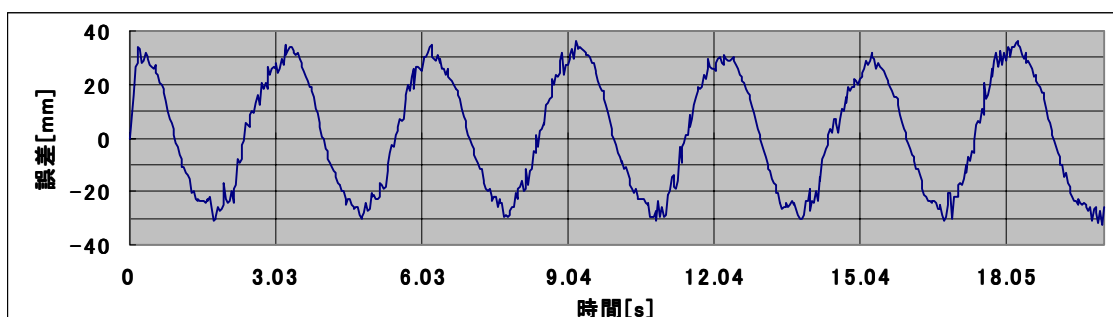


(d) 誤差 (時間補正)

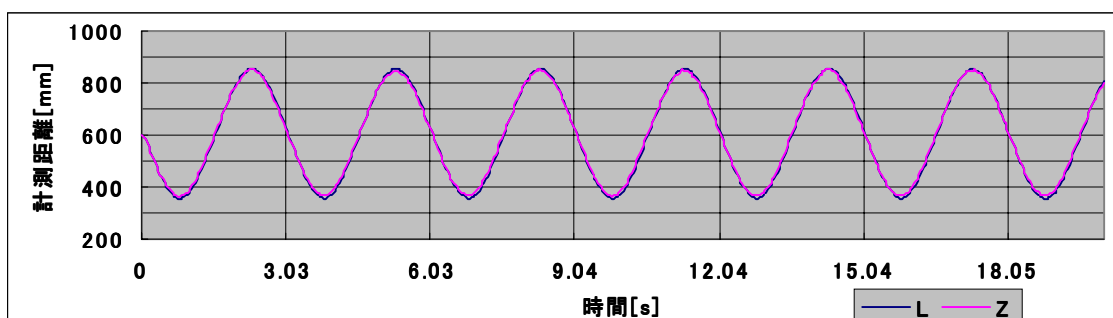
図 6.3
計測距離 Z
(片振幅 200mm・周期 2.5s)



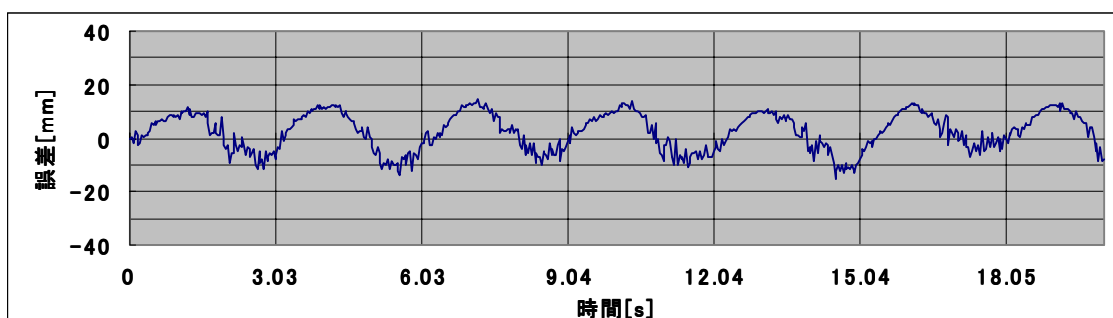
(a) 計測距離 Z (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

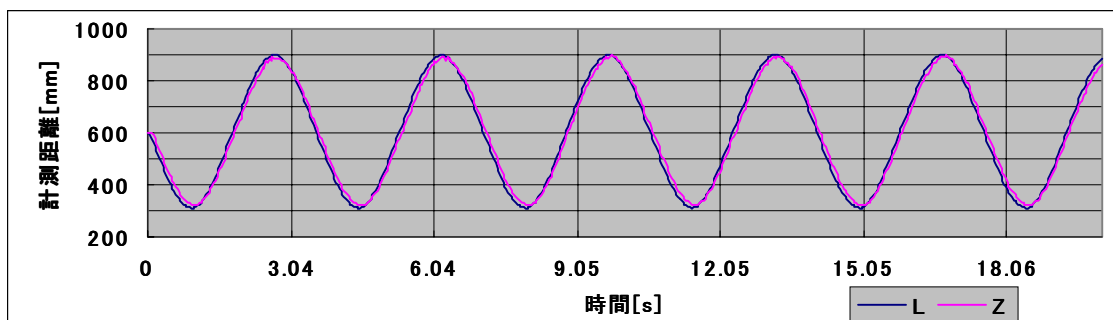


(c) 計測距離 Z (時間補正)

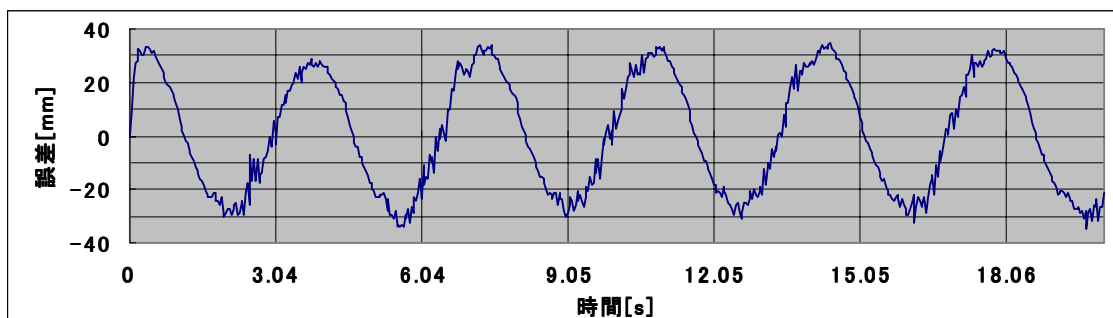


(d) 誤差 (時間補正)

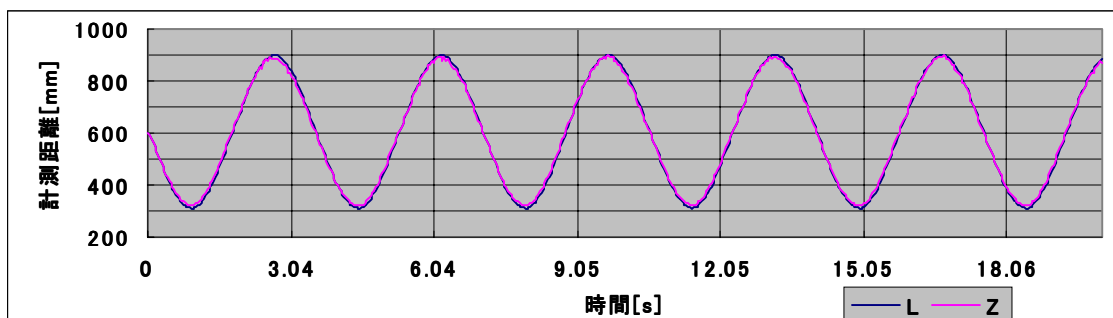
図 6.3
計測距離 Z
(片振幅 250mm・周期 3s)



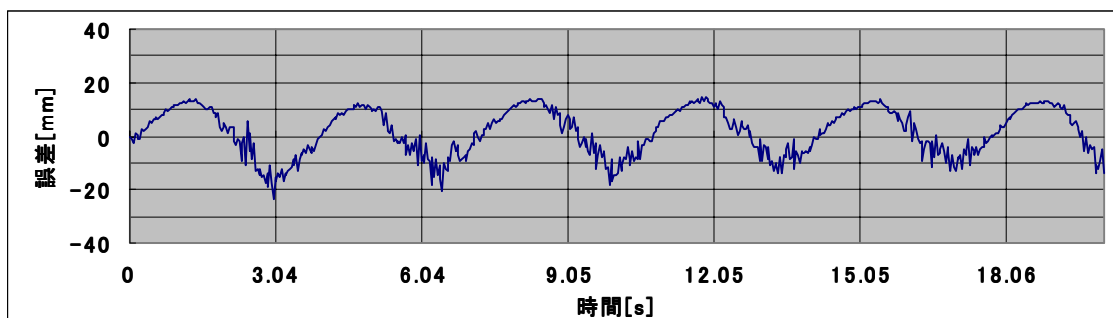
(a) 計測距離 Z (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

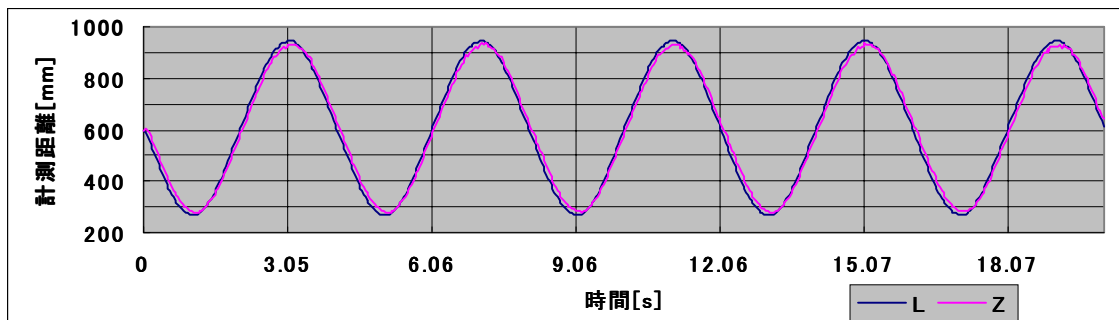


(c) 計測距離 Z (時間補正)

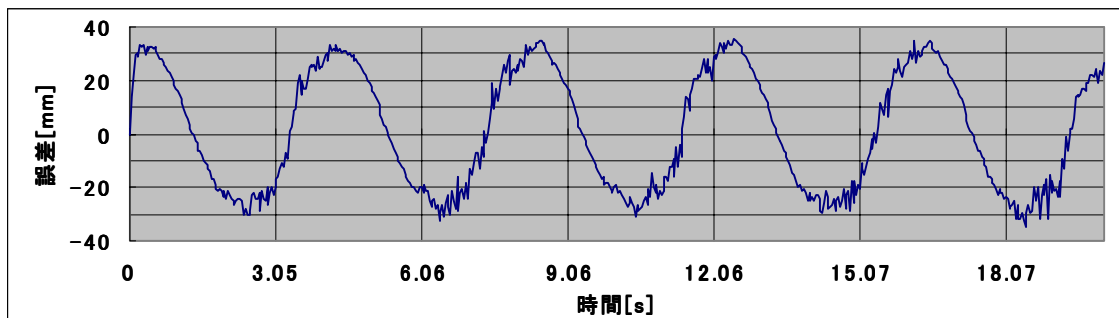


(d) 誤差 (時間補正)

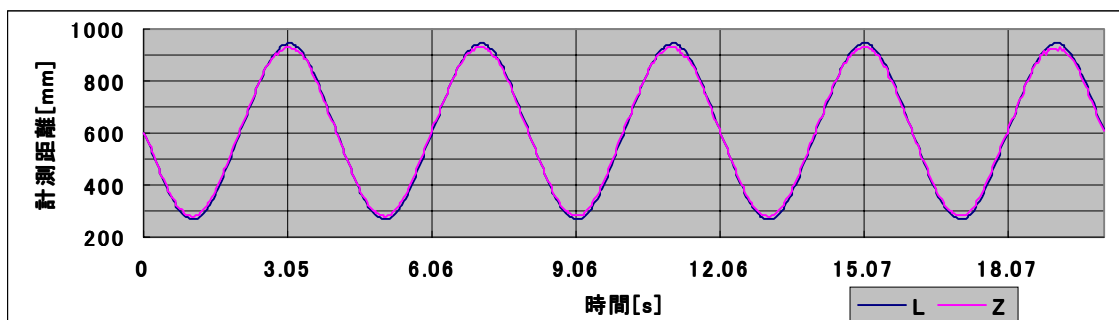
図 6.3
計測距離 Z
(片振幅 300mm・周期 3.5s)



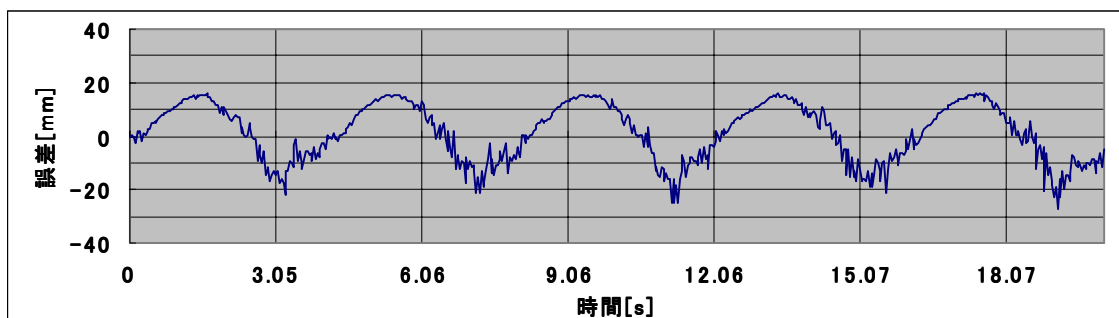
(a) 計測距離 Z (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

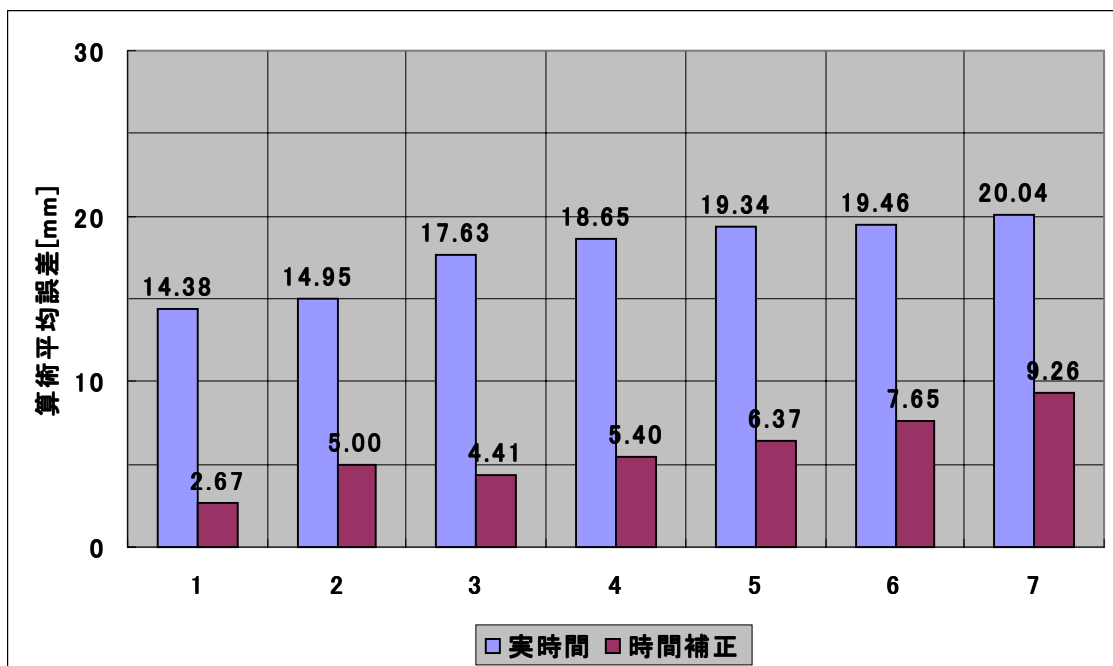


(c) 計測距離 Z (時間補正)

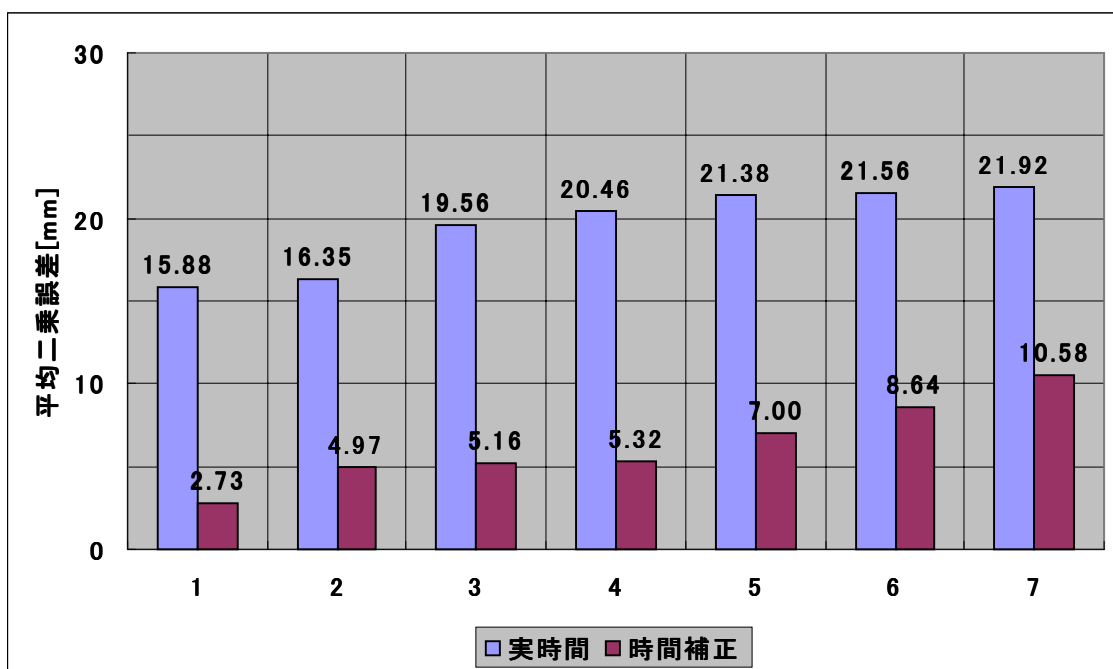


(d) 誤差 (時間補正)

図 6.3
計測距離 Z
(片振幅 350mm・周期 4s)

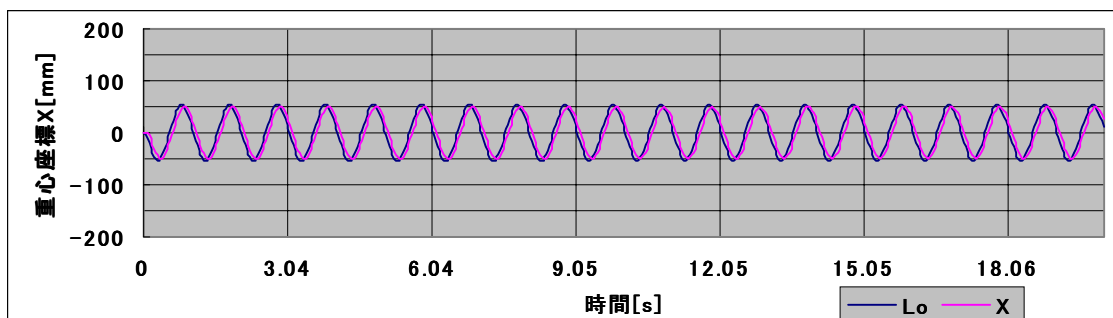


(a) 算術平均誤差の比較

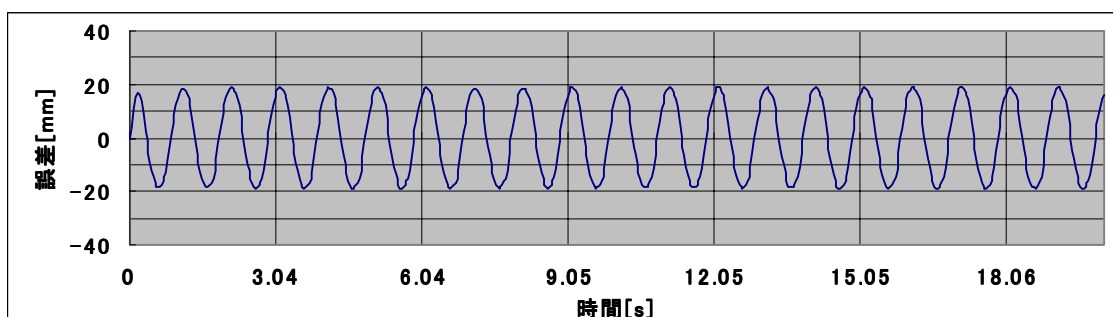


(b) 平均二乗誤差の比較

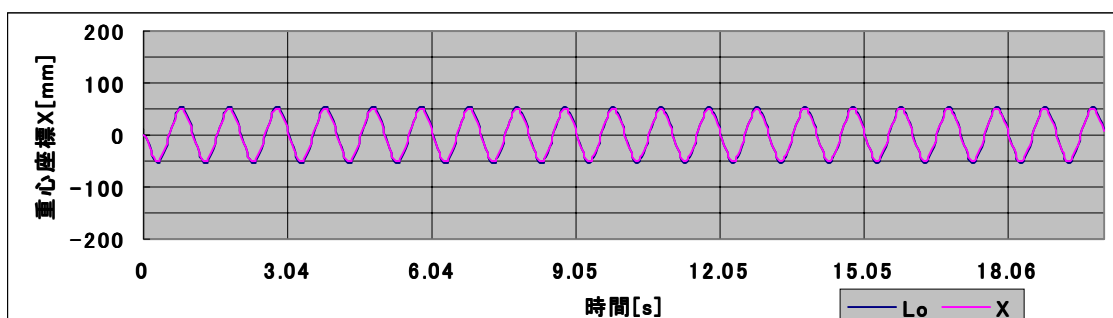
図 6.4 実験方法 1 (計測距離 Z)



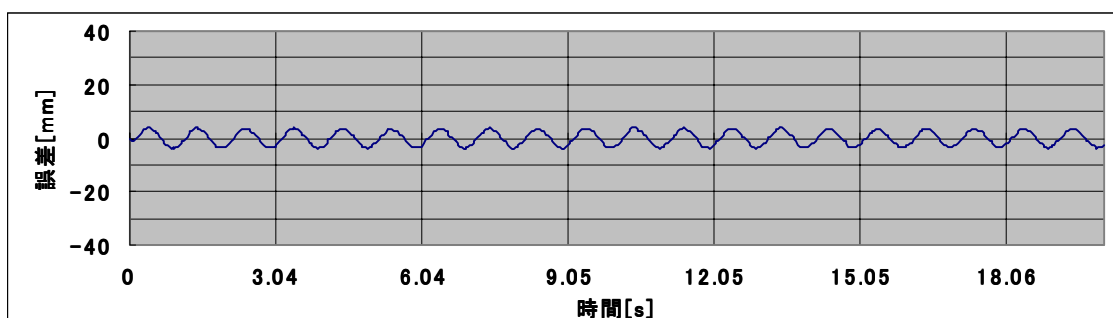
(a) 重心座標 X (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

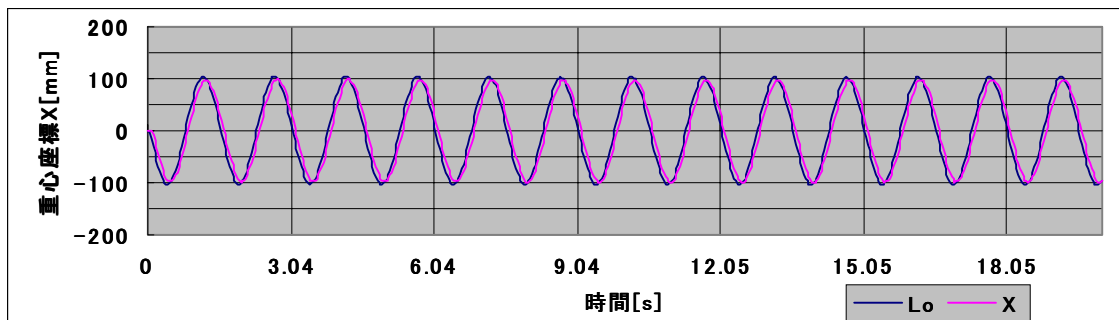


(c) 重心座標 X (時間補正)

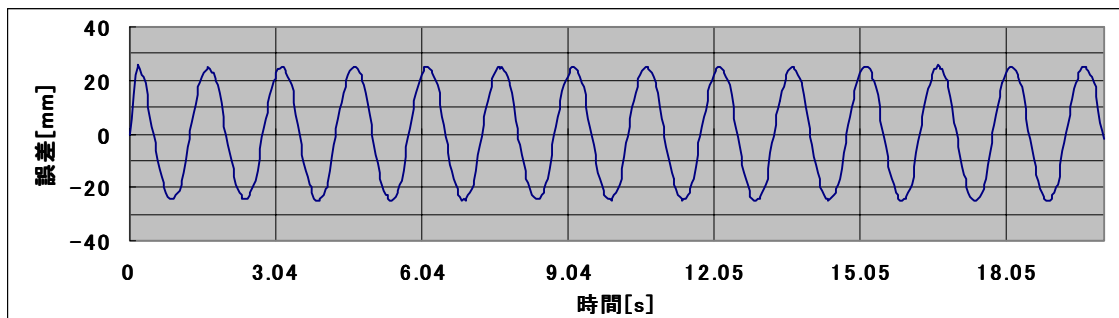


(d) 誤差 (時間補正)

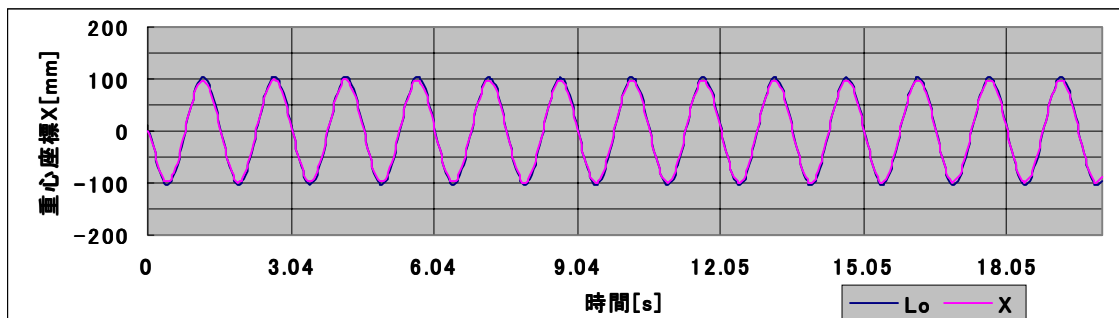
図 6.7
重心座標 X
(片振幅 50mm・周期 1s)



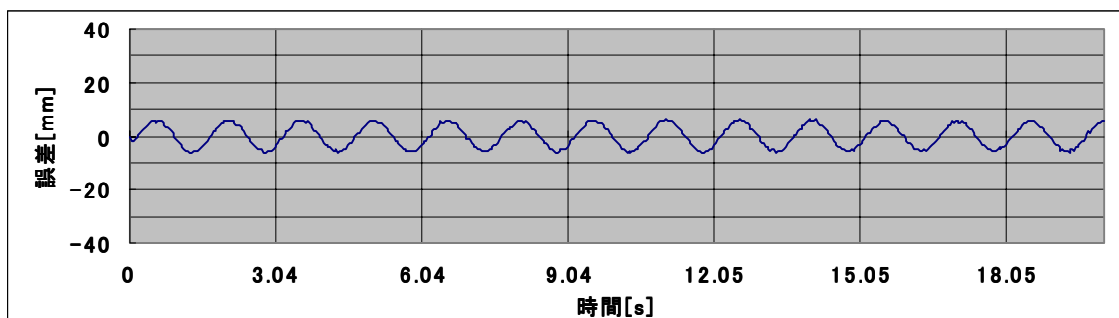
(a) 重心座標 X (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

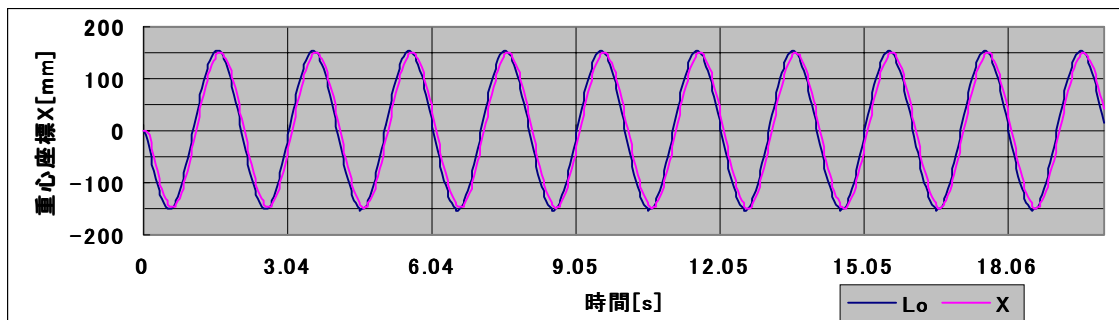


(c) 重心座標 X (時間補正)

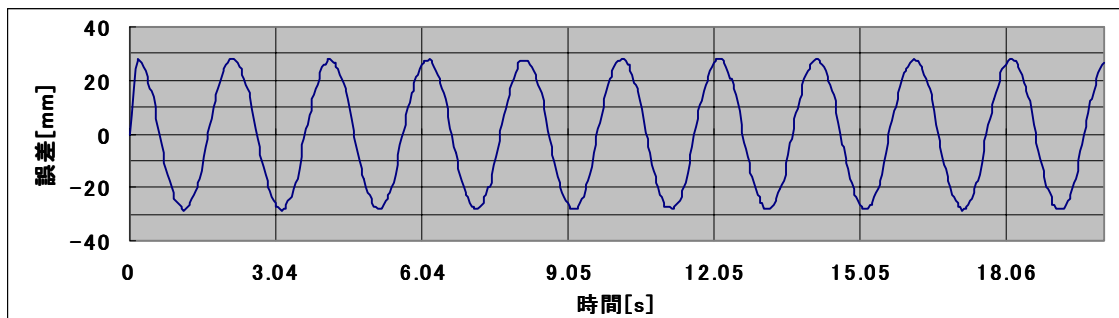


(d) 誤差 (時間補正)

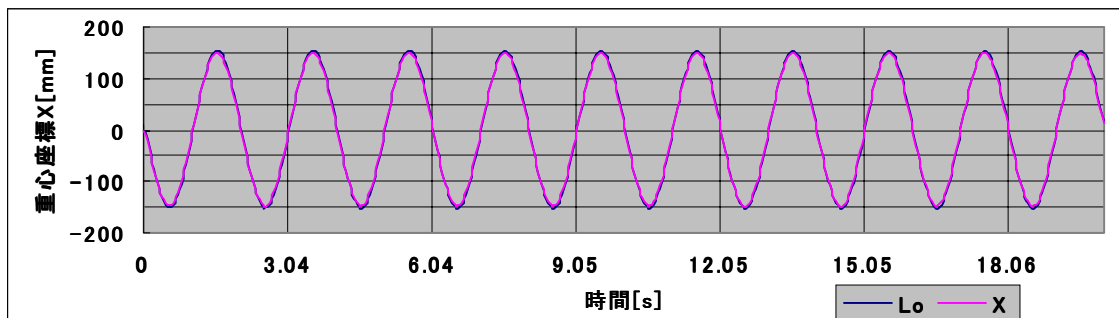
図 6.7
重心座標 X
(片振幅 100mm・周期 1.5s)



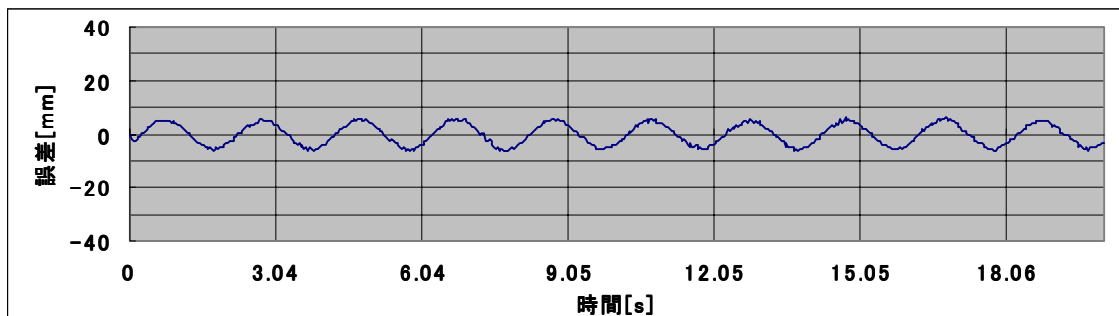
(a) 重心座標 X (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

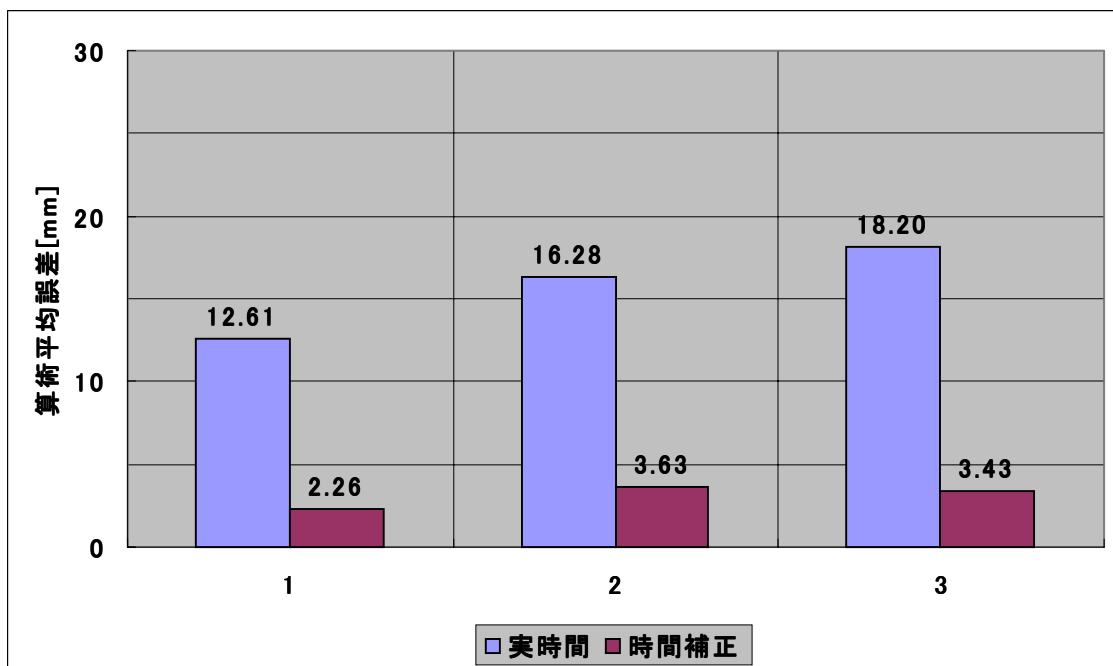


(c) 重心座標 X (時間補正)

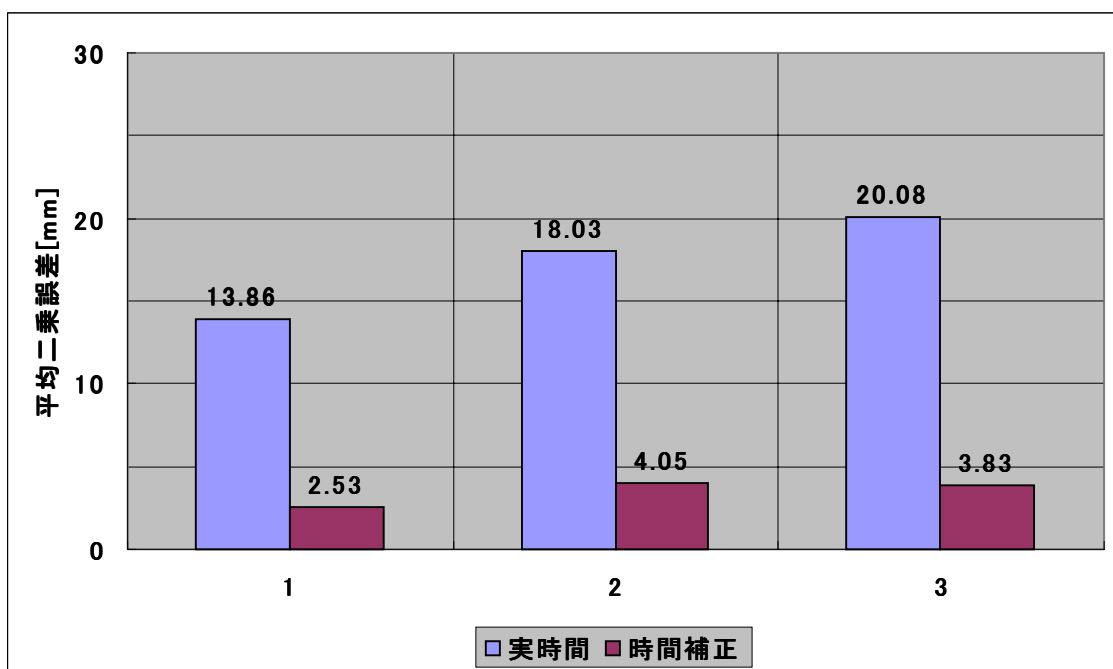


(d) 誤差 (時間補正)

図 6.7
重心座標 X
(片振幅 150mm・周期 2s)

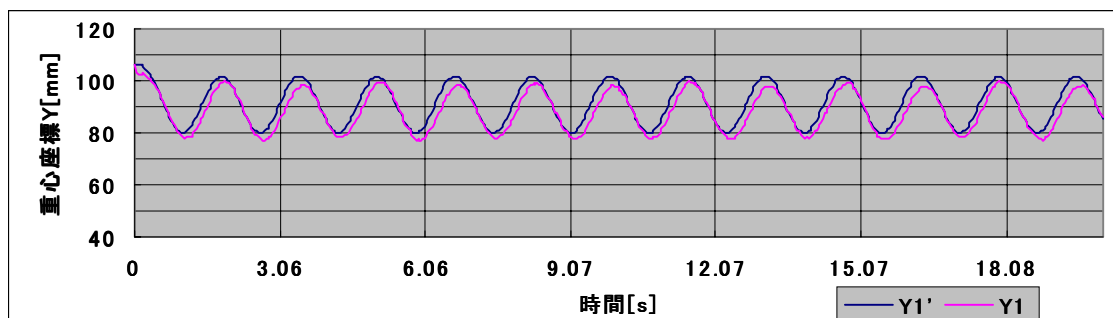


(a) 算術平均誤差の比較

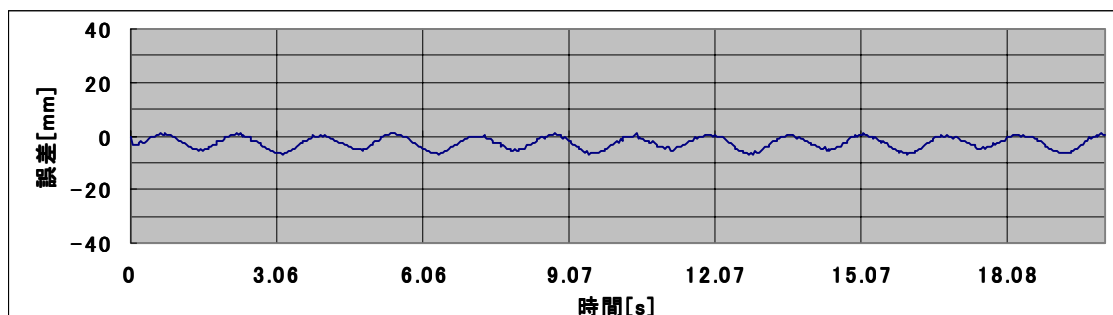


(b) 平均二乗誤差の比較

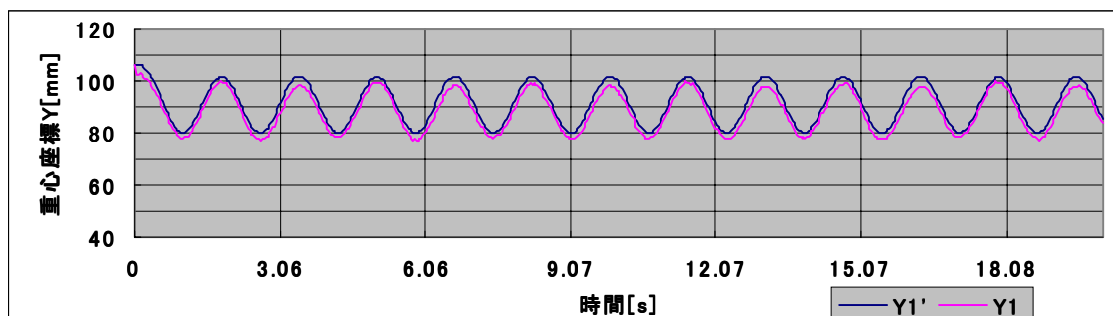
図 6.8 実験方法 2 (重心座標 x)



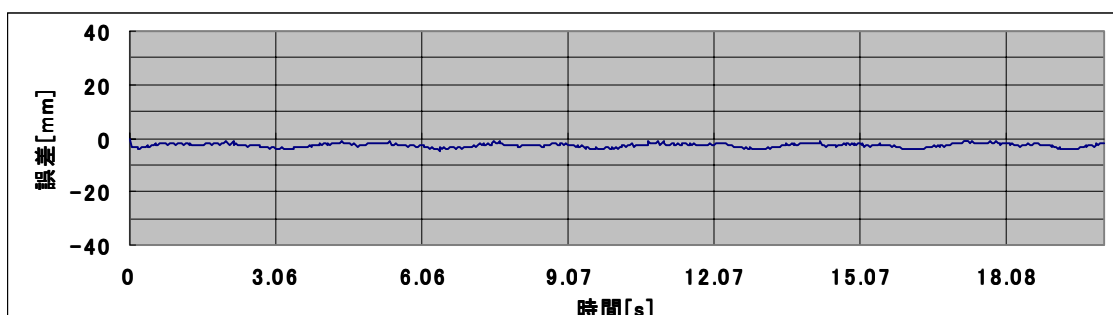
(a) 重心座標 Y_1 (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

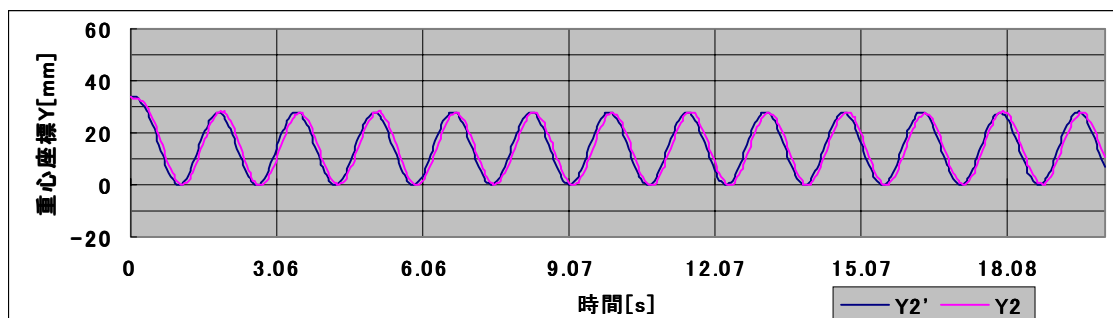


(c) 重心座標 Y_1 (時間補正)

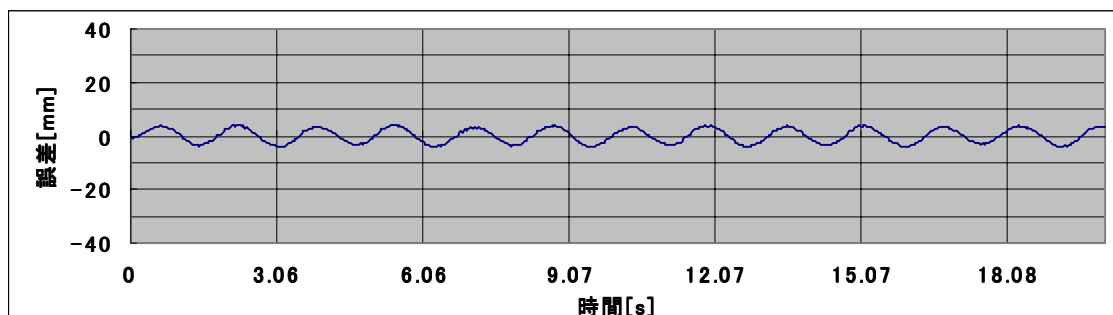


(d) 誤差 (時間補正)

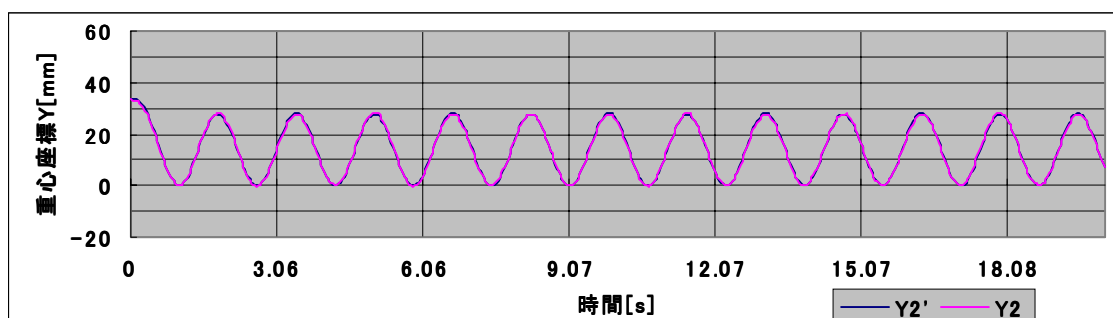
図 7.6
重心座標 Y
(速度 1・マーカ①)



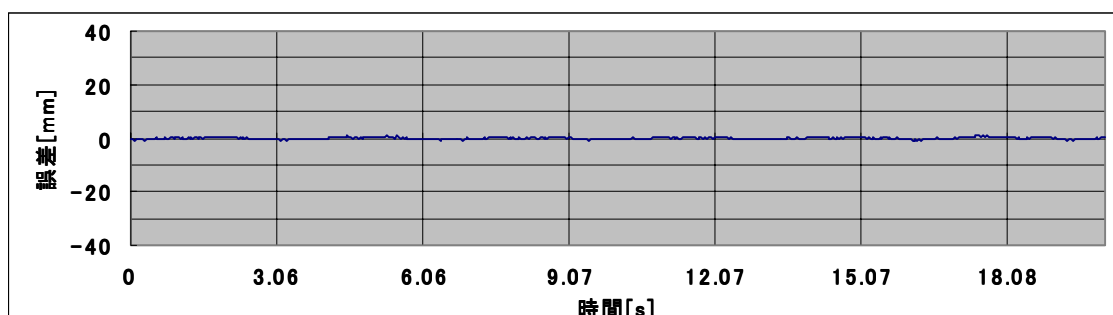
(a) 重心座標 Y_2 (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

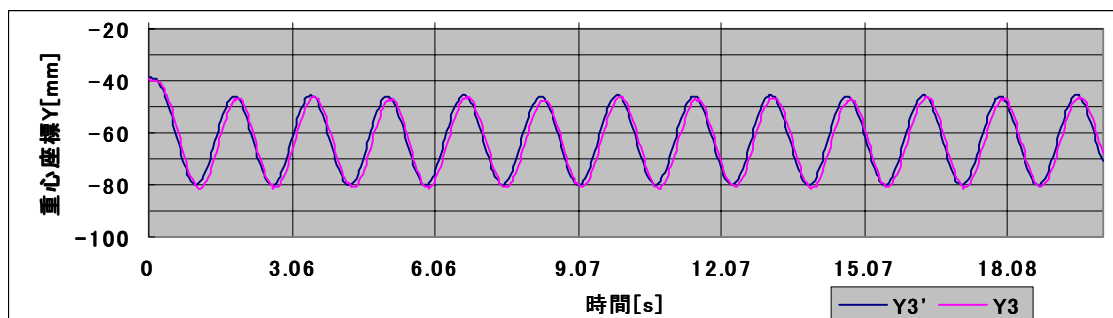


(c) 重心座標 Y_2 (時間補正)

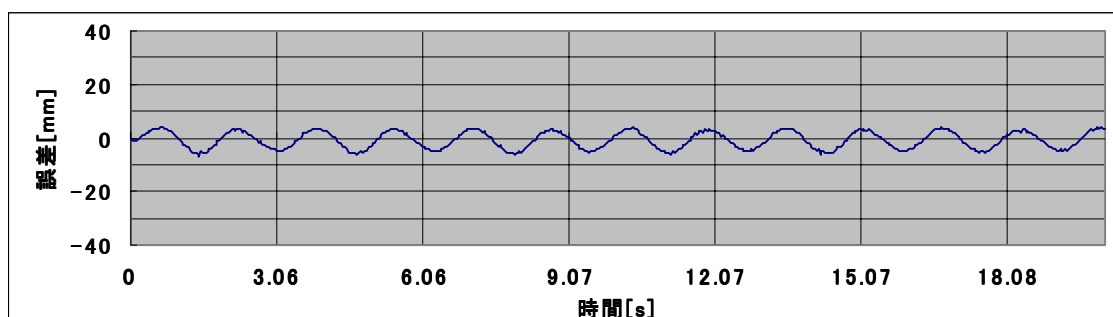


(d) 誤差 (時間補正)

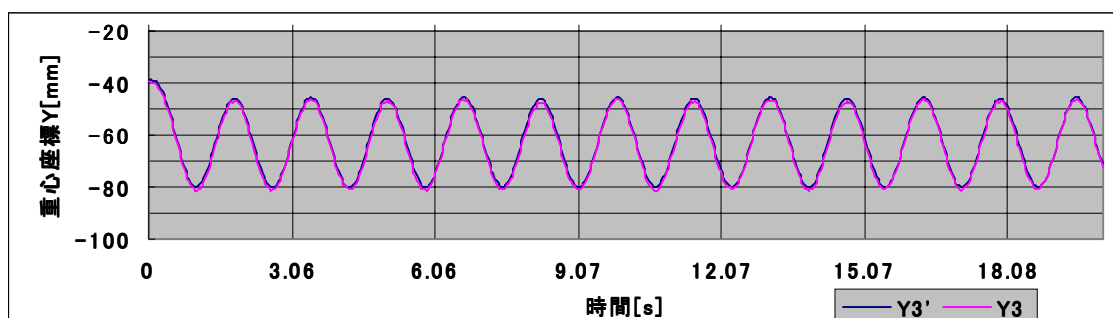
図 7.6
重心座標 Y
(速度 1・マーカ②)



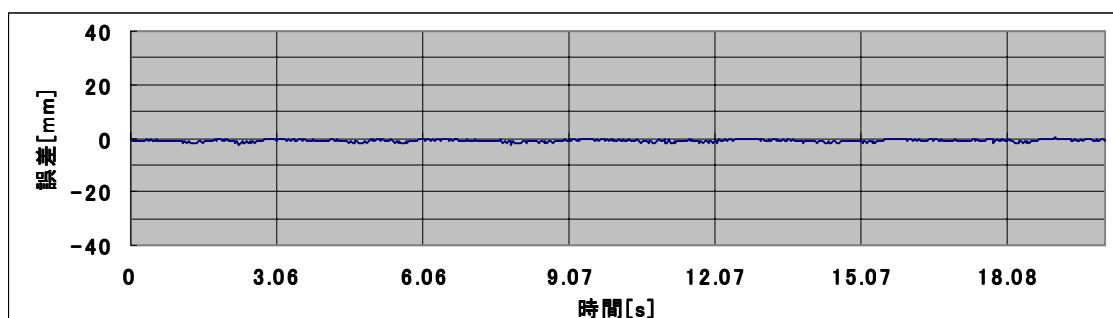
(a) 重心座標 Y_3 (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

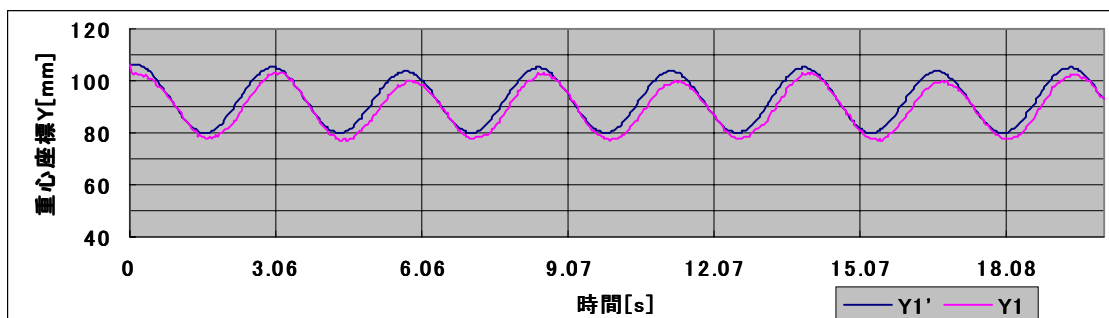


(c) 重心座標 Y_3 (時間補正)

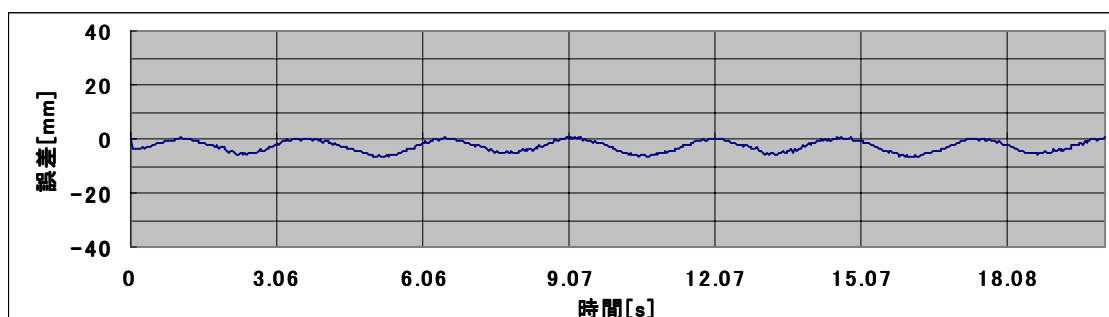


(d) 誤差 (時間補正)

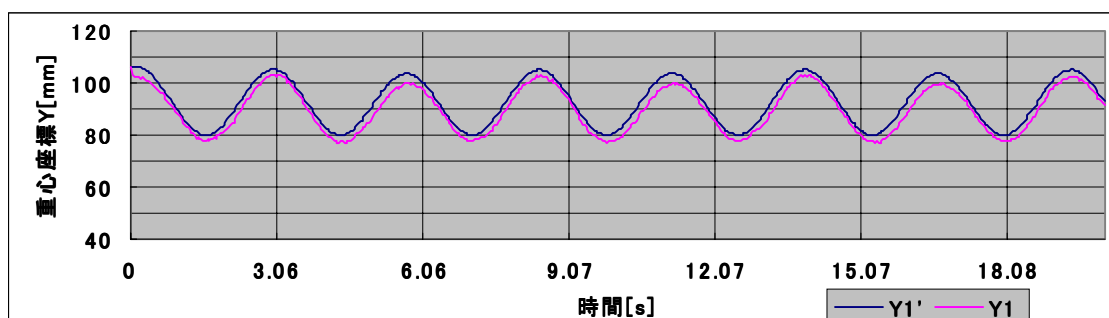
図 7.6
重心座標 Y
(速度 1・マーカ③)



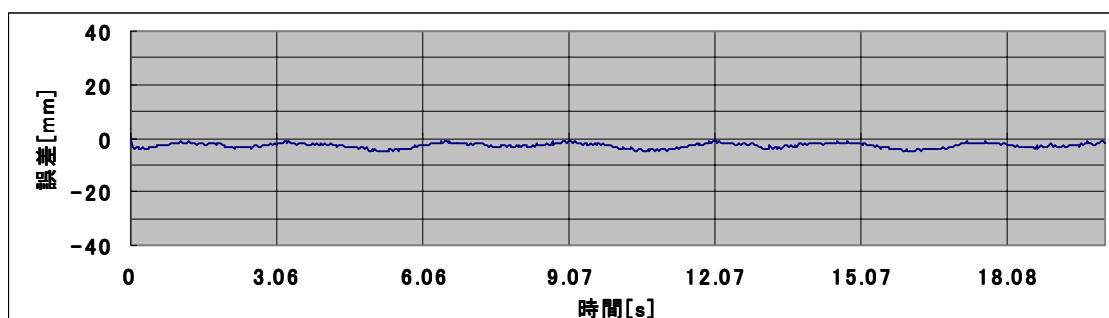
(a) 重心座標 Y_1 (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

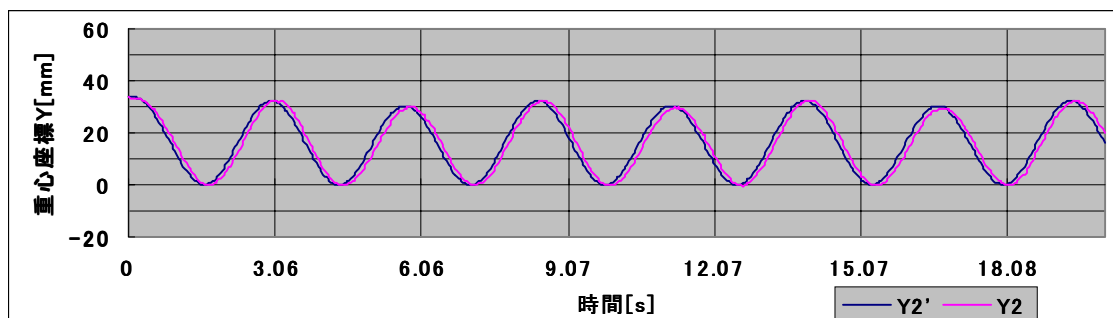


(c) 重心座標 Y_1 (時間補正)

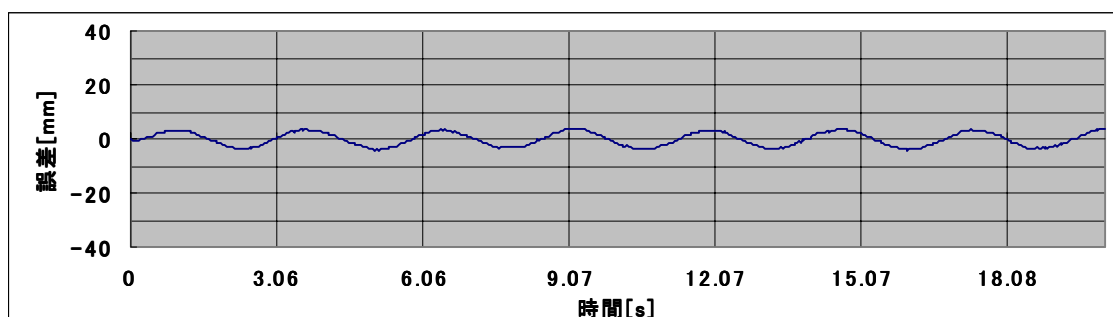


(d) 誤差 (時間補正)

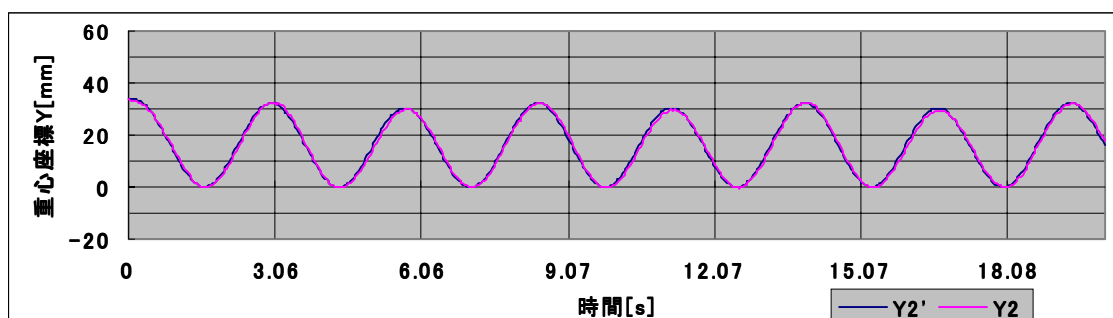
図 7.6
重心座標 Y
(速度 2・マーク①)



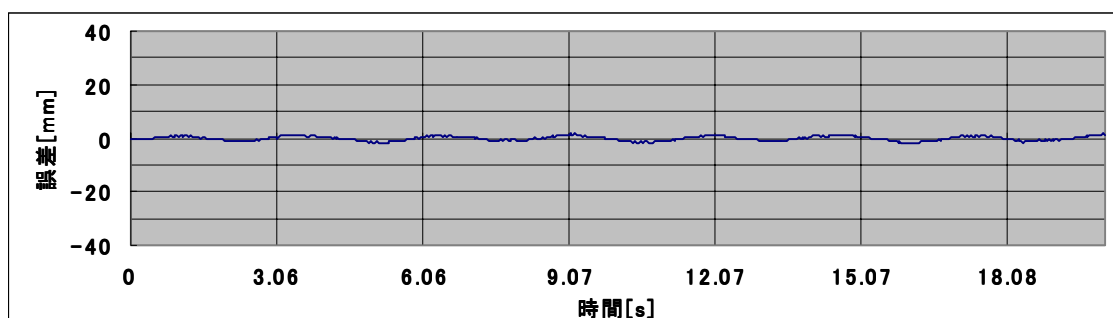
(a) 重心座標 Y_2 (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

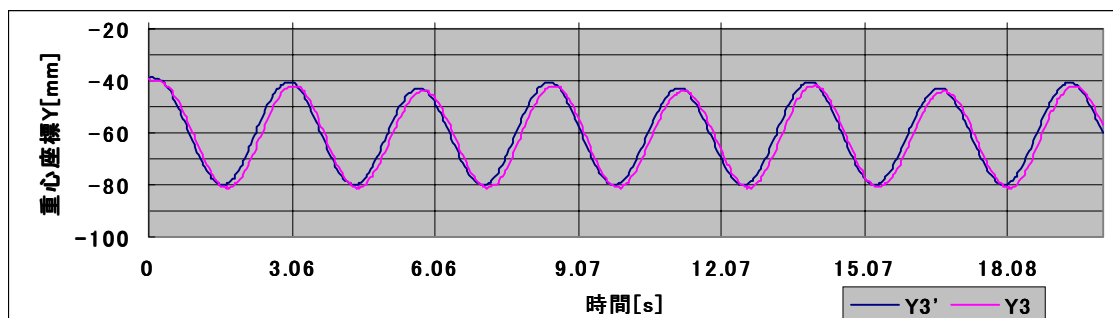


(c) 重心座標 Y_2 (時間補正)

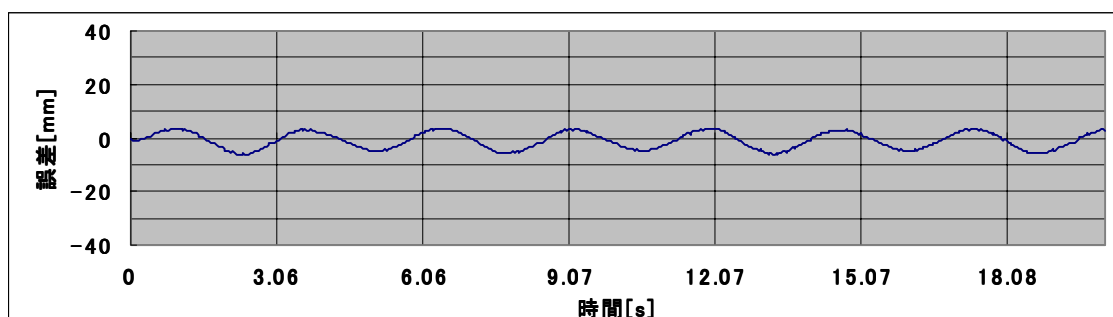


(d) 誤差 (時間補正)

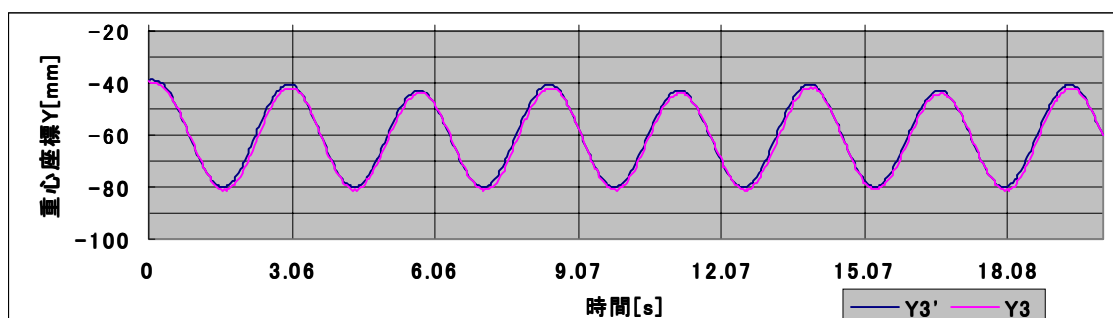
図 7.6
重心座標 Y
(速度 2 ・ マーカ②)



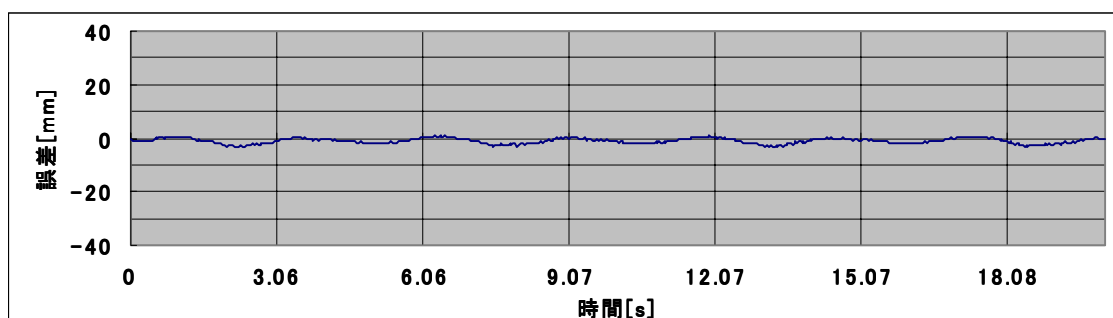
(a) 重心座標 Y_3 (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

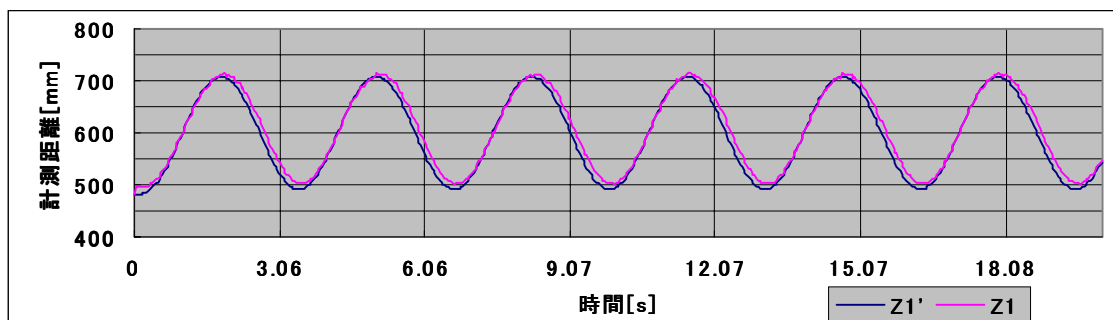


(c) 重心座標 Y_3 (時間補正)

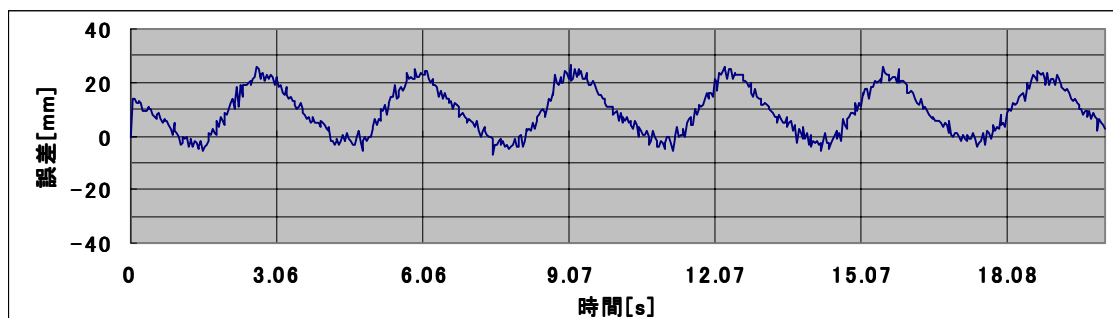


(d) 誤差 (時間補正)

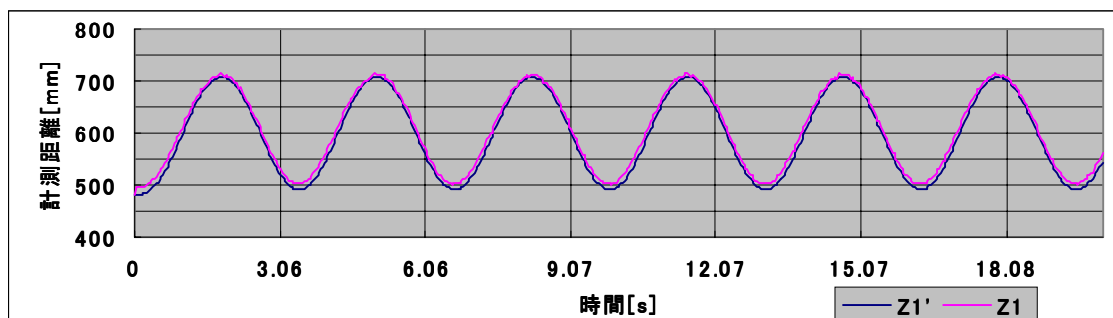
図 7.6
重心座標 Y
(速度 2・マーカ③)



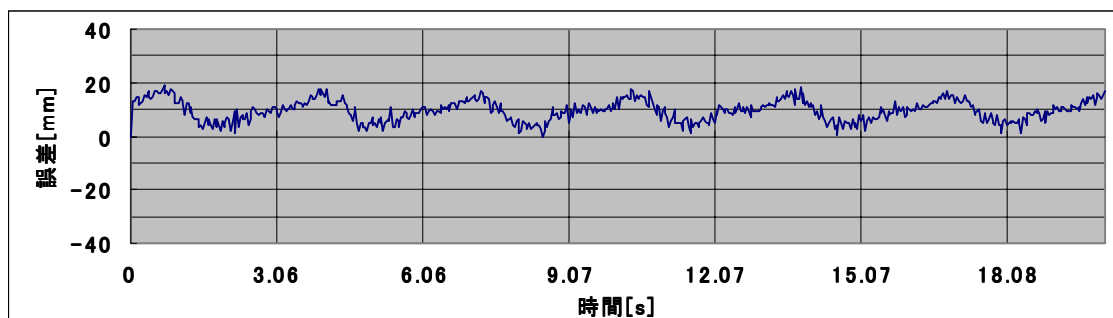
(a) 計測距離 Z_1 (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

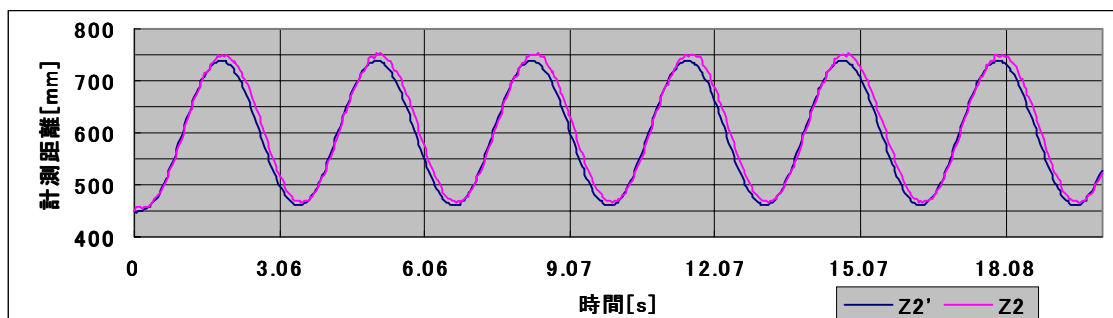


(c) 計測距離 Z_1 (時間補正)

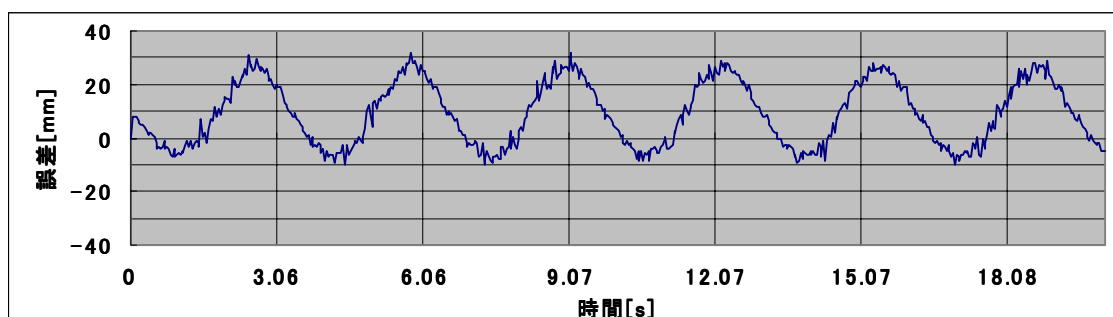


(d) 誤差 (時間補正)

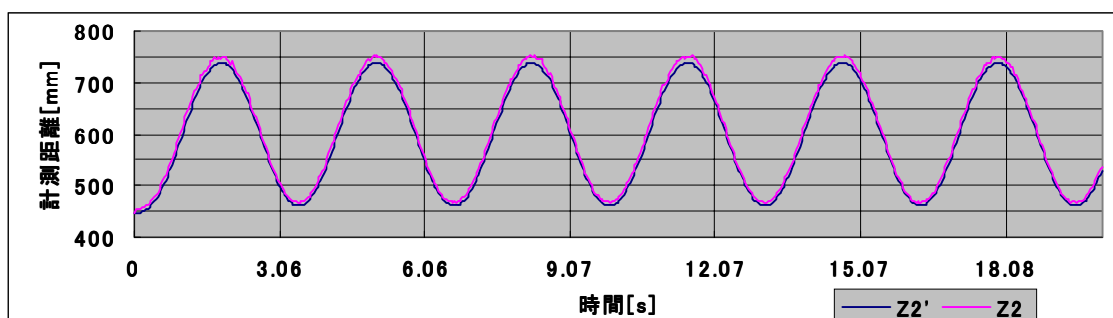
図 7.7
計測距離 Z
(速度 1・マーカ①)



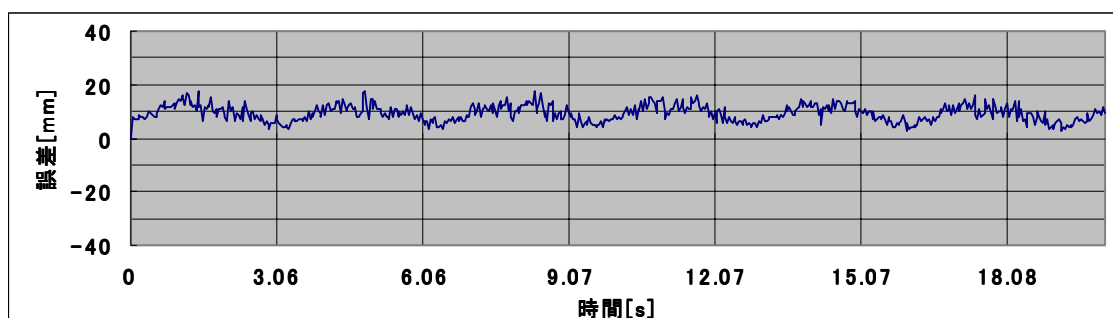
(a) 計測距離 Z_2 (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

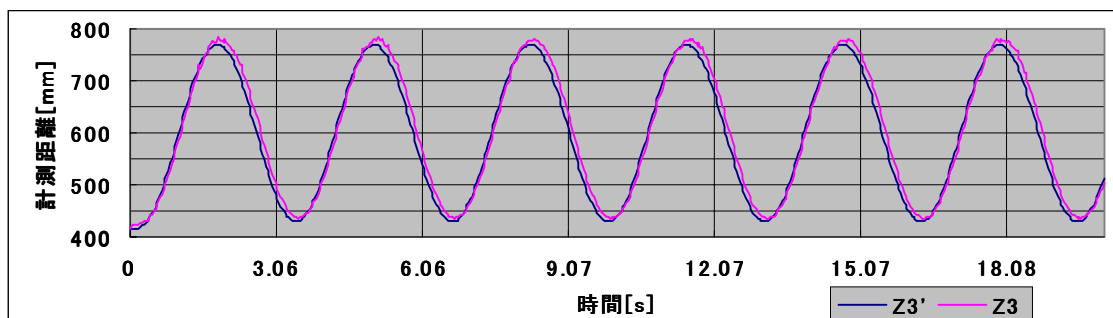


(c) 計測距離 Z_2 (時間補正)

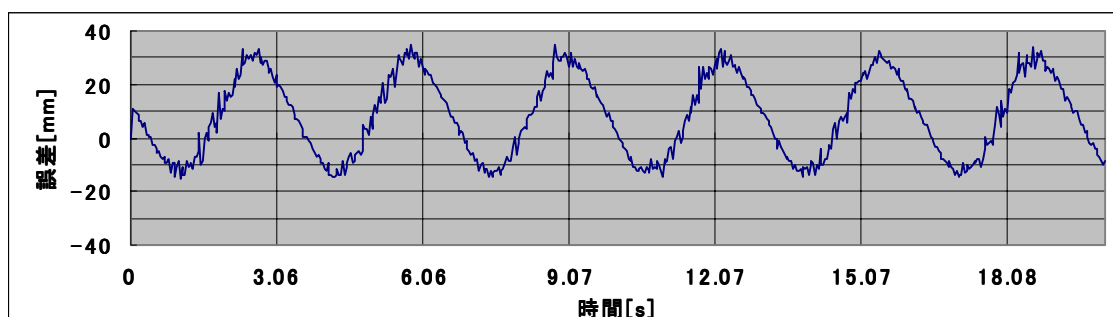


(d) 誤差 (時間補正)

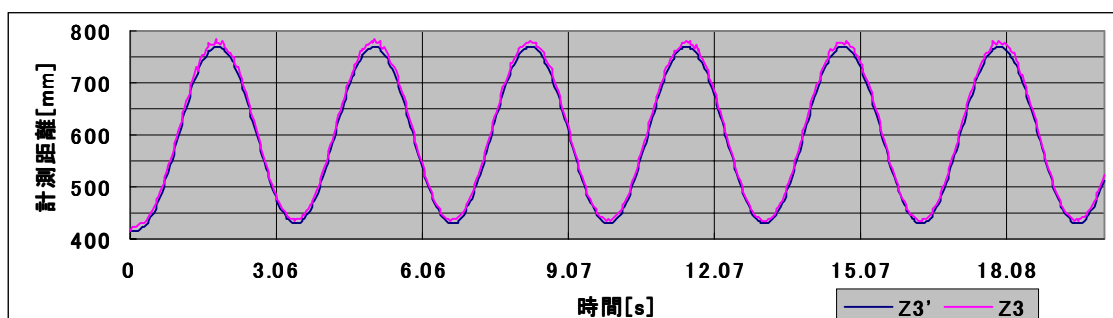
図 7.7
計測距離 Z
(速度 1・マーカ②)



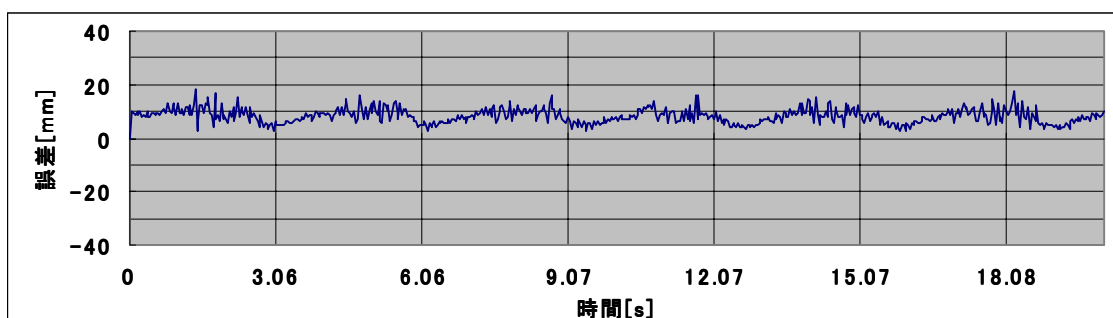
(a) 計測距離 Z_3 (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

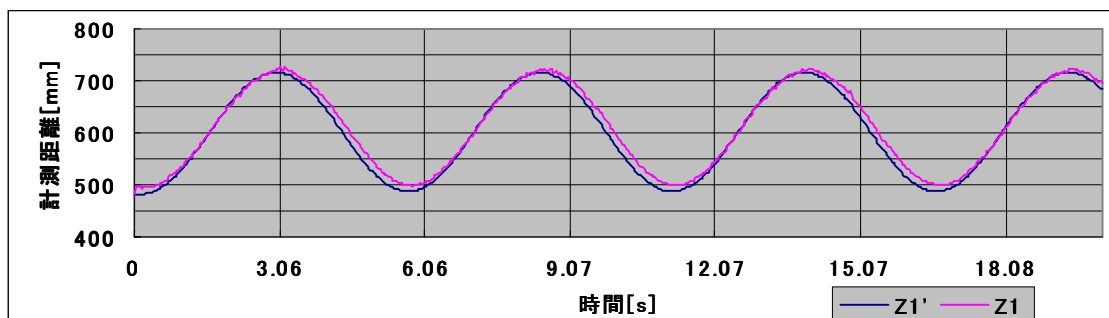


(c) 計測距離 Z_3 (時間補正)

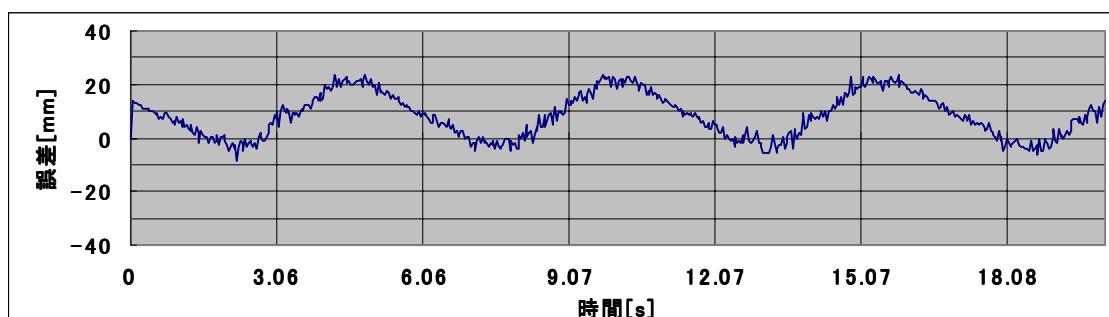


(d) 誤差 (時間補正)

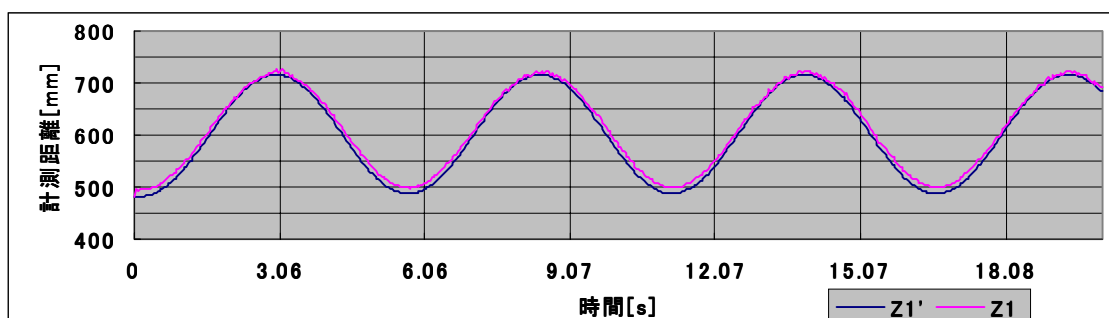
図 7.7
計測距離 Z
(速度 1・マーク③)



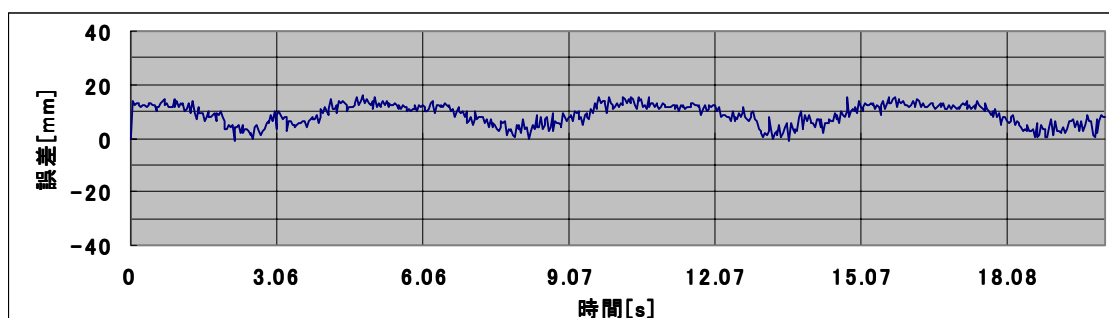
(a) 計測距離 Z_1 (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

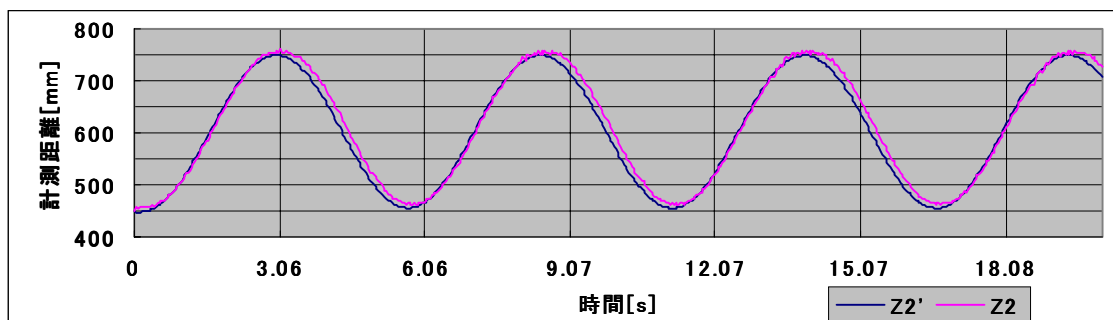


(c) 計測距離 Z_1 (時間補正)

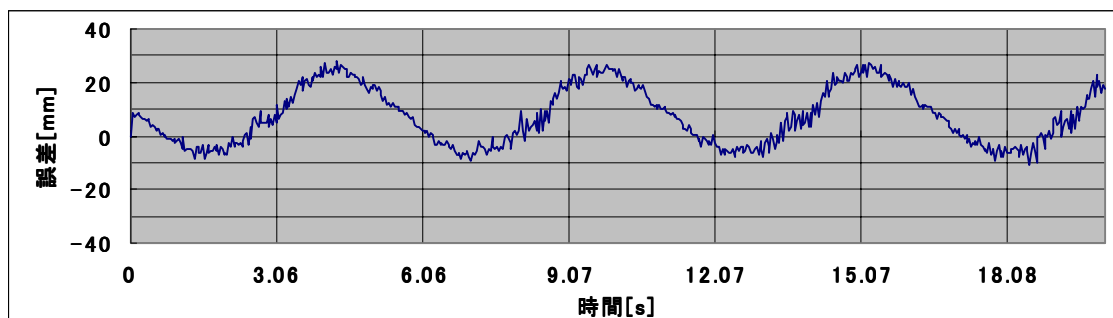


(d) 誤差 (時間補正)

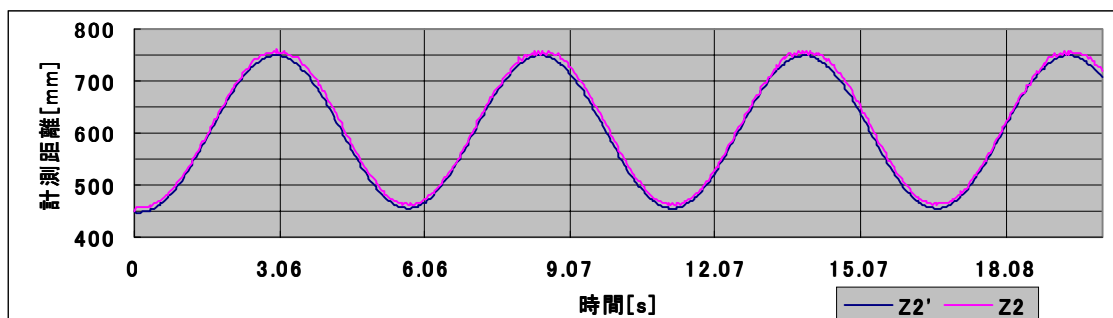
図 7.7
計測距離 Z
(速度 2 ・ マーカ①)



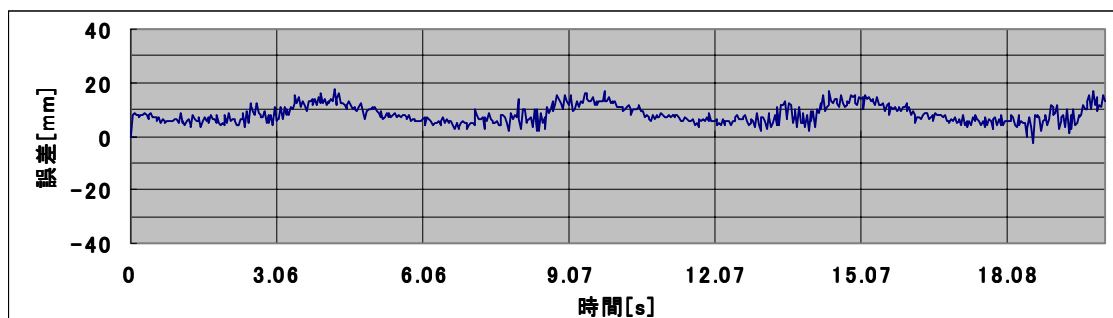
(a) 計測距離 Z_2 (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

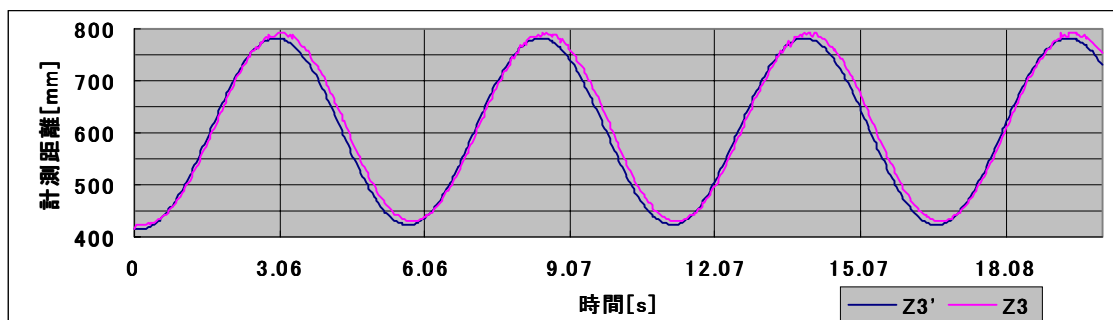


(c) 計測距離 Z_2 (時間補正)

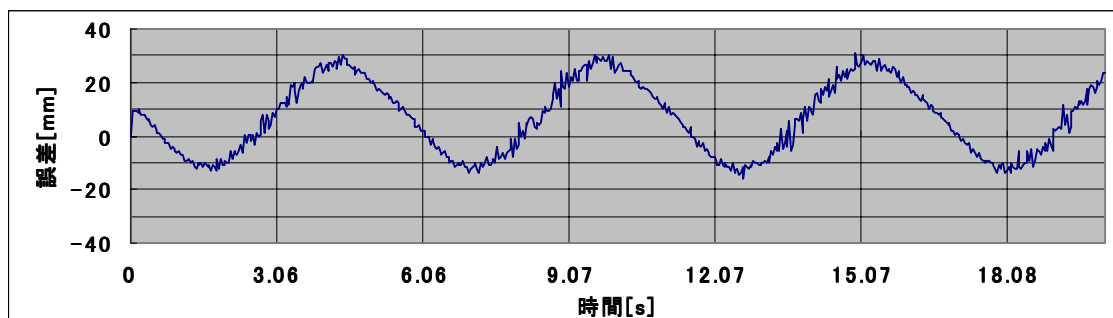


(d) 誤差 (時間補正)

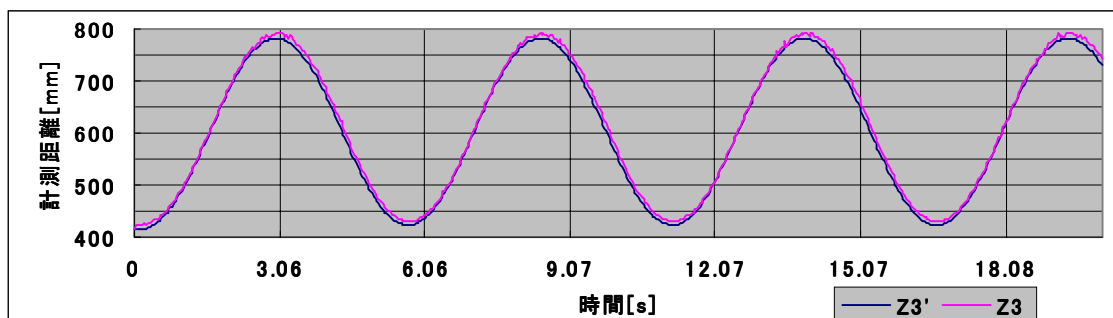
図 7.7
計測距離 Z
(速度 2・マーカ②)



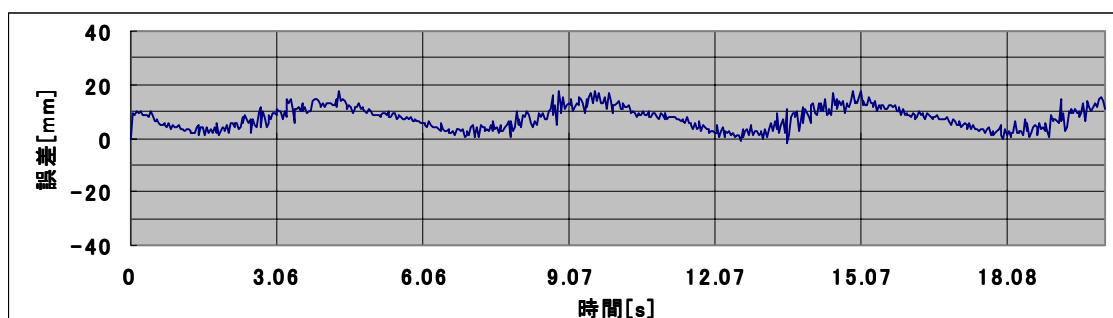
(a) 計測距離 Z_3 (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

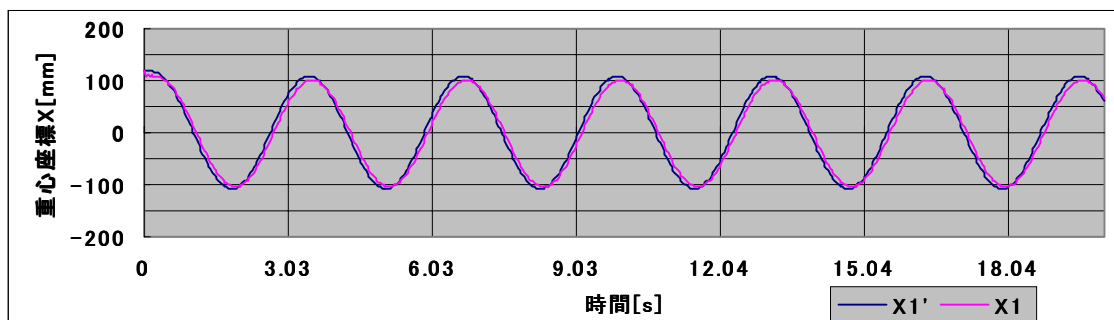


(c) 計測距離 Z_3 (時間補正)

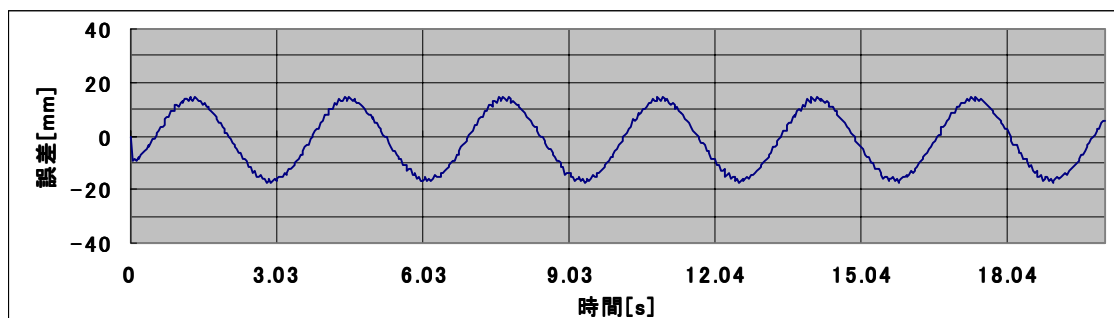


(d) 誤差 (時間補正)

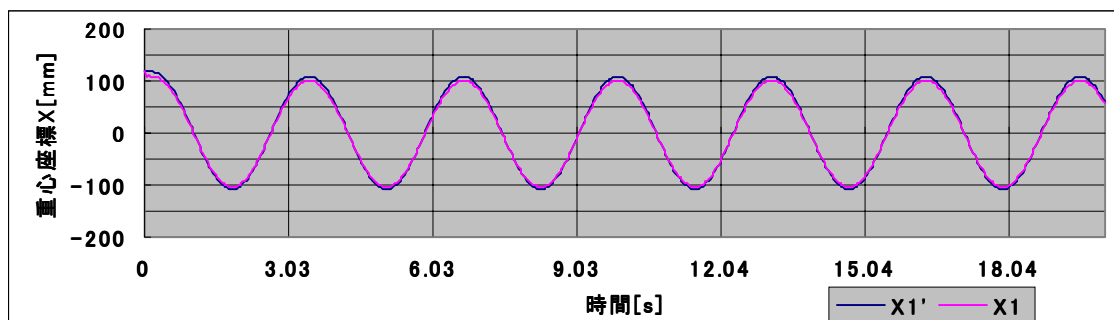
図 7.7
計測距離 Z
(速度 2・マーク③)



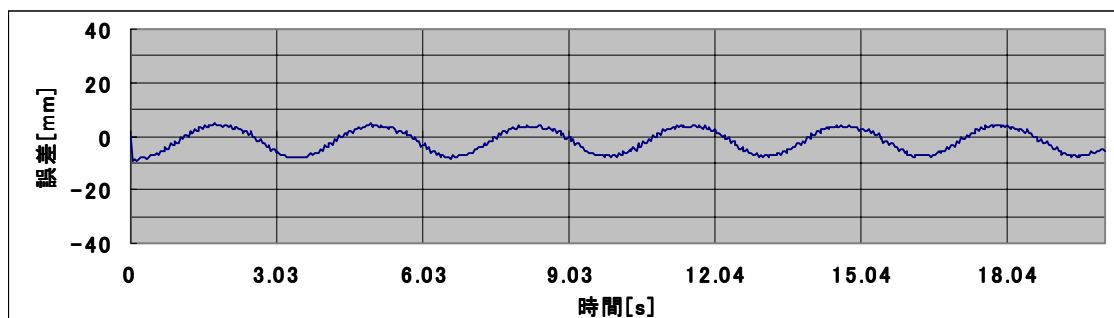
(a) 重心座標 X_1 (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

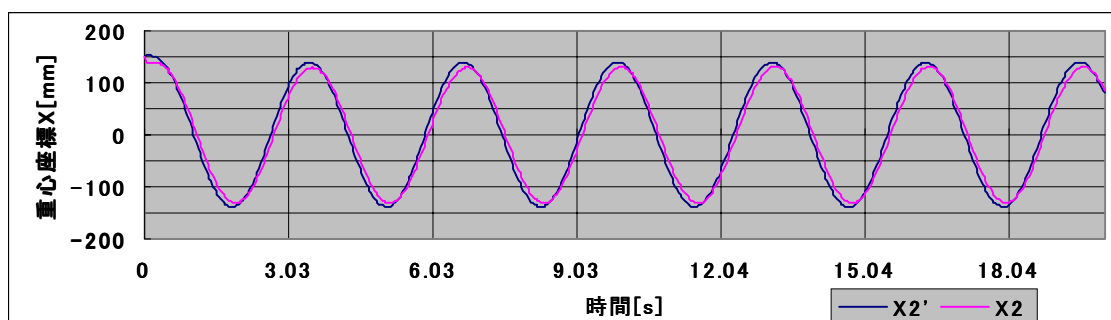


(c) 重心座標 X_1 (時間補正)

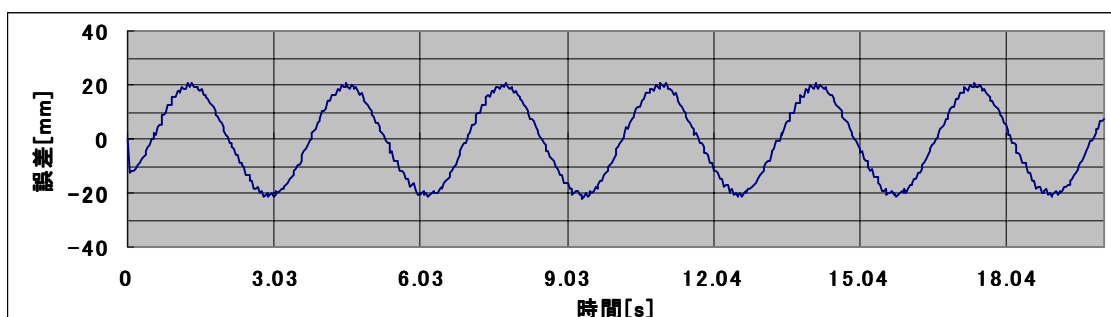


(d) 誤差 (時間補正)

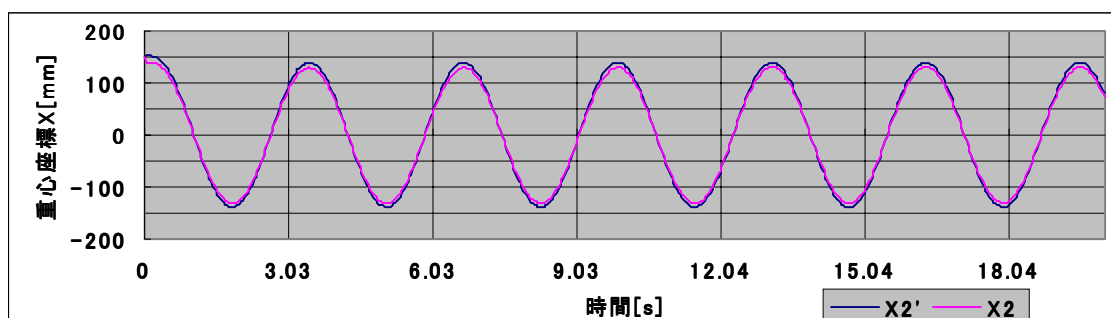
図 7.11
重心座標 X
(速度 1・マーカ①)



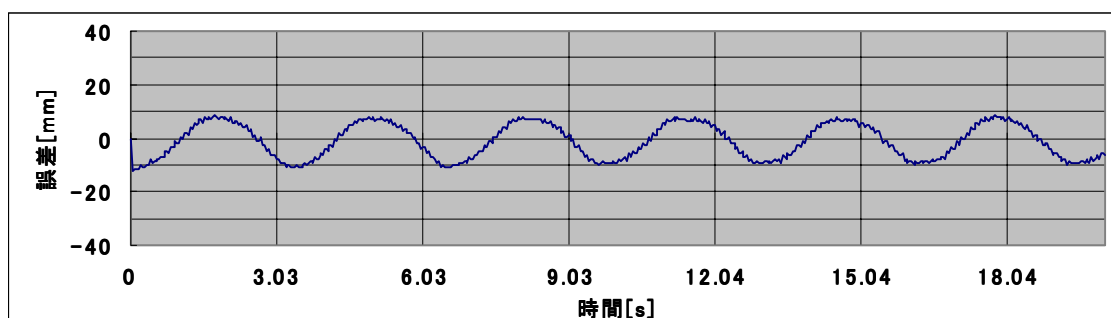
(a) 重心座標 X_2 (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

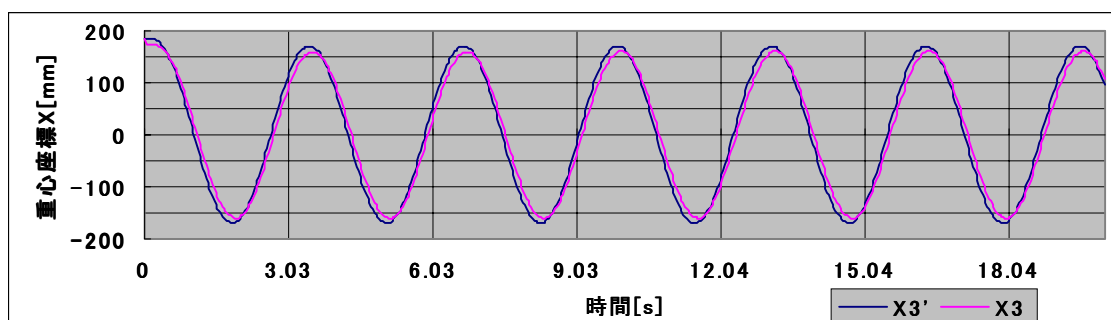


(c) 重心座標 X_2 (時間補正)

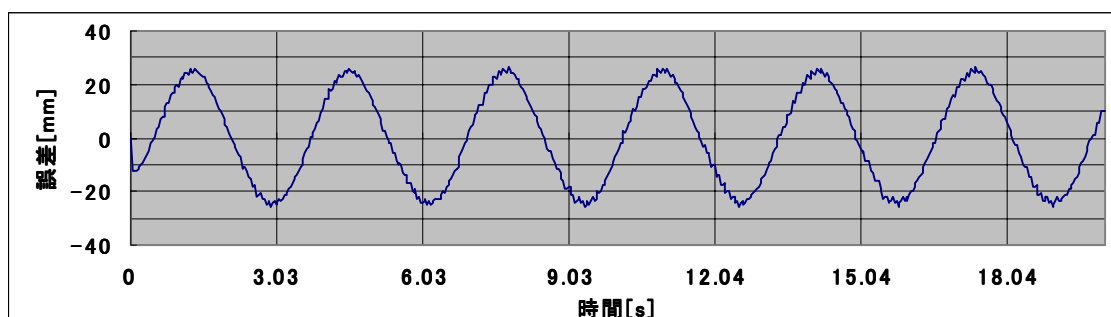


(d) 誤差 (時間補正)

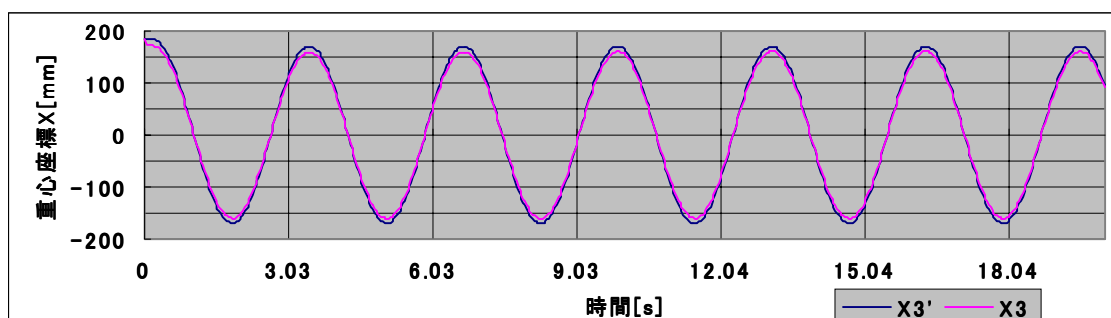
図 7.11
重心座標 X
(速度 1・マーカ②)



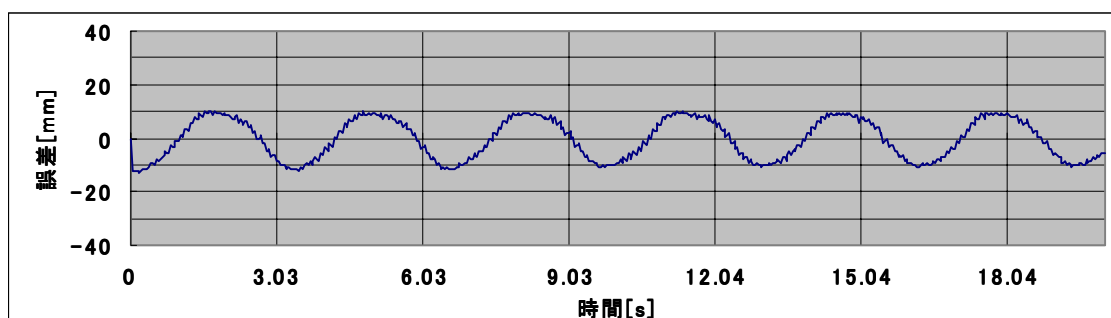
(a) 重心座標 X_3 (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

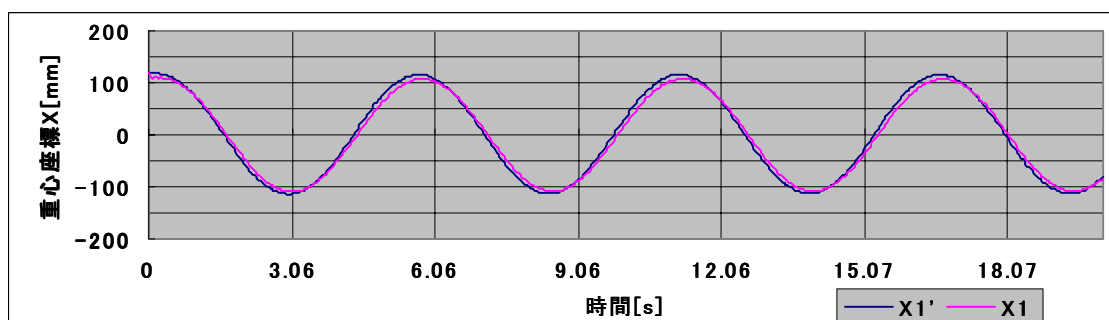


(c) 重心座標 X_3 (時間補正)

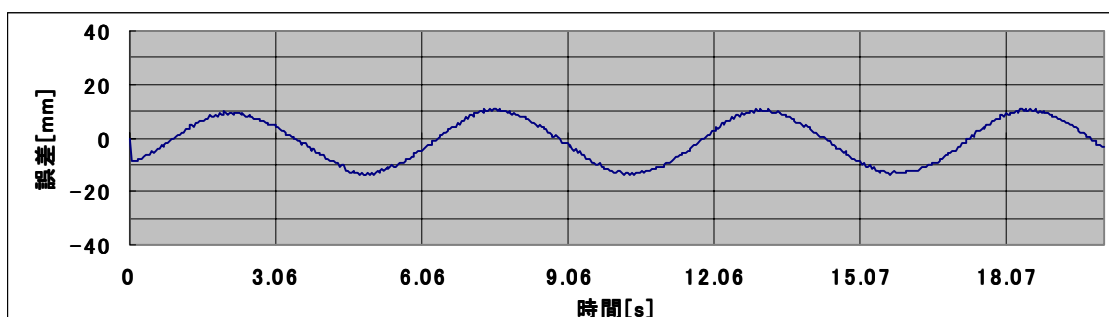


(d) 誤差 (時間補正)

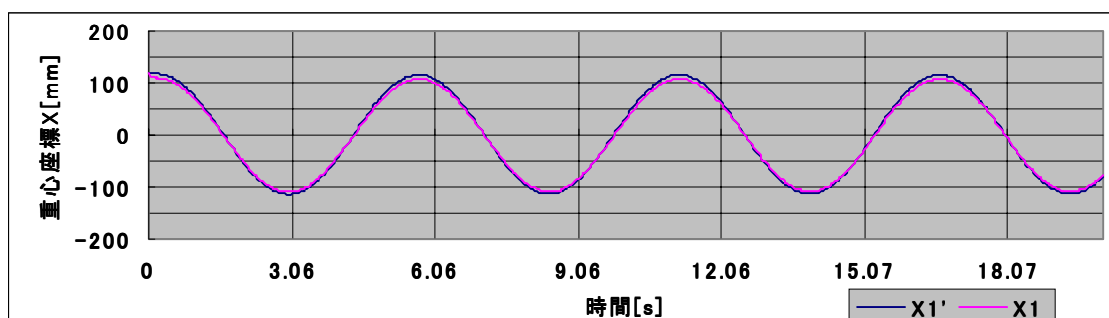
図 7.11
重心座標 X
(速度 1・マーカ③)



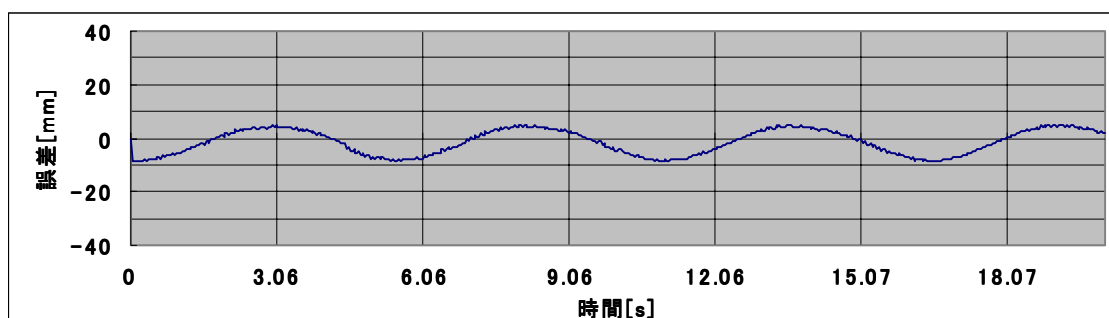
(a) 重心座標 X_1 (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

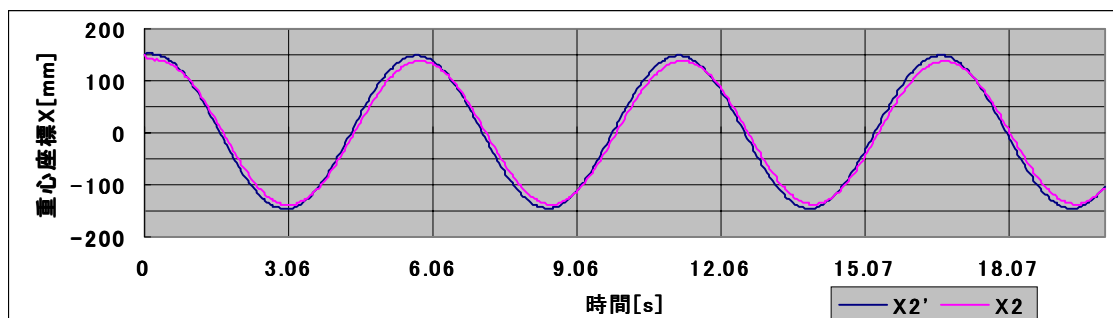


(c) 重心座標 X_1 (時間補正)

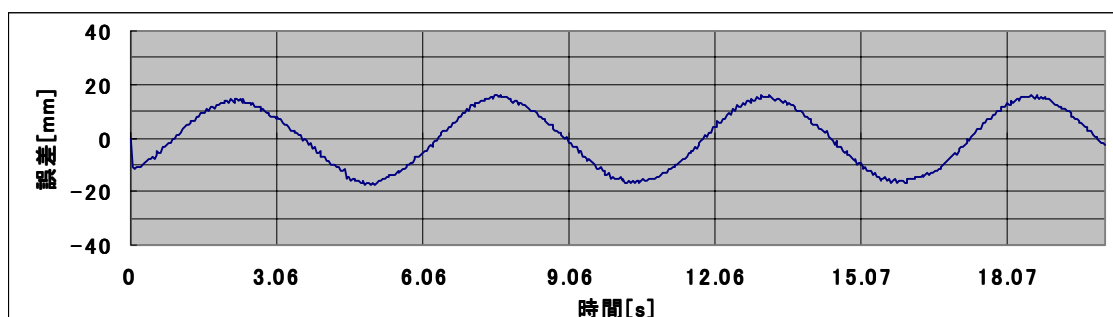


(d) 誤差 (時間補正)

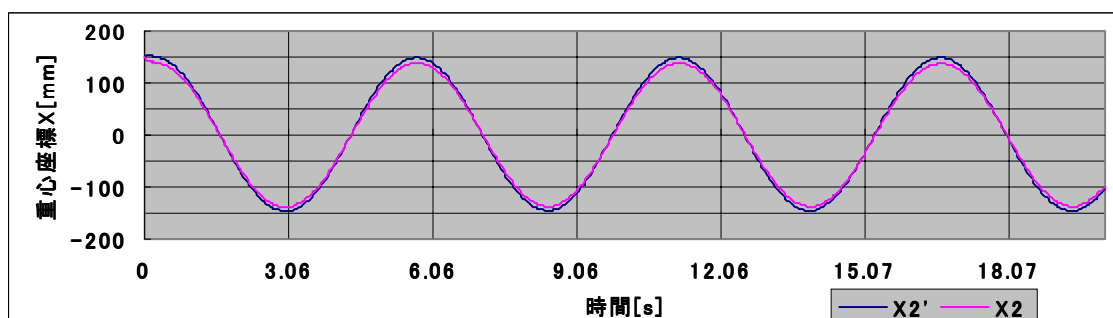
図 7.11
重心座標 X
(速度 2・マーカ①)



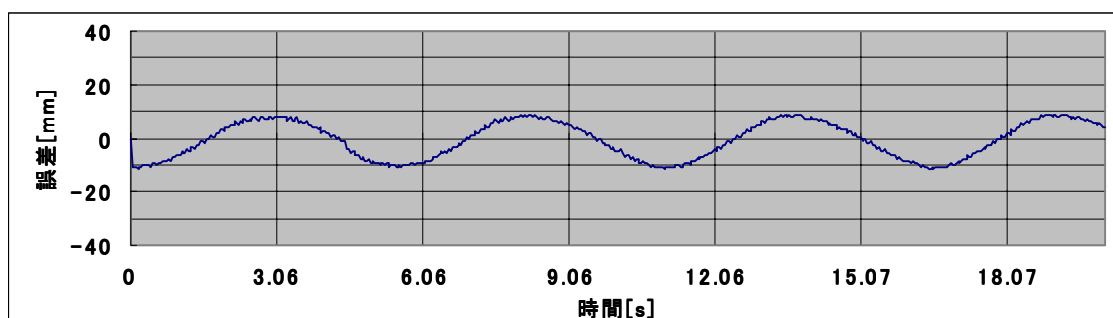
(a) 重心座標 X_2 (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

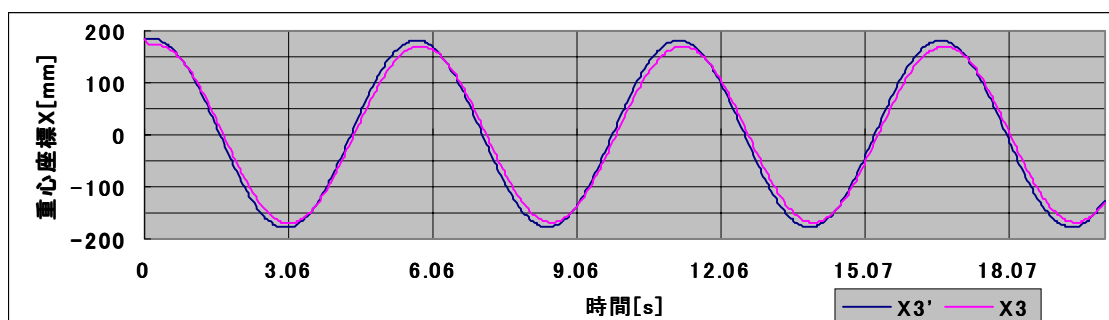


(c) 重心座標 X_2 (時間補正)

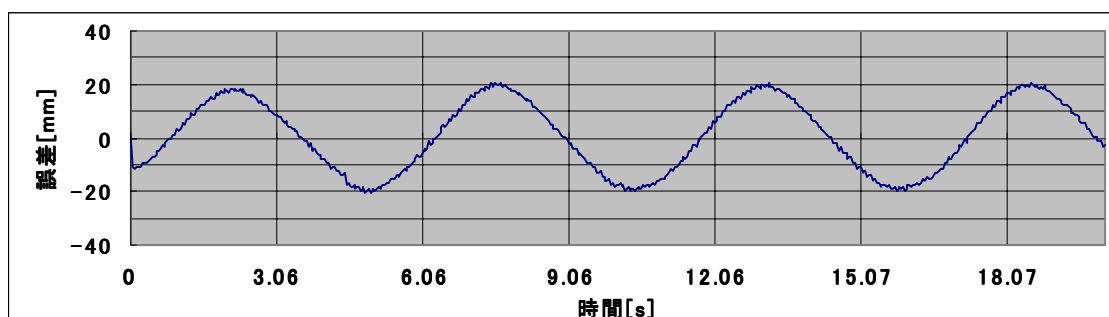


(d) 誤差 (時間補正)

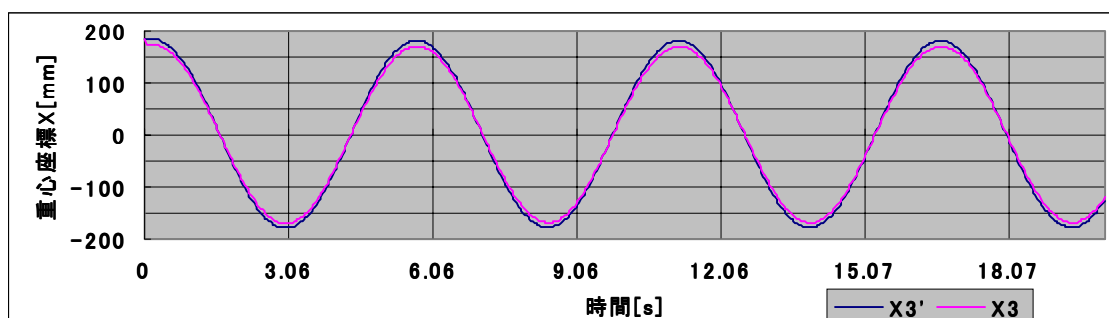
図 7.11
重心座標 X
(速度 2・マーカ②)



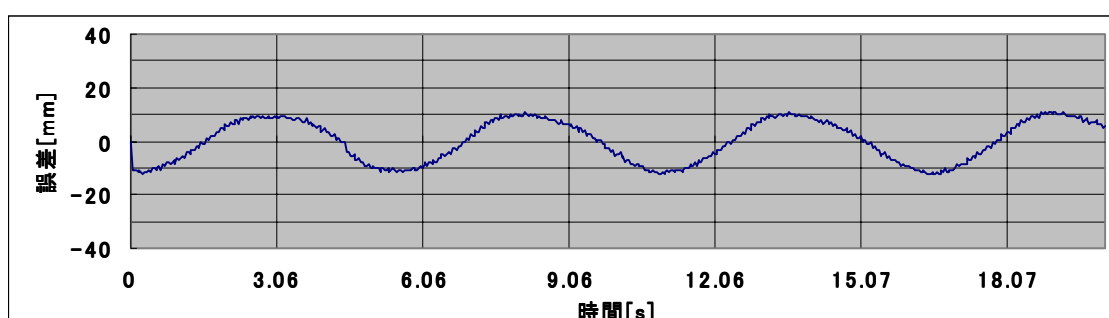
(a) 重心座標 X_3 (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

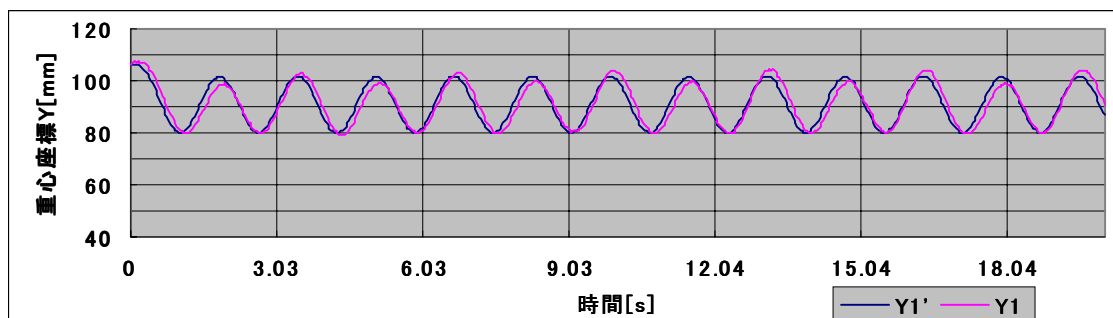


(c) 重心座標 X_3 (時間補正)

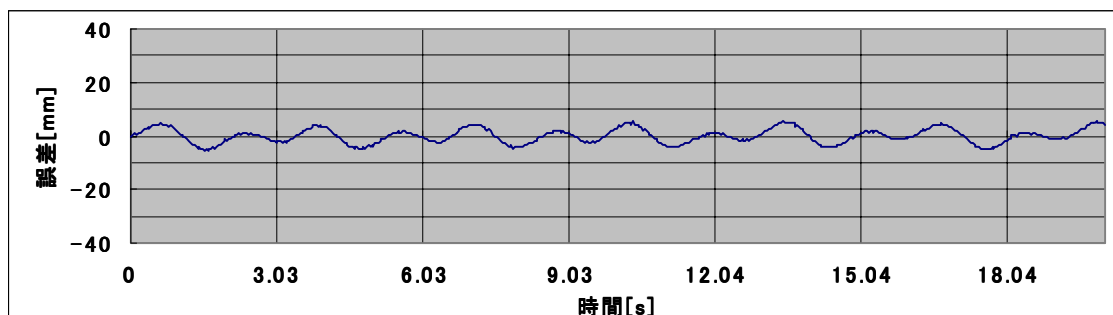


(d) 誤差 (時間補正)

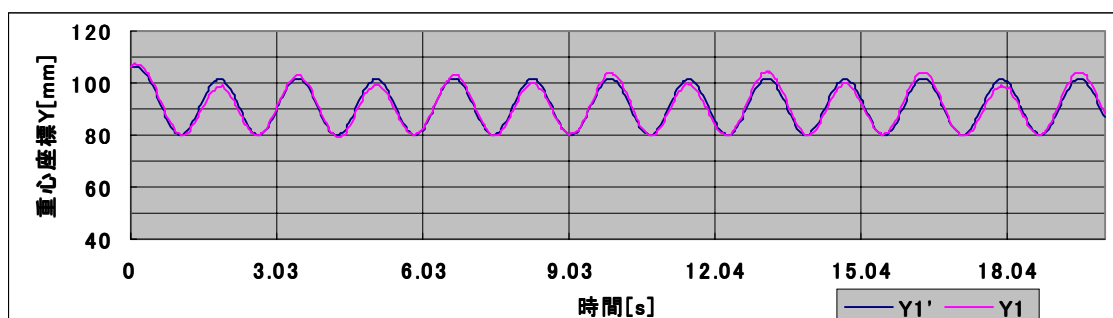
図 7.11
重心座標 X
(速度 2・マーカ③)



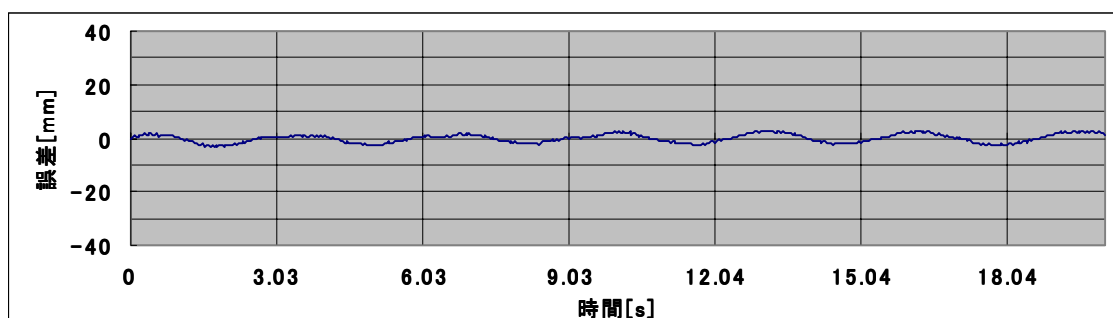
(a) 重心座標 Y_1 (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

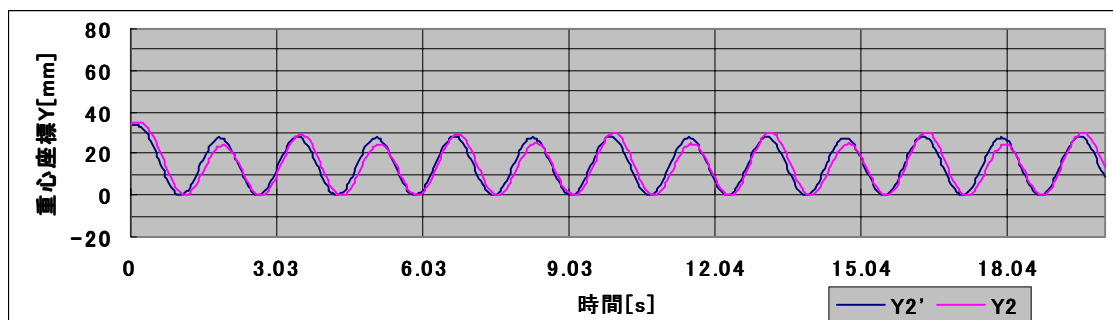


(c) 重心座標 Y_1 (時間補正)

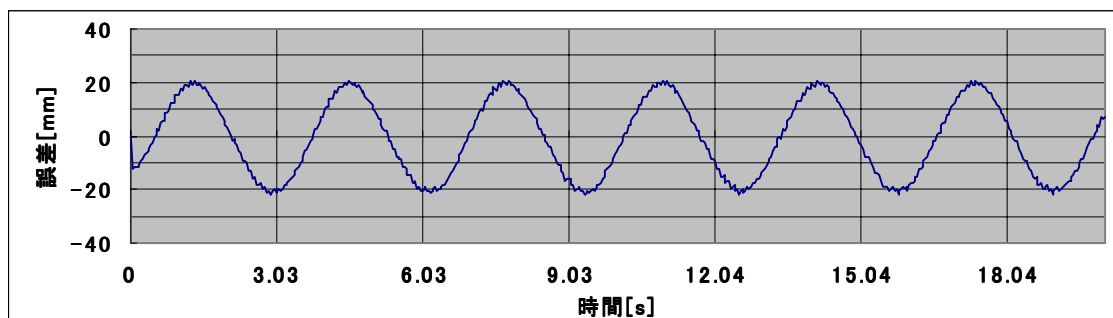


(d) 誤差 (時間補正)

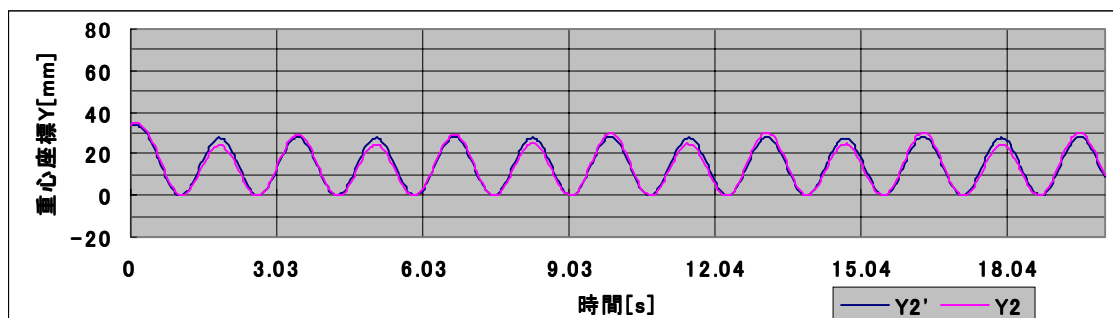
図 7.12
重心座標 Y
(速度 1・マーカ①)



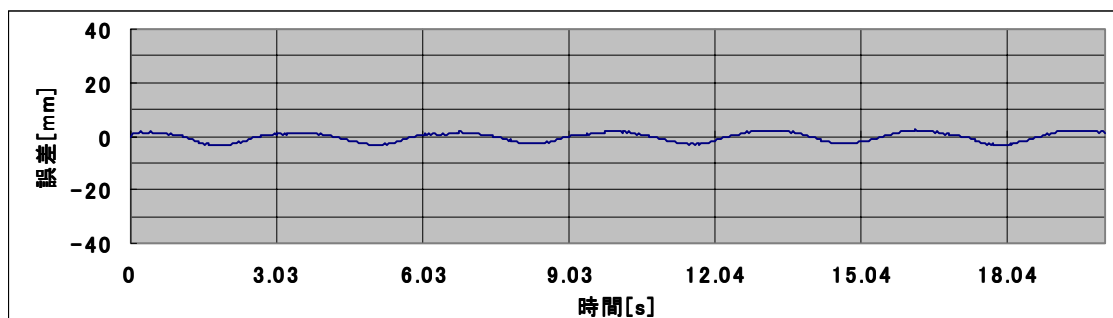
(a) 重心座標 Y_2 (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

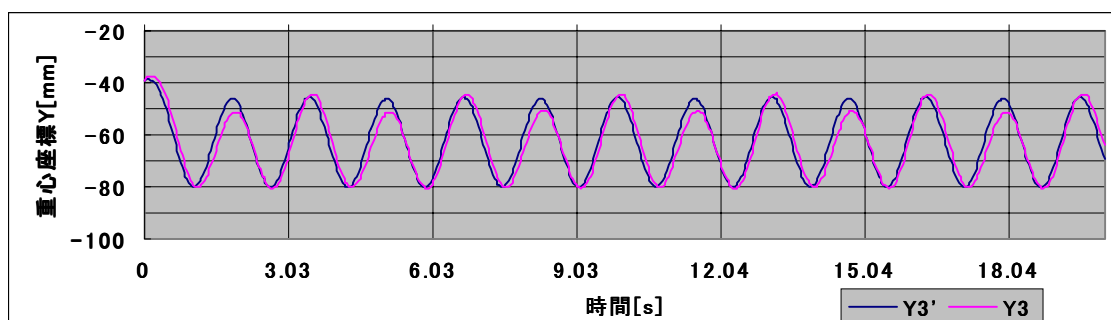


(c) 重心座標 Y_2 (時間補正)

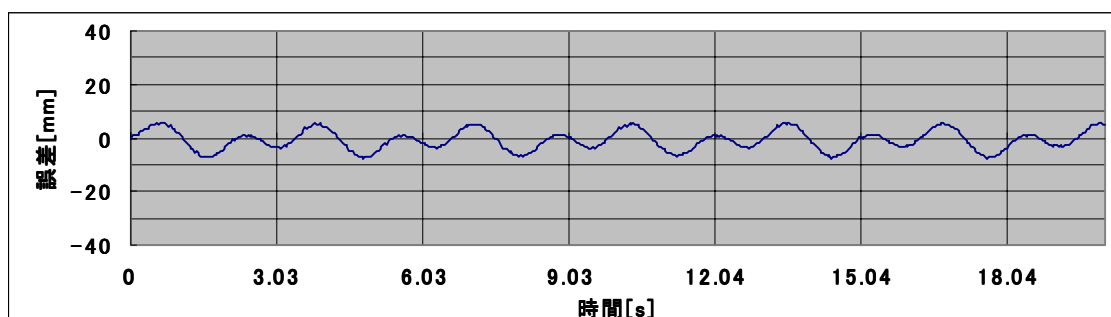


(d) 誤差 (時間補正)

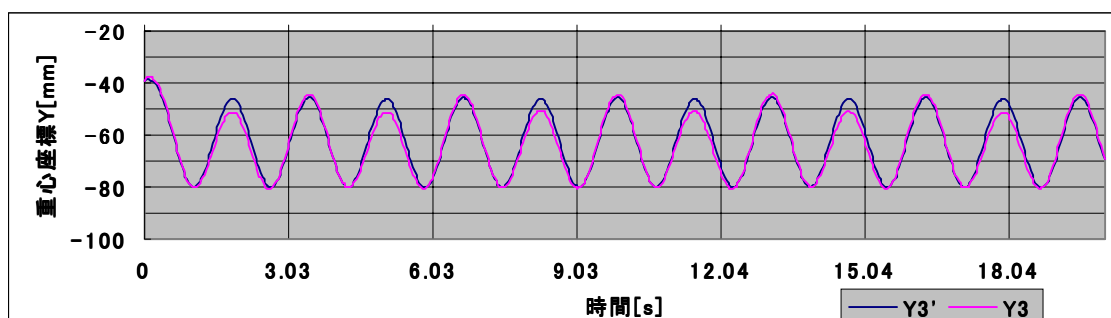
図 7.12
重心座標 Y
(速度 1・マーカ②)



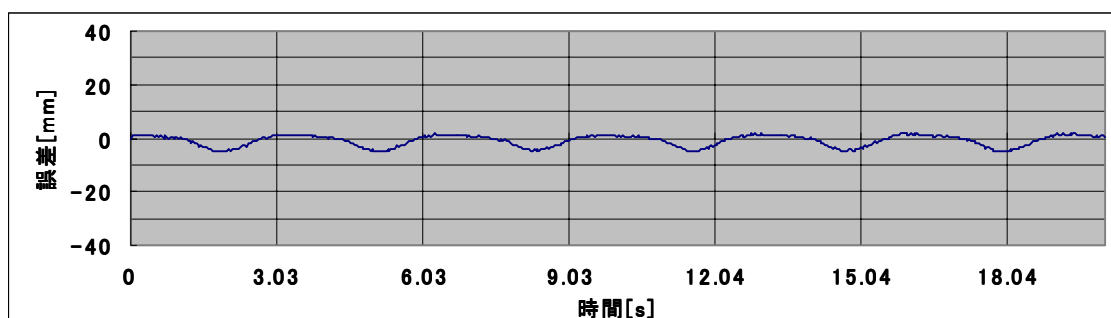
(a) 重心座標 Y_3 (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

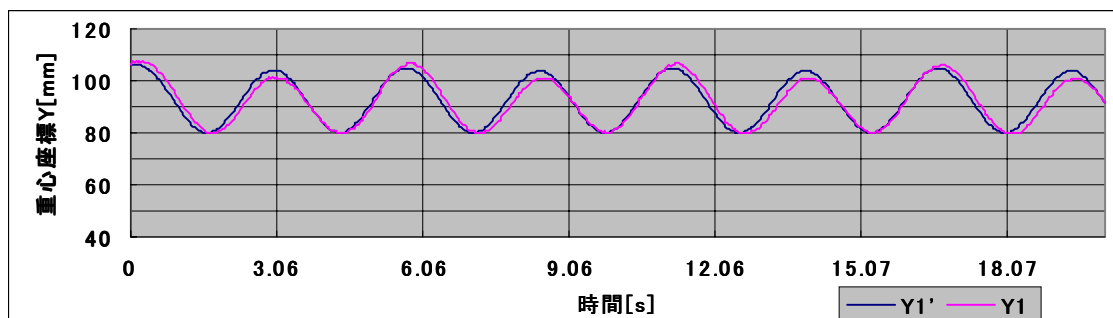


(c) 重心座標 Y_3 (時間補正)

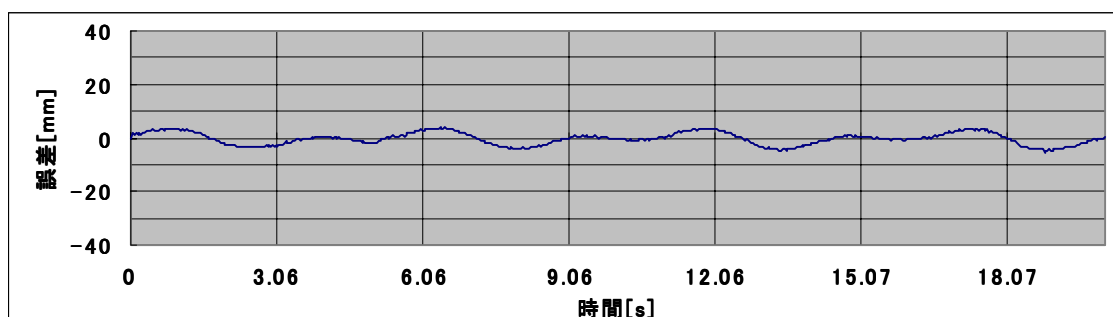


(d) 誤差 (時間補正)

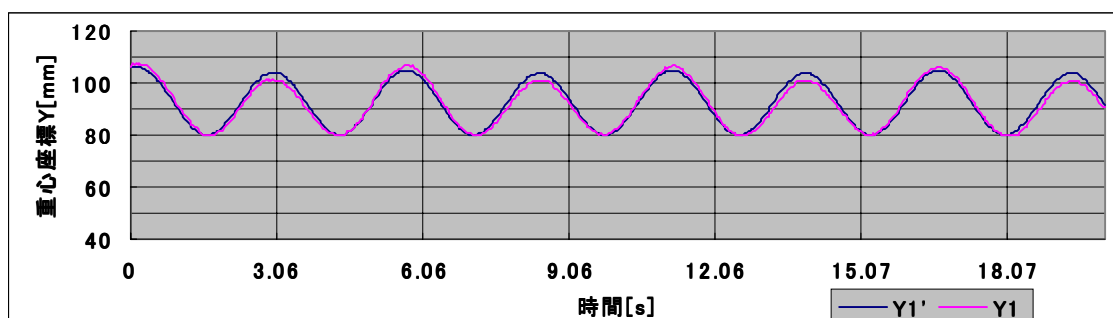
図 7.12
重心座標 Y
(速度 1・マーカ③)



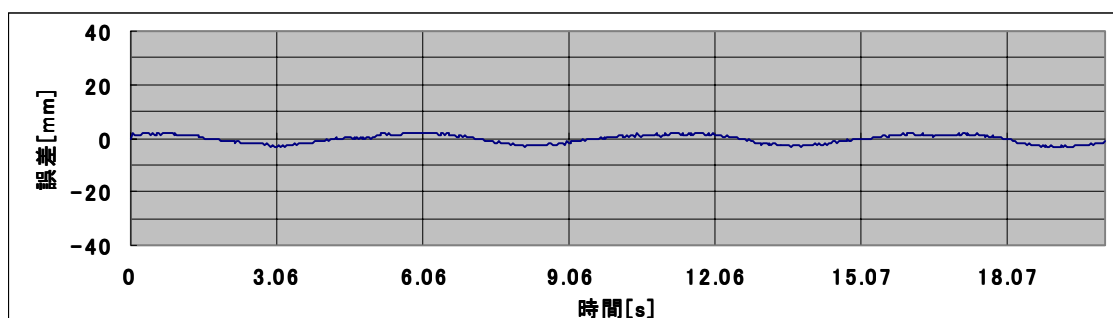
(a) 重心座標 Y_1 (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

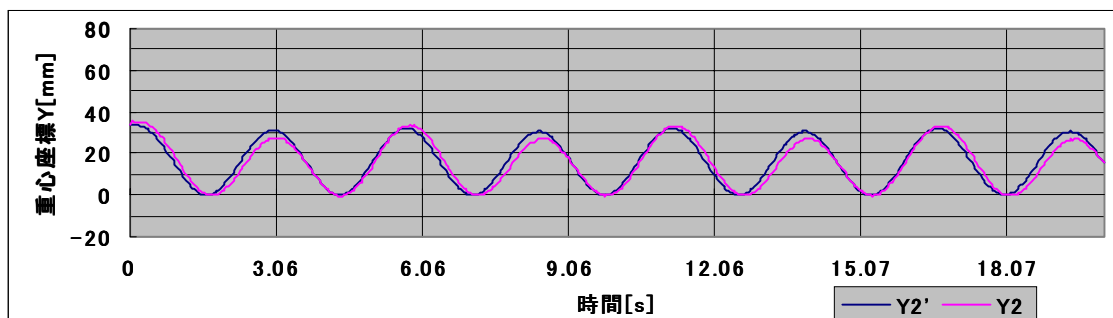


(c) 重心座標 Y_1 (時間補正)

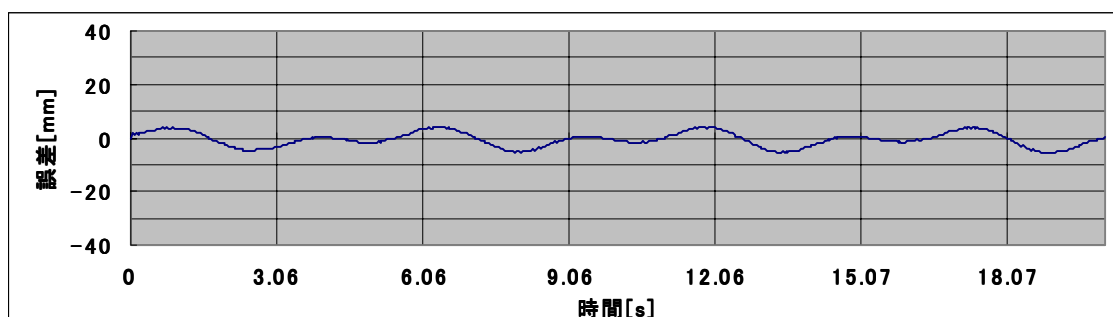


(d) 誤差 (時間補正)

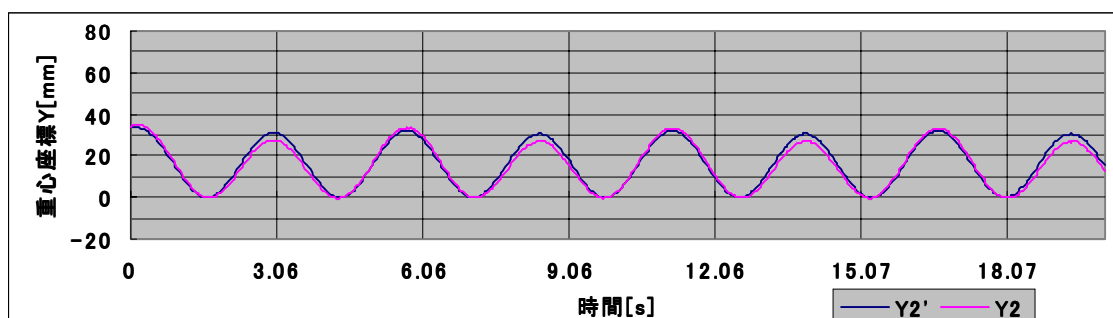
図 7.12
重心座標 Y
(速度 2・マーク①)



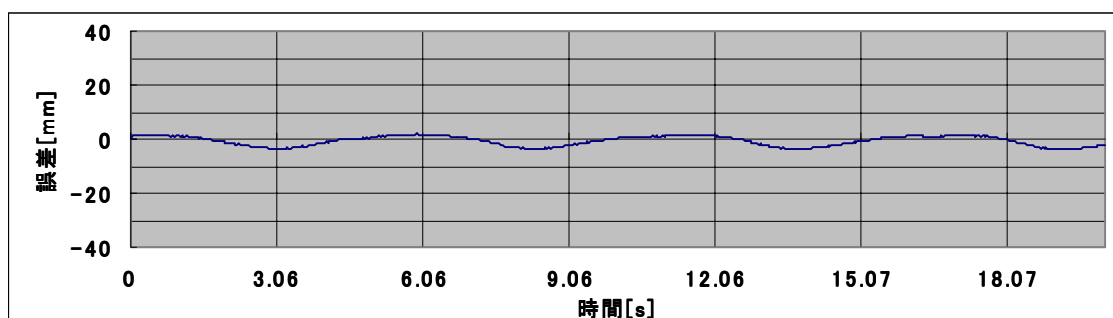
(a) 重心座標 Y_2 (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

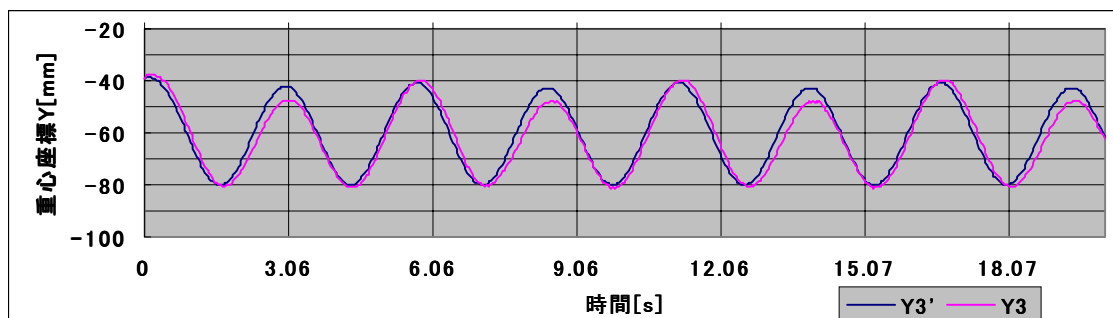


(c) 重心座標 Y_2 (時間補正)

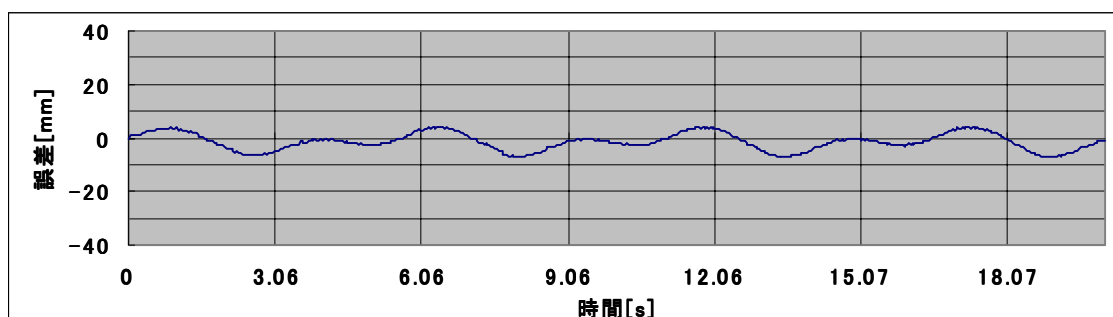


(d) 誤差 (時間補正)

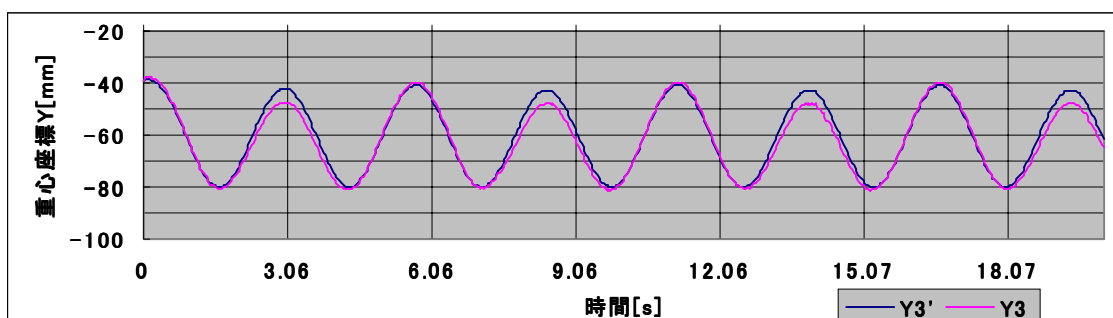
図 7.12
重心座標 Y
(速度 2・マーカ②)



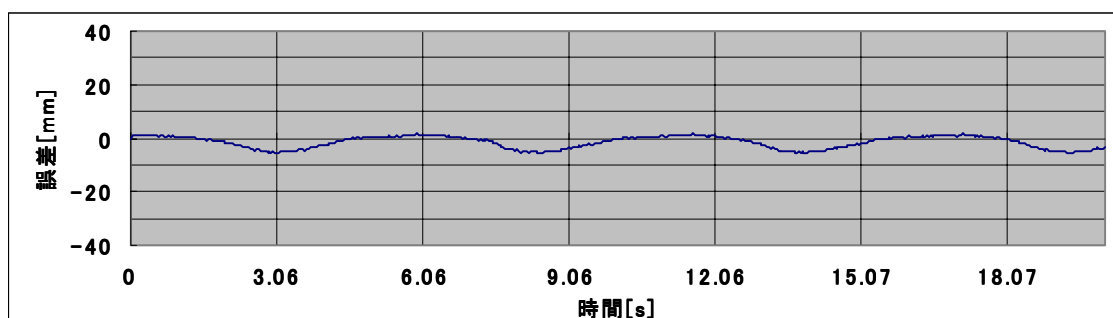
(a) 重心座標 Y_3 (実時間)



(b) 誤差 (実時間)

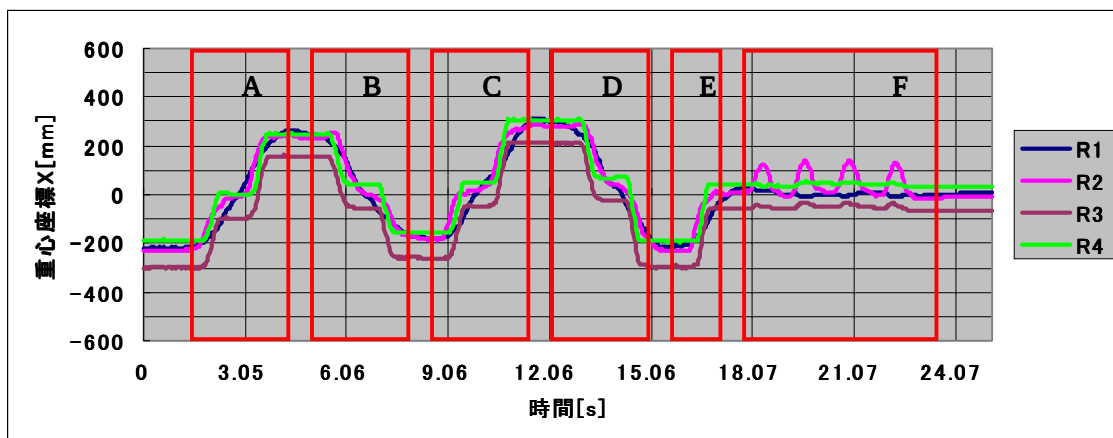


(c) 重心座標 Y_3 (時間補正)

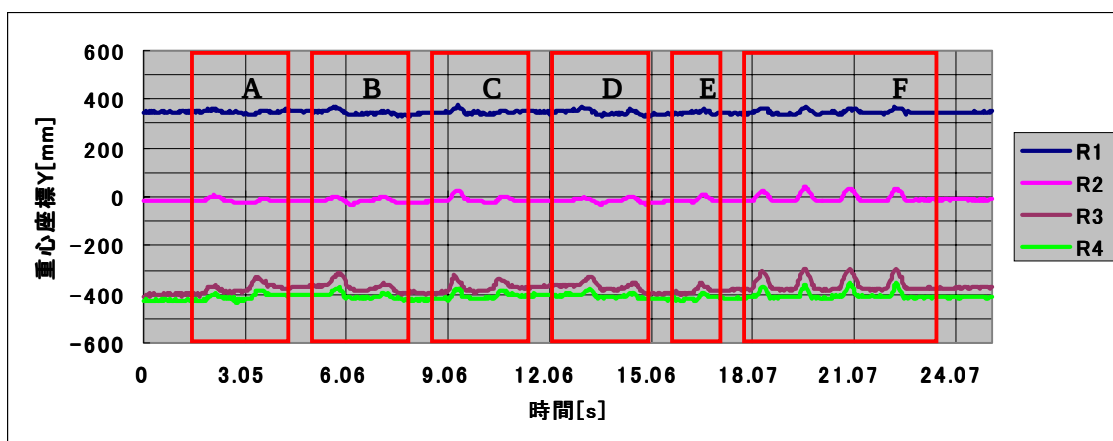


(d) 誤差 (時間補正)

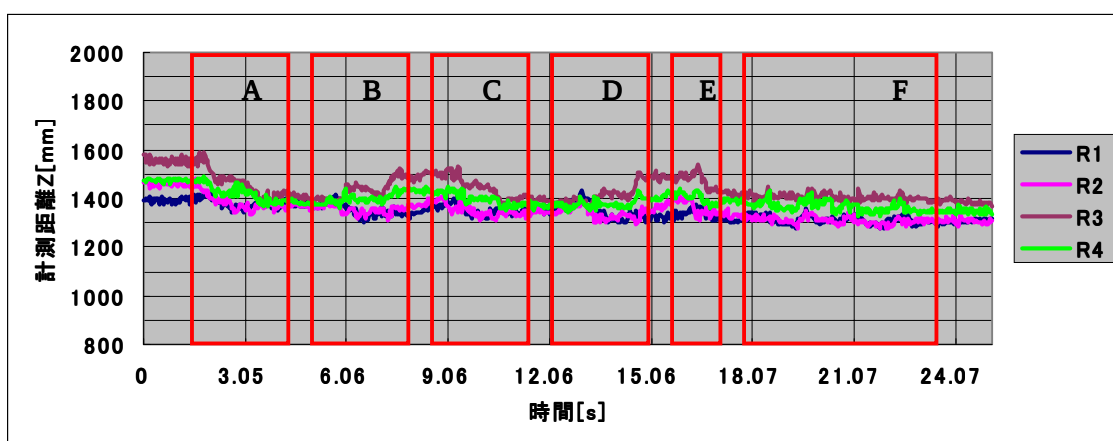
図 7.12
重心座標 Y
(速度 2・マーカ③)



(a) 重心座標 X

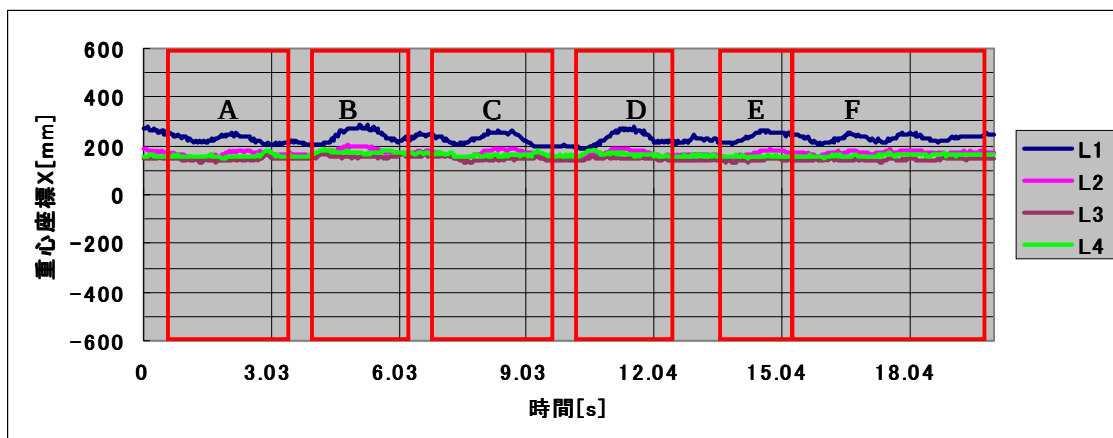


(b) 重心座標 Y

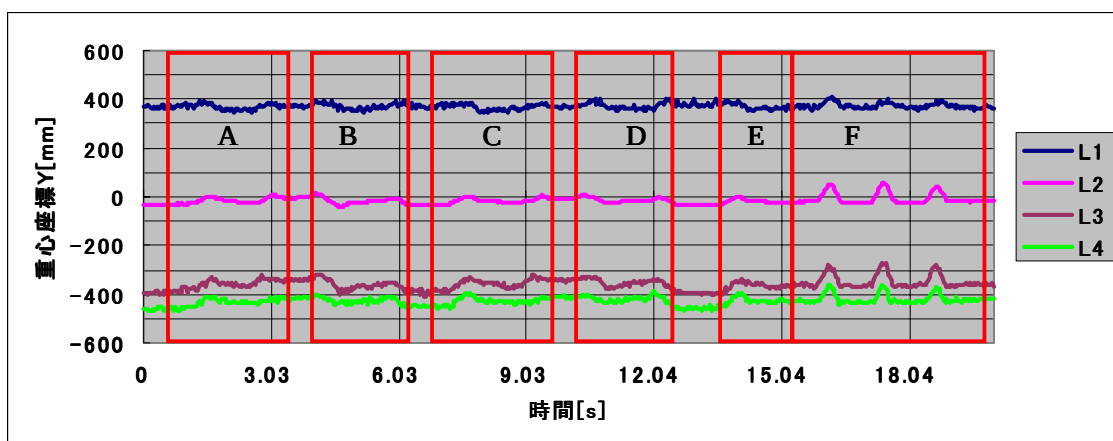


(c) 計測距離 Z

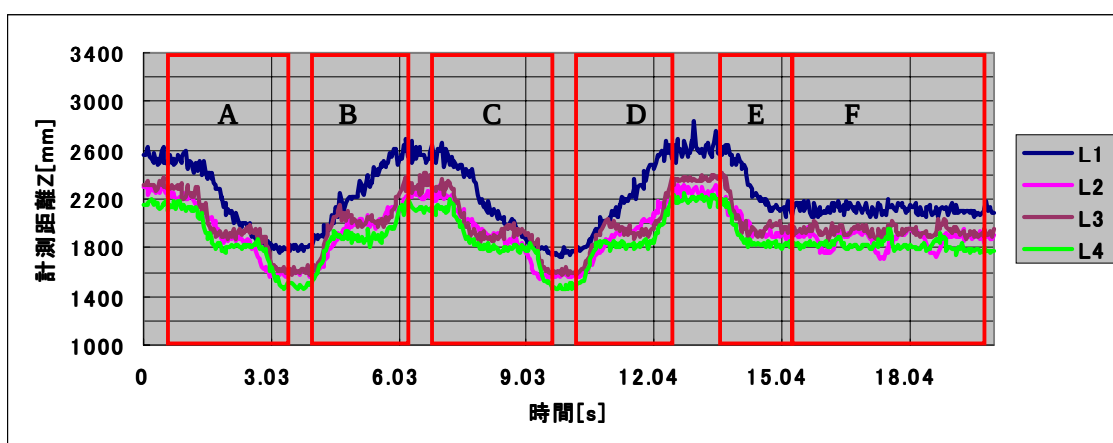
図 8.5 動作計測実験 1



(a) 重心座標 X

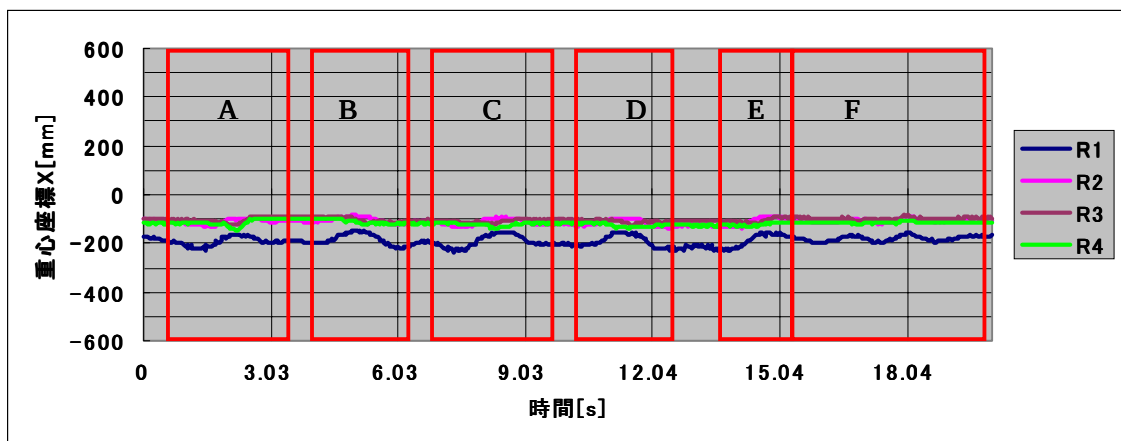


(b) 重心座標 Y

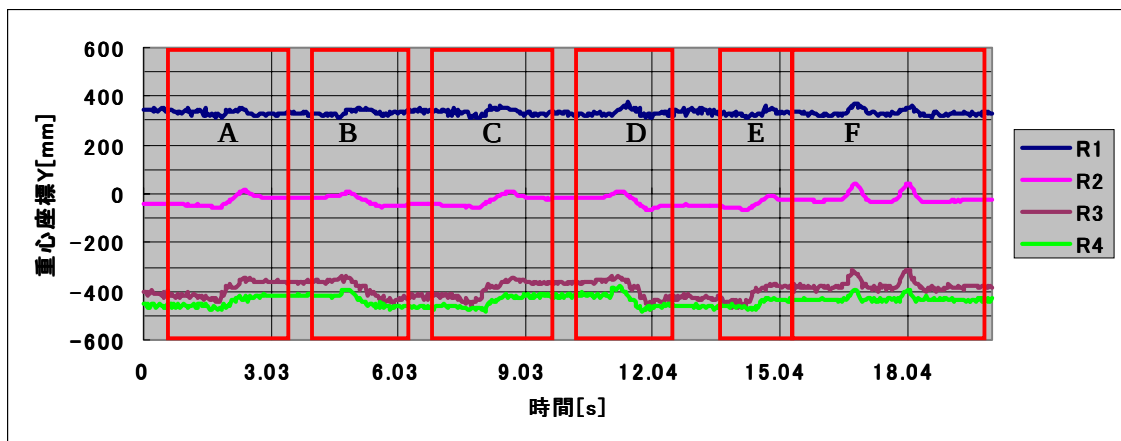


(c) 計測距離 Z

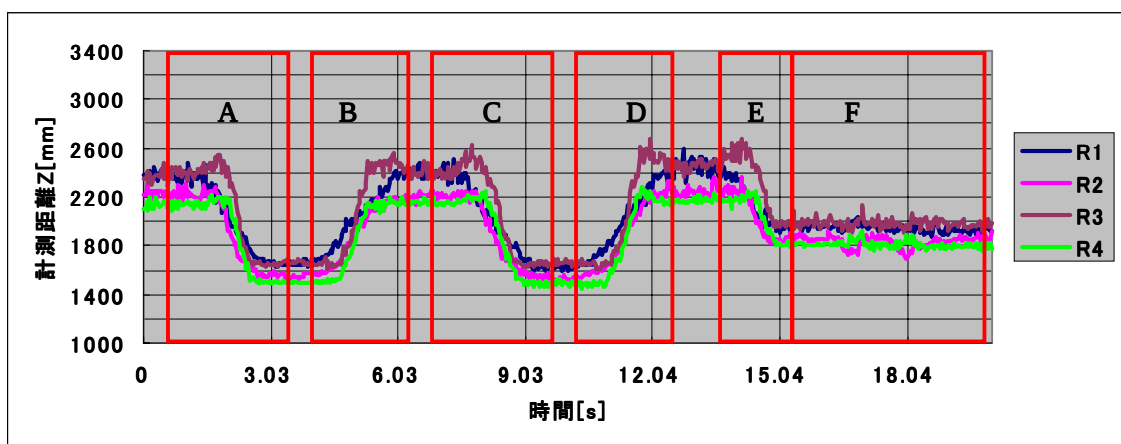
図 8.10 動作計測実験 2 (左下肢)



(a) 重心座標 X



(b) 重心座標 Y



(c) 計測距離 Z

図 8.11 動作計測実験 2 (右下肢)