

平成 15 年度 修士論文

人間の運動制御機構の解明に向けた 3次元視線計測システムの構築

電気通信大学 大学院情報システム学研究科
情報ネットワーク学専攻
ヒューマンインターフェース学講座

0251007 遠藤さやか

指導教官

阪口 豊

出澤 正徳

菅原 正幸

平成 16 年 1 月 30 日提出

目次

第 1 章	序論	1
第 2 章	背景	3
2.1	眼に関する基本知識	3
2.1.1	眼の構造	3
2.1.2	視線の定義	4
2.1.3	眼球運動	5
2.1.3.1	補償性眼球運動	5
2.1.3.2	随意性眼球運動	7
2.1.3.3	微細眼球運動	8
2.1.4	利き目	9
2.1.5	固視ずれ (Fixation disparity)	9
2.2	視線方向の検出原理	10
2.3	従来の視線計測システム	12
2.3.1	頭部固定式計測システム	12
2.3.2	オフライン画像解析による視線計測	12
2.4	人間の運動時の視線計測に対する要求	13
第 3 章	3次元視線計測システムの概要	15
3.1	システムの構成	15
3.1.1	眼球運動計測装置	16
3.1.2	位置計測装置	18

3.1.3	制御用 PC.....	19
3.2	視線推定アルゴリズム.....	20
3.3	キャリブレーション.....	24
3.3.1	手順.....	24
3.3.2	変換.....	25
3.3.3	基本姿勢における眼球位置の推定.....	25
第 4 章	性能評価.....	27
4.1	性能評価のためのシミュレーション.....	27
4.1.1	眼球位置の推定精度.....	28
4.1.2	視線の推定精度.....	29
4.2	実験.....	30
4.2.1	実験 1: 性能評価のための注視課題実験.....	30
4.2.1.1	実験方法.....	30
4.2.1.2	被験者.....	31
4.2.1.3	結果.....	31
4.2.1.4	考察.....	33
4.2.2	実験 2: リーチング時の視線計測.....	37
4.2.2.1	実験方法.....	37
4.2.2.2	被験者.....	38
4.2.2.3	結果.....	38
4.2.2.4	考察.....	47
第 5 章	まとめ.....	48

参考文献

謝辞

第1章 序論

人は外界(環境)を認識し、働きかけるためにまず何らかの外界の情報を獲得しなくてはならない。そのために人が備えている感覚諸器官は様々であり、とりわけ視覚系を通して得られる情報量は他の諸器官全ての処理量を併せたものの全てに勝っている[1]。人間はこれらの情報を基にして運動の計画を立て、外部に働きかけることのできる手や足にそれを実現するための情報が伝達される。

では、脳は視覚入力からどのような情報を獲得していて、またそれをどのように利用し運動制御を行っているのだろうか？これらを解明するために、人間の運動時の視線を計測することは重要な手がかりであると考えられる。

そこで、人間の運動時の3次元空間中の視線を計測できる視線計測システムが必要になる。人間は3次元空間で行動しており、その視線の方向は眼球運動および頭部運動によって変化し、時々刻々と推移する外界の状況を主に視覚を通じて得ている。そのため、人間の運動時の視覚情報の役割の解明に向けての視線計測システムには、(1) 3次元空間中の視線が計測可能であること、(2) 頭部の運動を制約しないこと、および(3) リアルタイムで計測可能であることが求められる。

しかしながら現段階では、これらの要求を満たし、容易に扱えるシステムは見当たらない。近年はコンピュータの処理速度および画像処理技術の向上に伴い、視線測定装置の価格低下や信頼性向上が進み、視線計測装置は以前ほど扱いにくい道具ではなくなっている。しかし頭部の運動による計測装置の装着ずれなどの問題から、頭部の運動を制約せずに人間の運動時の視線データを安定して採取することは容易ではなく、これまであまり行われてこなかった。

そこで本研究では、人間の運動時の視覚情報の役割の解明に向けて、人間の運動時の三次元空間中の視線をオンラインで計測できるシステムの構築を試みた。

第 2 章 背景

視線計測の歴史は長く、19 世紀末にはすでに文章を読む作業における視線計測が試みられている。当時の手法は角膜表面に細い棒の接合したコンタクトレンズを接着し、棒の先にあるペンで紙に記録するというものであった。その後、1 世紀余を隔て、視線計測の主流は外部に設置したカメラから眼球を撮影する形態に大きく進化を遂げた。そしてその進化に伴い、視線計測は様々な分野で行われるようになった。

ここでは、まず視線計測システムを構築するにあたって、眼に関する基本知識について触れ、次に視線方向の計測原理およびこれまで行われてきた視線計測について述べ、最後に人間の運動時の視線計測に要求されることについて述べる。

2.1 眼に関する基本知識

2.1.1 眼の構造

眼球の構造を図 2.1 に示す。人間の眼球は直径 20mm 強のほぼ球形で、その最外層には、前面の透明な角膜とそれにつながる周囲の不透明な強膜があり、中間層には、虹彩、毛様体、毛様体小帯繊維で張られた水晶体、周囲の脈絡膜がある。最内層には網膜があり、これらの三つの層が、内部の透明なガラス体を包んだ構造となっている。脈絡膜は豊富な色素の組織で光を遮断し、網膜や眼球内部を暗箱に保つ役目をしている。

ものを見ているとき、外界からの入射光は角膜の表面、裏面および水晶体の

表面，裏面で屈折し，網膜に到達する．一点を注視しているとき，対象からの光線は網膜において解像度の高い領域である中心窩に到達する．中心窩は視角 5deg 程度であり，その中でもっとも解像度の高い領域は視角 1.2deg 程度である [2] ．

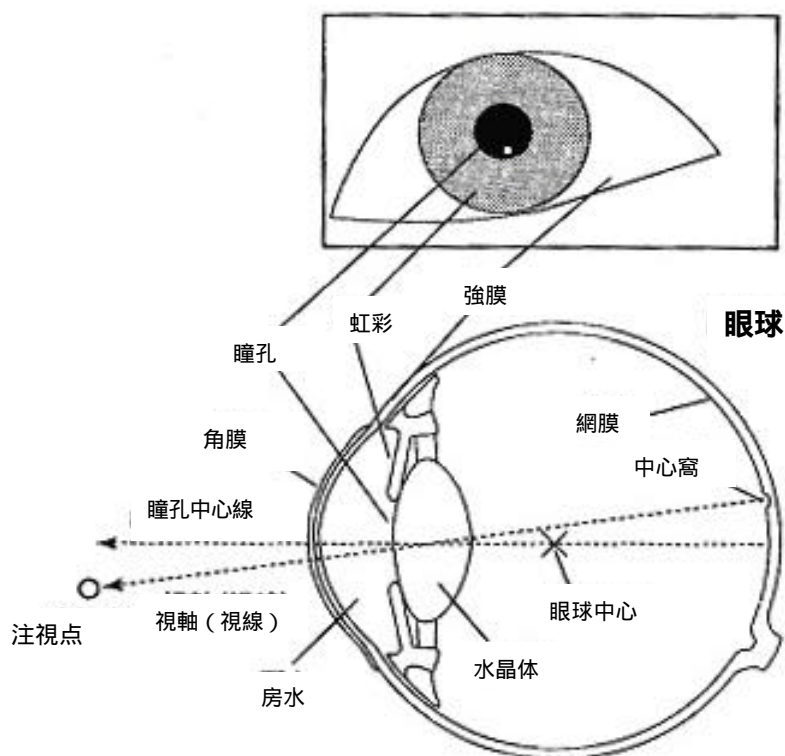


図 2.1 眼球の構造 [3]

2.1.2 視線の定義

眼をレンズで構成された光学系であると考えたとき，どの角度から入射した光線でも入射角と出射角が等しくなる，節点と呼ばれる点が存在する．視線は，注視点，節点，中心窩を結んだ直線として定義される．厳密には注視点側から見た節点と，中心窩側から見た節点は一致しないが，そのずれは無視できる程度であるため，一本の直線として近似してよい．

視線測定において、中心窩および節点の位置が観察可能であれば、視線は定まる。しかしながら、外界から中心窩および節点を計測することは困難である。そのため、多くの視線計測では瞳孔中心線に相当する軸をまず算出し、次に個人キャリブレーションと呼ぶ個人別の補正作業によって軸の補正を行い、視線としている[3]。

2.1.3 眼球運動

一般に、眼球運動は2つの主要なタイプに分類される[4]。

1つは補償性眼球運動であり、頭や身体の動きに関わらず、外界の像を網膜上で安定させるために発達した非随意的な眼球運動である。このタイプの眼球運動には、前庭動眼反射、前庭性眼振、視運動性眼振および平衡動眼反射が含まれる。

もう1つは随意性眼球運動で、視対象の像を網膜上中心窩に来るようにするために発達した眼球運動であり、随意的なコントロールが可能である。このタイプの眼球運動には、サッケード、追跡眼球運動および、輻輳・開散眼球運動が含まれる。

この他に、特殊な眼球運動として、微細眼球運動がある。

2.1.3.1 補償性眼球運動

頭や身体が動いた場合、眼球が頭部に固定されていると、視線を空間内の一定位置に保つことができず、網膜上の外界の映像は動揺し、視覚の明瞭性は失われる。そこで、頭部や身体の動きに関わらず網膜像の位置が変化しないようにするためには、眼球は反射的に頭の運動方向と反対方向に動く。補償性眼球運動の主なものを以下に示す。

1. 前庭動眼反射

空間内の一点を注視して頭部を左右に振ると、眼球は頭部の運動と反対方向に向き、そのため、注視された対象は明瞭に見える。この種の眼球運動は、

前庭系からの情報に基づいて生じると考えられるため、前庭動眼反射と呼ばれる。

2. 前庭性眼振

たとえば回転椅子にさせられるなどして、暗中小において頭部を一定方向に持続的に回転させられると、眼球は前庭動眼反射のために、頭部の回転方向と反対方向に動くが、すぐ眼窩内の可動範囲の限界に達し、眼球は急速にもとの位置に戻る。そして再び眼球は頭部の回転方向と反対方向に動き始める。すなわち、ゆっくりした眼球運動と急速な眼球運動の繰り返しが観察される。この場合のリズミカルな眼球運動は前庭性眼振と呼ばれている。

3. 視運動性眼振

静止した被験者の前を視覚世界が一定方向に動いているとき、あるいはこれとは反対に、静止した視覚世界を見ながら被験者自身が一定方向に動いているときも眼球は眼振運動を示す。この種の眼振はPurkinjeが騎兵隊の行進を眺めている観客の眼を観察して発見したといわれており、視覚刺激によって誘発されることから視運動性眼振と呼ばれている。また、静止した視覚世界の前を被験者自身が運動しているときに見られる眼振は、走行している列車の窓から外の景色をながめているときによく観察されることから、かつては鉄道眼振とも呼ばれていた。

4. 平衡動眼反射

頭を前方あるいは後方に傾けると眼球は頭の傾き方向と反対方向に回転し、はじめの位置に戻る。この場合の眼球運動は、随意的注視と、頭の傾きを感知する卵形囊内の平衡斑などからの情報にもとづいて起きると考えられる。

2.1.3.2 随意性眼球運動

補償性眼球運動は、頭部や身体の動きに対して眼球を一定の方向に保ち、網膜像の動きをできるだけ少なくするために発達した眼球運動であると考えられている。しかし、中心窩を持つ動物においては、補償性眼球運動に加えて、頭部の運動に関係なく視線を変えることで視対象の像が網膜中心窩に来るようにするための随意的な眼球運動が発達した。以下に述べるように、人において観察される随意的眼球運動としては、サッケード、追跡眼球運動、および輻輳・開散運動が挙げられる。

1. サッケード

視対象の方向に視線を向けるために生じる急速な眼球運動である。その速度は最高速度で700deg/secを超えることもある。一般にサッケードは随意的に生じるが、非随意眼球運動である前庭性眼振や視運動性眼振の速波相もその速度がサッケードと同じなので、これらの眼球運動が生起するための神経生理学的システムはかなり共通する部分があると考えられる。

2. 追跡眼球運動

運動する視対象を追視するためには、眼球を視対象と同じ速度で動かさねばならない。一般に視対象の運動速度が30deg/sec以下であれば、人は追跡眼球運動だけで視対象を追視できるが、それ以上の速度になると追跡眼球運動は視対象より遅れるようになり、その遅れはサッケードにより補われる。ただしかなり遅い追跡眼球運動でも、度々小さなサッケードで中断されることがある。追跡眼球運動は5'(分)/sec程度のきわめて遅い視対象の動きに対しても生じることが報告されている。

3. 輻輳・開散眼球運動

両眼が空間内の同一の視対象に向くことによって両眼視が可能になる。このためには、3次元空間内における視対象の奥行き方向の変化に対して、左右の眼球が互いに反対方向に動かなければならない。両眼の視線を近い位置から遠い位置へ変える場合の眼球運動を開散運動と呼び、反対に遠い位置から近い位置へ変える場合の眼球運動を輻輳運動と呼んで区別する。輻輳・開散眼球運動の時間的経過は非常にゆっくりしており、約1秒かかって終了することもある。

2.1.3.3 微細眼球運動（固視微動）

1点を注視しているときでも、人間の眼球はつねに微小な運動をしている[5]。この運動は、固視微動とも呼ばれ、トレモア（tremor）、ドリフト（drift）、マイクロサッケード（microsaccade）の3つの成分からなる。ドリフトは、小さな滑らかな動き、トレモアは非常に小さな高周波の振動、マイクロサッケードは小さな跳ぶような動きである。図2.2はYarbus（1967）による両眼の微細眼球運動の記録例で、矢印のところがマイクロサッケード、それ以外のなだらかな動きがドリフト、このドリフトに重畳されている振幅の小さい微振動がトレモアである。

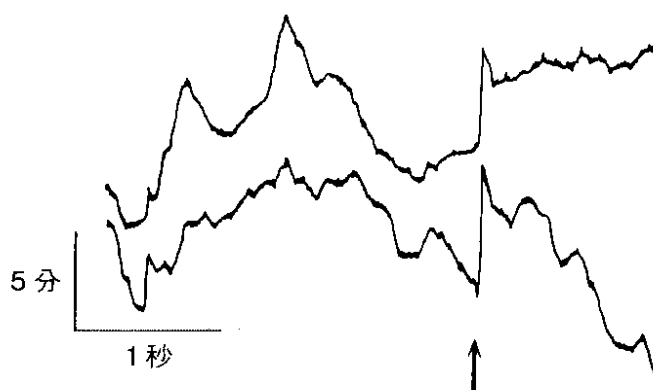


図 2.2 両眼の水平方向の微細眼球運動 [5]

固視微動は単なるノイズではなく、空間上に浮かんでいる眼球の方向を一定に保つための動きや、網膜像を鮮明に保つための動きと考えられている。マイクロサッケードは神経のインパルスを反映しているとも考えられ、脳内の視覚情報処理機構を考える上で、見過ごすことのできない眼球運動である。

2.1.4 利き目

手に利き手があるように目にも利き目というものがある。一般的に人の目はある対象物を見ているとき、左右両方の視線が対象物に正確に向いているわけではなく、利き目だけが正確にその方向を向いており、利き目でないほうの目は対象物から多少ずれていることが多い。つまり、左右の視線の交点が必ずしも、人が主観的に注視していると感じている点と一致しない。

利き目は次の方法で確かめることができる。

1. A4 または A5 程度のサイズの紙の中央に穴をあける。
2. 紙を顔から 10cm 離して穴から対象物を探す。
3. 片目ずつ閉じて対象物が隠れないほうが利き目である。

2.1.5 固視ずれ(Fixation disparity)

近方の物体に調節しているつもりでも実際の調節量はやや足りない状態にあること（調節ラグ）はよく知られている。このとき、ぼけは焦点深度などで気づかない。輻輳にもそのような状態がある。これを fixation disparity という。fixation disparity は珍しい状態ではなく、常に存在していると考えたほうがよい [7]。

2.2 視線方向の検出原理

視線の検出原理は幾つかあり，よく用いられる原理は以下の通りで，各種のセンサを用いて眼球運動を検出している．

1. リンバストラッキング法（強膜反射法）

角膜（黒目）と強膜（白目）の光に対する反射率の差を利用して眼球運動を測定する．

2. 角膜反射法

適当な光源からの光を角膜に当てると，光は角膜前面，角膜後面，水晶体前面，水晶体後面の各屈折面で反射され，それぞれ第1,2,3,4プルキンエ像と呼ばれる反射像をつくる．この中で最も明るい第1プルキンエ像をミラーで反射させてカメラで捉え，眼球運動の検出をする．

3. EOG(electro electro-oculography) 法

眼球には前側(角膜側)が正，後ろ側(網膜側)が負の電位差，すなわち角膜-網膜電位が存在する．この電位の変化を眼の左右，上下に1対ずつ電極を付けて検出し，眼球運動の記録に用いる．

4. サーチコイル法

コイルを組み込んだコンタクトレンズを被験者の眼球に装着し，被験者自身を磁界の中に入れる．すると，磁界に置かれたコイル，すなわち被験者の眼球に装着されているコイルに磁界となす角度に比例した電位が発生し，眼球運動を高い精度で測定することができる．

5. Fundus Haploscope を利用する方法

Fundus Haploscope とは赤外線眼底カメラを用いて無散瞳下に眼底と中心窩の関係を観察できるものである。

6. 画像解析による方法

眼球の映像をカメラで撮影し、その映像を画像処理することで視線方向を検出する。視線方向は眼球画像の中から瞳孔の中心位置を求める手法が一般的に用いられているが、VOG(Video OculoGraphy)法と呼ばれる方法は、虹彩の模様が指紋と同様に一人一人異なっていることを利用している。画像処理によって虹彩の模様を計算機に記録させ、その模様の位置変化を検出し眼球の動きを計測するのであるが、この方式はこの種の装置で唯一回旋方向の計測が可能である。

以上、6つの計測方法を挙げたがこれらには固有の特長があり、目的によってはこれらの原理の中から選択使用する必要がある。しかし、近年の視線計測は画像解析による手法が主流になりつつある。その最大の理由は処理ハードウェアの進歩と眼球から離れたところから眼球画像を取得できる点にある。

2.3 従来の視線計測システム

2.3.1 頭部固定式計測システム

認知科学の分野などでは多くの場合，頭部を顎台で固定した上でディスプレイに視覚課題を提示し，ディスプレイ平面に限定された注視点を推定するといったことが行われている．例えば，SMI社のEyeLink System(図2.2)ではアイカメラで眼球を撮影し，リアルタイム画像処理により瞳孔の中心位置を検出し，注視点を求めている．注視点の推定精度は $0.5\text{deg} \sim 1\text{deg}$ 程度である．

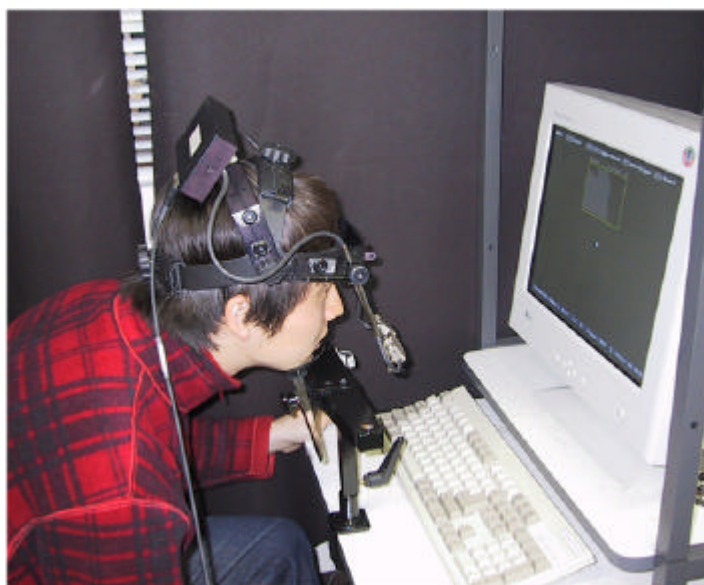


図 2.3 頭部固定式視線計測システム

2.3.2 オフライン画像解析による視線計測

Michael Landらは，日々の生活の中での様々な行動における視線の動きやクリケットの打者の視線などを計測した[6]．図2.4(a)はその様子であり，図2.4(b)は被験者の頭部に装着したビデオカメラで撮影した映像である．ビデオカメラは，凹面鏡を用いた専用カメラで被験者の片目と頭部からみた前方の視界を同

時に撮影できる。このシステムでは、眼球の画像から虹彩の位置を検出し、それにより頭に対する視線方向を定め、前方の視界画像から絶対的方向を決定している。これらの解析作業はすべて計測後にオフラインで行い、1degの注視点の分解能を実現している。

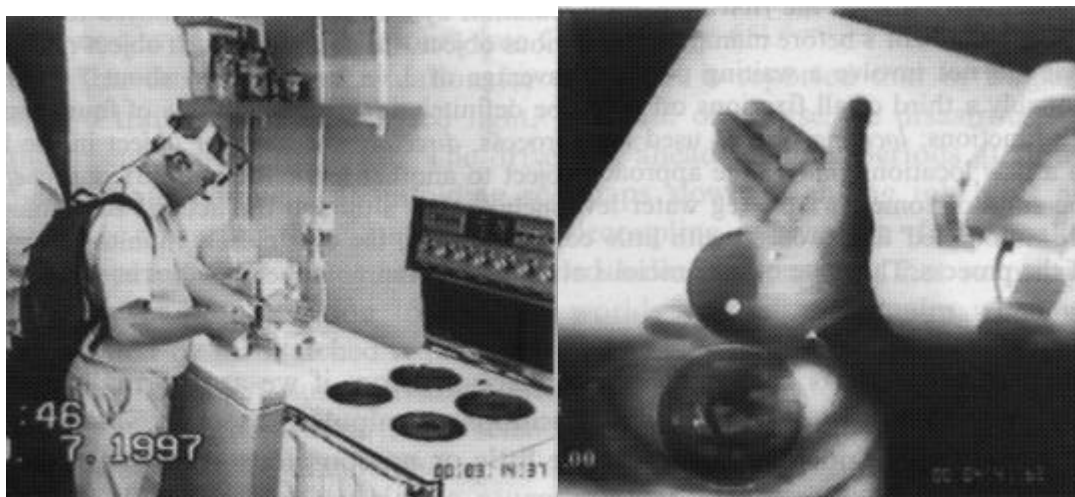


図 2.4(a) 計測の様子 [6]

図 2.4(b) 頭部カメラで撮影した映像 [6]

現段階ではこのシステムは、計算機の速度の制限などにより解析に時間がかかり、実験的に視線の役割を調べるには不向きである。

2.4 人間の運動時の視線計測に対する要求

人間は3次元空間で行動しており、その視線の方向は眼球運動および頭部運動によって変化し、人間は3次元空間中の奥行きを持った領域を観察している。人間の運動時の視覚情報の役割の解明に向けての視線計測システムには、

1. 3次元空間内の視線を計測できる
2. 頭部の運動を制約しない

3. オンラインで計測できる

ことが要求される。

本研究では、これらの要求を考慮した視線計測システムの構築を試みた。

第3章 3次元視線計測システムの概要

3.1 システムの構成

本システムは大きく分けて、目の向きを計測する眼球運動計測装置と、頭の位置と向きを計測する位置計測装置の2つの既存の計測装置、および、これらの制御とデータ収集のためのPCから構成されている。

本システムでは、頭部の位置と向きを位置計測装置で計測して頭の位置と向きを求め、眼球運動計測装置の出力と眼球の回転中心の位置から頭部に対して相対的な視線方向を求めることで3次元空間中における視線の絶対的な方向を求めている(図3.1)。

ここでは、本システムを構成する各計測装置の詳細と視線推定アルゴリズムについて述べる。

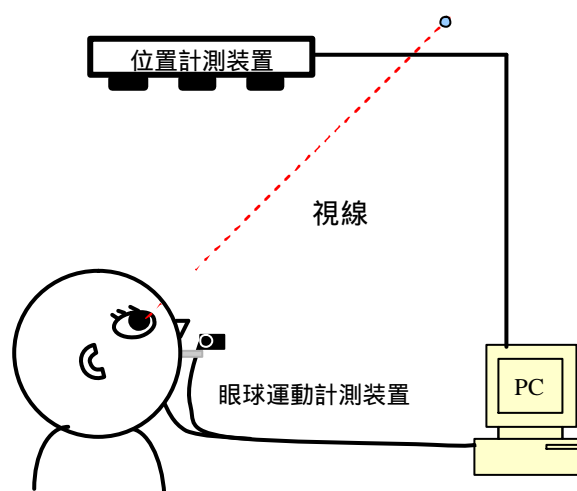
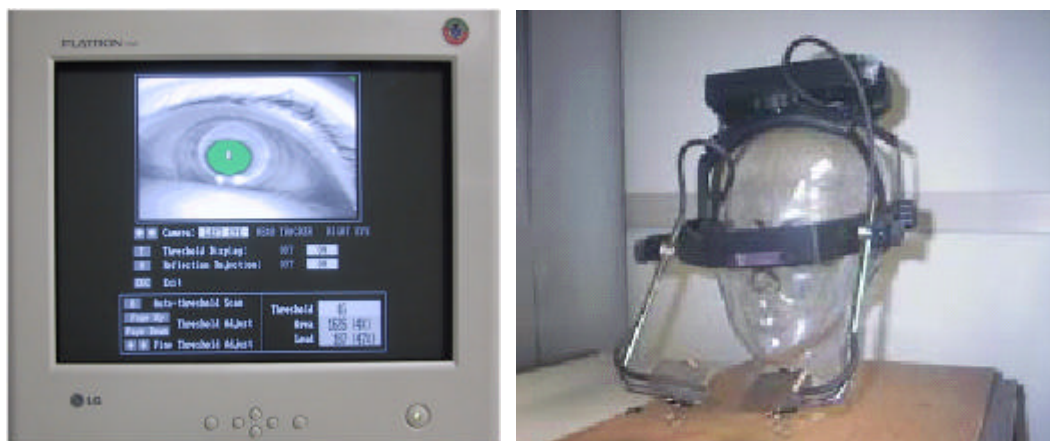


図 3.1 3次元視線計測システムの概要

3.1.1 眼球運動計測装置

本システムでは、眼球運動計測装置に SMI 社の EyeLink System を用いた。この装置では赤外線カメラにより眼球を撮影し、リアルタイム画像処理により瞳孔の中心位置を求めることができ(図 3.2(a))、両眼の向きをサンプリング周波数 250Hz、分解能 0.01 度で計測可能である(カタログ値)。

標準構成は図 3.2(b)に示すようにヘッドバンドで固定可能なヘッドユニットにアイカメラを装着したものであるが、これは動きに対して弱く、計測誤差の原因となる。



(a) 瞳孔中心検出の様子

(b) EyeLink System の標準構成

図 3.2 EyeLink System

そこで本システムではこの問題を解決するため、ヘッドユニットを歯型で支えられる作りに構成しなおし(図 3.3(a)および(b))、頭部のインターフェースボックスは背中にベルトで背負う形にした(図 3.3(c))。歯型は熱可塑性天然樹脂を主成分として用いたモデリングコンパウンドを使用し、ヘッドユニットの重さに耐えられるよう、アルミ板を中に埋め込むことで補強した。

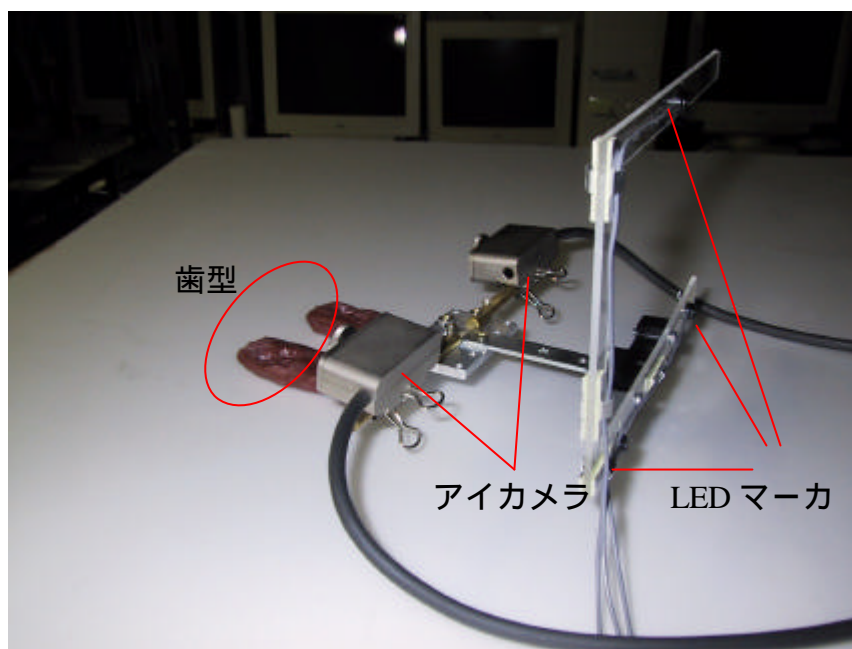


図 3.3(a) ヘッドユニット

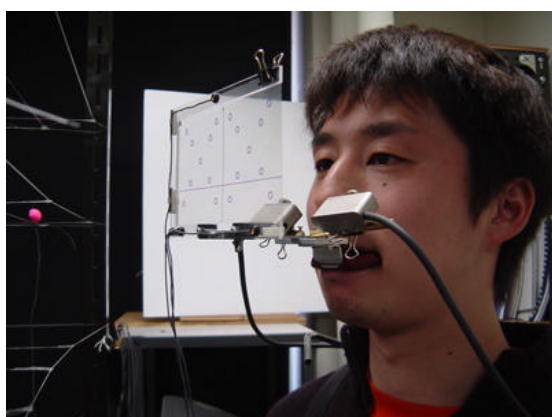


図 3.3 (b) 被験者が装着している様子



図 3.3 (c) インターフェースボックス

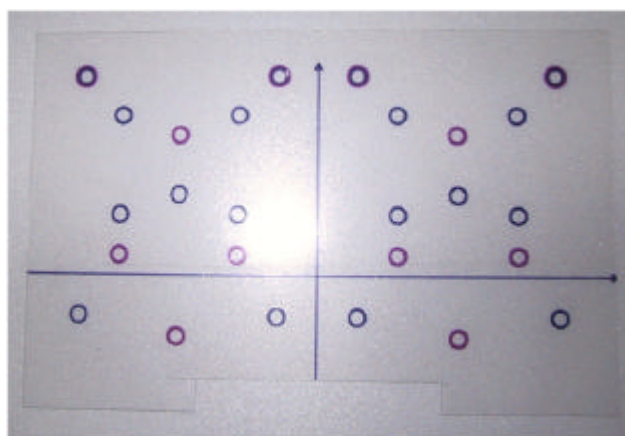


図 3.3(d) キャリブレーション用座標シート

また、ヘッドユニットには頭部位置検出用の赤外線 LED マーカを装着するためのフレームが固定してあり、キャリブレーション時にはキャリブレーション用の円がいくつか描かれた透明のシート（図 3.3(d)）を装着し、計測時には外せるようにした。

3.1.2 位置計測装置

位置計測装置は、Northern Digital 社の Optotrak3020 を使用した。この装置は、赤外線 LED マーカ(図 3.4(a))の 3 次元位置を 3 つの一次元 CCD センサ(図 3.4(b))によって計測するシステムで最大 1200Hz の周波数で、分解能 0.01mm、RMS 精度 0.1mm で計測できる（カタログ値）。

本システムではこの装置を用いて、被験者のヘッドユニットに装着した赤外線 LED マーカの位置を検出し、頭部の移動量および向きを計測した。なお、キャリブレーション時に用いる 6 つの参照点の 3 次元位置もこの装置で計測した。



図 3.4(a) Optotrak System (LED マーカ)



図 3.4(b) Optotrak System (CCD センサ)

3.1.3 制御用 PC

PC は EyeLink System の制御用に 2 台(Compaq Computer 社製 , Dell 社製) , Optotrak System の制御用に 1 台 (Dell 社製) , およびこれらの装置からのデータ収集のために 1 台(自作)を使用した .

各計測装置の制御 PC とデータ収集用 PC 間のデータ通信は , Interface 社製のメモリ共有ボード Memolink を用いた . また EyeLink System の Subject PC と Operator PC 間は Ethernet で繋がっている . 各計測装置と PC の配置は図 3.5 に示した .

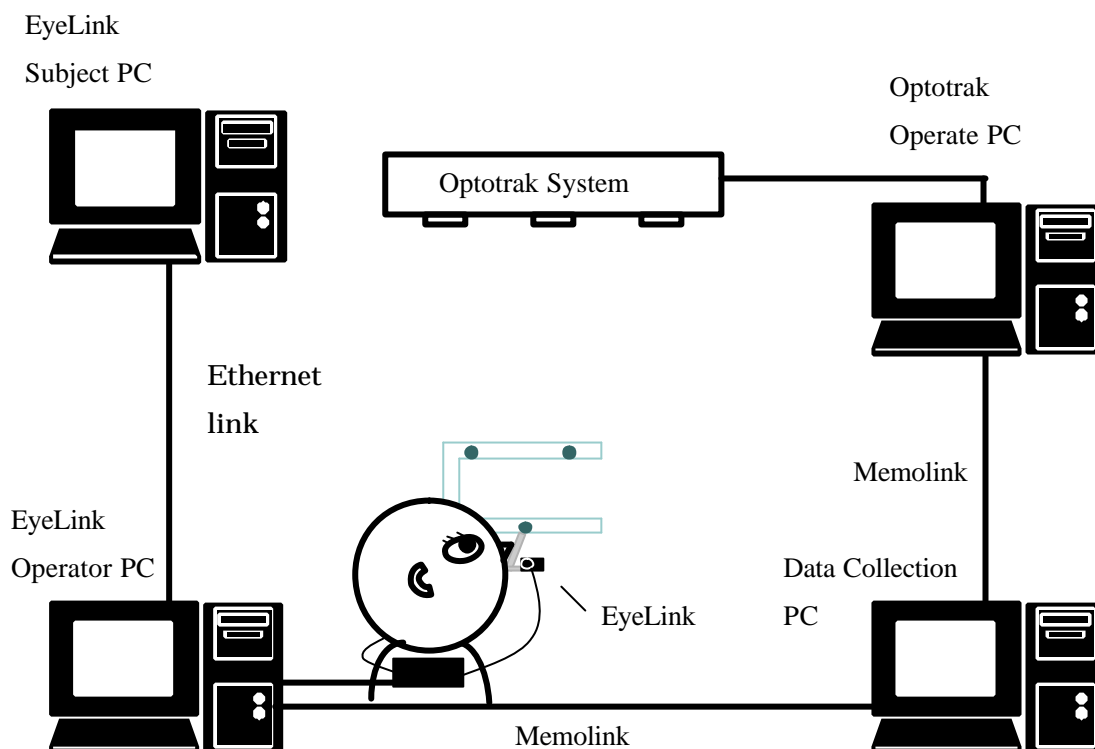


図 3.5 各計測装置と PC の配置

3.2 視線推定アルゴリズム

本システムでは、計測を行う前に必ずキャリブレーションを行うが、ここではまず視線の推定アルゴリズムについて説明し、その後にキャリブレーション方法について説明する。

以下では、図 3.6 に示した設定の下で、計測データから 3 次元空間中の視線ベクトルを求める方法を述べる。

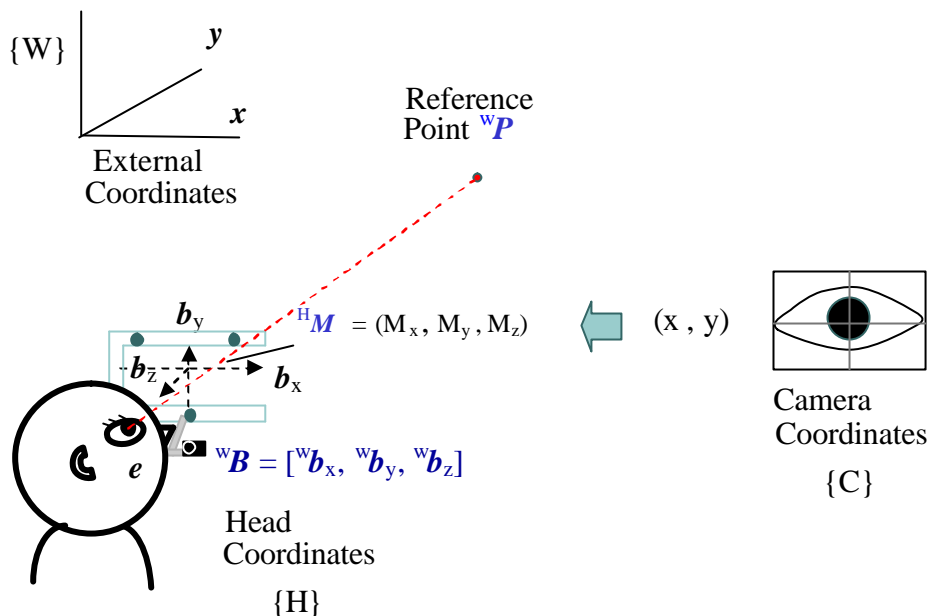


図 3.6 各座標系の定義

まず，ここで扱う3つの座標系について説明する．1つ目は外界座標系{W}であり，位置計測装置の座標系はこれと一致している．2つ目は頭部座標系{H}である．これは被験者の頭部ユニットに接着した3つの赤外線マーカを含む平面を x - y 平面とする座標系で，3つの赤外線 LED マーカでできる三角形の重心を原点とした．3つ目は，眼球運動計測装置のカメラ座標系{C}である．眼球運動計測装置の出力はこの座標系における瞳孔の中心位置である．

次に視線推定の流れのついて述べる(図 3.7 参照)．

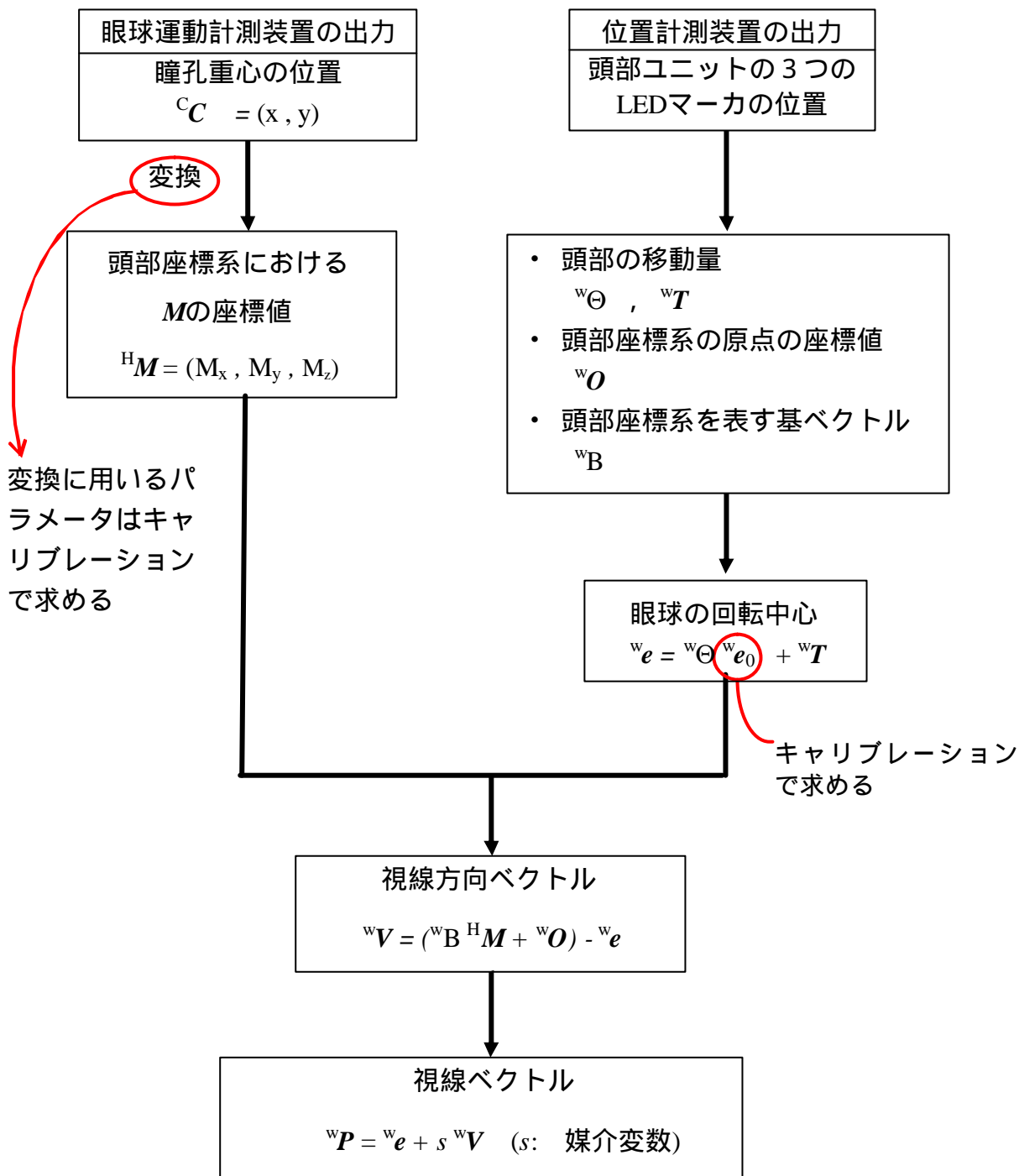


図 3.7 視線推定の流れ

まず，眼球運動計測装置の出力を頭部座標系における視線と頭部座標系の x - y 平面が交わる点の座標値 ${}^H M = (M_x, M_y, M_z)$ ($M_z = 0$) に変換する．目の回転中心を e ，3つのマーカ位置から計算される頭部座標系を与える基ベクトルを $B = (b_x, b_y, b_z)$ (x, y, z はそれぞれ水平，垂直，奥行き方向を表す) とすると視線方向は以下の式で表すことができる．

$${}^w V = ({}^w B {}^H M + {}^w O) - {}^w e \quad (1)$$

なお， O は外界座標系における頭部座標系の原点の座標値を表している．したがって，視線を表すベクトル P は以下のように表すことができる．

$${}^w P = {}^w e + s {}^w V \quad (s \text{ は媒介変数}) \quad (2)$$

ここで， e, B, O は頭部の運動により変化するため，基準姿勢からの頭部の平行移動量 T および回転移動量 Θ を用いて，

$${}^w e = {}^w \Theta {}^w e_0 + {}^w T \quad (3)$$

$${}^w B = {}^w \Theta {}^w B_0 \quad (4)$$

$${}^w O = {}^w \Theta {}^w O_0 + {}^w T \quad (5)$$

と表せる．ここで 0 は基準姿勢におけるデータであることを表しており， ${}^w \Theta, {}^w T, {}^w B, {}^w O$ は，頭部ユニットに装着した3つのマーカの位置から逐次求めることができるので，それらを用いれば頭部が動く状況でも3次元空間中における視線を求めることができる．なお，基準姿勢とは次節で述べるキャリブレーションにおいて，1つめの参照点を注視した際の姿勢をいう．

3.3 キャリブレーション

前節で述べたアルゴリズムを実行するには、あらかじめ眼球運動計測装置のデータを頭部座標系の座標値に変換する際に必要なパラメータおよび基準姿勢における眼球の位置を求める必要がある。

3.3.1 キャリブレーション手順

キャリブレーションは左右の目それぞれで別々に行い、6個の参照点を片目で順に注視したときの眼球運動計測装置の出力、頭部ユニットに装着したマーカ位置を記録する。また、参照点そのものにもマーカを設置し、外界座標系における参照点位置も同時に計測する。

キャリブレーション時には、図3.8のように頭部座標系のx-y平面に、キャリブレーションで注視する参照点それぞれに対応する小さい円が描かれている透明のシートを装着し、この円を通してその奥の参照点を見るようにした。これは、参照点を安定して確実に注視するためである。

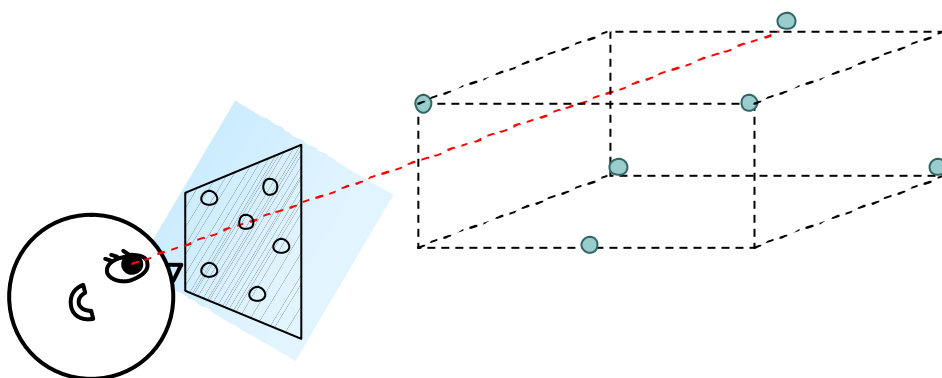


図3.8 キャリブレーション方法

3.3.2 変換

眼球運動計測装置の出力の頭部座標系における座標値への変換には、多項式近似を用いた。ここでは、多項式近似の係数の求め方について述べる。

ある参照点を見たときの眼球運動計測装置の出力を ${}^C C = (x, y)$ (カメラ座標系における瞳孔中心の位置)とし、その参照点に対応する頭部座標系の円の中心位置を ${}^H M = (M_x, M_y)$ としたとき、以下の式で近似を行う。

$$M_x = ax^2 + by^2 + cxy + dx + ey + f \quad (6a)$$

$$M_y = gx^2 + hy^2 + ixy + jx + ky + l \quad (6b)$$

上述のキャリブレーションで6つの参照点を見たとき、(6a)、(6b)の式がそれぞれ6本ずつ成り立ち、それらをまとめると以下のようなになる。

$$\begin{bmatrix} M_{1x} & M_{1y} \\ M_{2x} & M_{2y} \\ \vdots & \vdots \\ M_{6x} & M_{6y} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x^2 & y^2 & xy & x & y & 1 \\ x^2 & y^2 & xy & x & y & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a & g \\ b & h \\ c & i \\ \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot \\ f & l \end{bmatrix} \quad (7)$$

キャリブレーションにおいて、頭部座標系の円の中心の座標値 ${}^H M = (M_x, M_y)$ は既知なので、行列の計算により係数部分を求めることができる。

3.3.3 基準姿勢における眼球位置の推定

キャリブレーションにおいて頭部座標系の円を通して参照点 P を注視したとき、頭部座標系の円の中心を M とすると(2)式ならびに次式が成り立つ。

$${}^wM = {}^w\Theta {}^wB_0 {}^H M_+ {}^w\Theta {}^wO_0 + {}^wT \tag{8}$$

ここで頭部の運動は，前節と同様に頭部ユニットに接着したマーカの位置情報に基づいて計算でき，それらを用いて注視位置 wP ， wM に変換を加えることにより，

$${}^wQ = {}^wQ^{-1}({}^wP - {}^wT) = {}^w e_0 + s {}^wV \tag{9}$$

$${}^wN = {}^wQ^{-1}({}^wM - {}^wT) = {}^wB_0 {}^H M_+ {}^wO_0 \tag{10}$$

という形の式が得られる．6 点の参照点を見たときそれぞれに対して上記の Q ， N を求め，その 2 点を通る直線を描くと理想的には 6 本の直線が一点（基準姿勢における眼球の回転中心の位置）で交わるはずである．しかし，実際は計測誤差などの問題から 1 点では交わらないので，それぞれの直線からの距離（誤差）の二乗和が最小となる点を最小二乗法により求め，基準姿勢における眼球の回転中心位置と推定した（図 3.9 参照）．

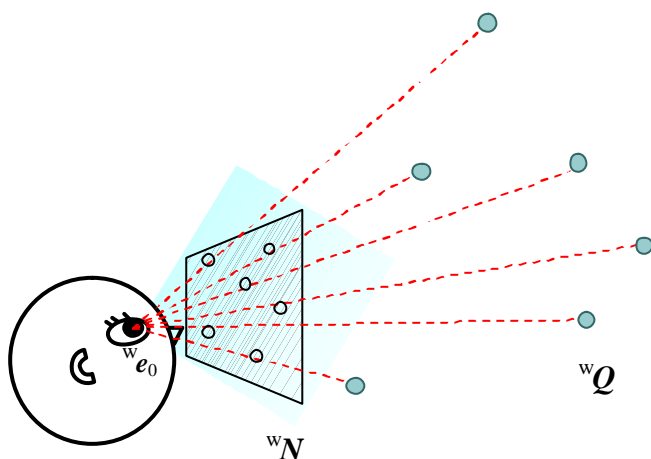


図 3.9 基準姿勢における眼球位置の推定

第4章 性能評価

4.1 性能評価のためのシミュレーション

ここでは、実際の計測に先立ち、実際の計測条件に類似した状況でシミュレーションを行い、どの程度の精度で視線を推定できるのかを評価した。

計測範囲は、リーチング時の視線計測を想定し、図 4.1 に示したように基本姿勢における被験者の眼の高さの前方 600mm(人が腕を伸ばしたときのおおよその長さ)の地点の 100mm 下を中心とする水平方向 600mm、垂直方向 300mm、奥行き 600mm の直方体領域とした。眼球の回転中心と頭部座標系の X-Y 平面との距離は 100mm とした。

この範囲にランダムに現れる 100 点の注視目標を被験者が注視すると仮定して、シミュレーションを行った。ここで計測中の頭部の移動は回転移動が最大 $\pm 10\text{deg}$ 、並行移動が最大 $\pm 50\text{mm}$ とした。

なお、各計測装置の仕様を考慮して眼球運動計測装置には水平方向、垂直方向にそれぞれ標準偏差 0.2deg および 0.4deg の計測誤差、位置計測装置には 3 軸それぞれの方向に標準偏差 0.3mm および 0.5mm の計測誤差を付加した。

シミュレーションは、キャリブレーションと計測をセットにして、頭部の移動量を変えて 100 セット行い、各セットごとに 100 点を見た際の視線を推定した。

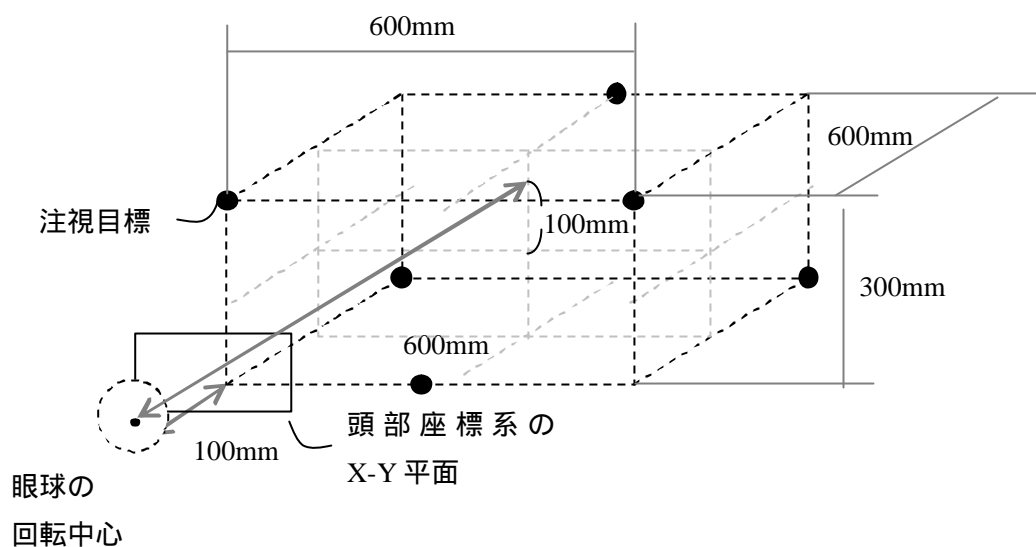


図 4.1. シミュレーション条件

4.1.1 眼球位置の推定精度

前章で説明したようにキャリブレーションでは、まず眼球位置の推定を行う。上記の計測条件でシミュレーションした際の眼球位置の推定精度は表 4.1 のようになった(カッコ内の値は標準偏差)。眼球位置の推定は位置計測装置のデータだけに依存するため、結果は付加した位置計測装置の計測誤差別に示した。

表 4.1 眼球位置推定誤差の平均と標準偏差

計測誤差 (mm)	眼球位置の推定誤差 (mm)
0.3	1.4 (0.5)
0.5	2.4 (1.0)

この結果から眼球位置の推定精度は，1.4mm～2.4mm 程度であることがわかった．眼球位置の推定誤差は，視線の推定誤差に直接的に影響する．具体的には 1.4mm，2.4mm の眼球位置の推定誤差は，それぞれ最大で 0.7deg，1.2deg 程度の視線の推定誤差をもたらすことになる．視線は，図 4.2 に示したように，推定した眼球位置 e と頭部座標系上の点 M を結ぶ直線として求められる． M は眼球運動計測装置の出力を変換して求めるため，眼球位置の推定誤差に関わらず，視線は必ず M を通る．よって，ここでは視線の推定誤差は，図 4.2 に示した角度として求めた．

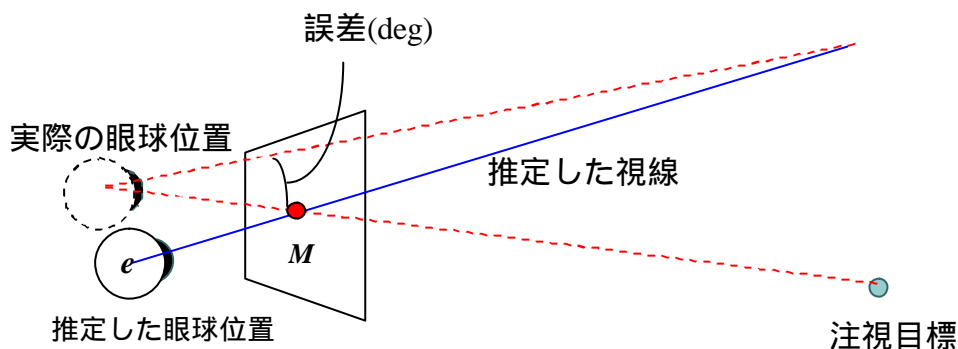


図 4.2 推定した視線の誤差の定義

4.1.2 視線の推定精度

次に各計測装置の計測誤差別に 100 回のキャリブレーションを行い，それぞれ 100 点を注視した際の視線の推定誤差の平均を表 4.2 に示す．

表 4.2 推定した視線の平均誤差と標準偏差 (deg)

位置計測装置(mm)	0.3	0.5
眼球運動計測装置(deg)		
0.2	0.6(0.02)	0.7(0.02)
0.4	0.8(0.04)	0.8(0.02)

この結果から理論的に視線の推定は、 $0.6\text{deg} \sim 0.8\text{deg}$ 程度の精度で可能であることが予測される。

ここで、 1deg の誤差は、眼球位置から 600mm 離れた地点で、距離にして約 10mm 程度である。

4.2 実験

実験は、2種類行った。

1つ目の実験では、本システムの有用性を検証するために、位置計測装置で3次元位置を計測可能な赤外線LEDマーカを被験者に注視してもらい計測を行った。

2つ目の実験では、被験者に到達運動を行ってもらい計測を行った。

4.2.1 実験 1: 性能評価のための注視課題実験

4.2.1.1 実験方法

計測の手順としては、まず、片眼ずつ6点の注視目標を注視するキャリブレーションを行い、次に設定した計測領域内にランダムに配置した9点の注視目標を注視してもらい、それぞれの注視目標を注視している間の1秒間をサンプリングレートは 200Hz で計測した。計測領域は、シミュレーションと同様であり、注視課題に用いた9点の注視目標は、設定した直方体領域に対して図 4.3 のように配置した。

計測はまず左眼を隠して右眼だけで注視する試行 (Right)、次に右眼を隠して左眼だけで注視する試行 (Left)、最後に両眼を開けて注視する試行 (Both) の順に行った。

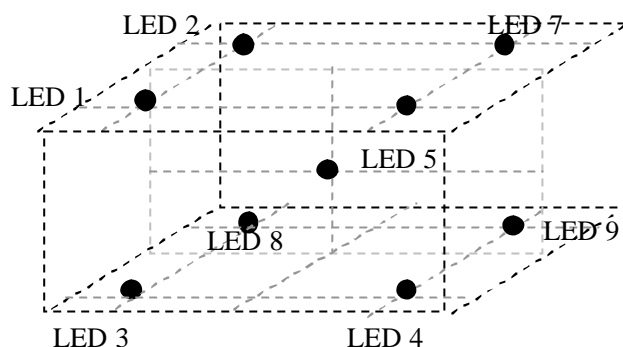


図 4.3 注視課題に用いた注視目標 (LED) の配置

4.2.1.2 被験者

被験者 YM は、ハードコンタクトレンズによる矯正視力 (R:1.0 L:1.0 (自己申告)) で利き眼は左眼、被験者 TY は正常視力 (R:0.5 L:0.7 (自己申告)) で利き眼は左眼、被験者 SE はソフトコンタクトレンズによる矯正視力 (R:1.0 L:1.0) で利き眼は右眼である。

4.2.1.3 結果

実験での推定誤差は、システムの推定精度の影響の他に、被験者の注視精度、利き眼の影響を含むため、被験者毎に分けて結果を示した(表 4.3)。ここで推定誤差は、推定した視線と、推定した眼球位置と注視目標を結んだ直線とが成す角度として計算した。

被験者ごとに結果を見ていくことにする。まず、被験者 YM は右眼のみで注視課題を行った場合、視線の推定誤差は平均して 0.7deg、左眼のみの場合は

1.3degであった。この結果は、3人の被験者の中で最も精度がよかった。

また、両眼で行った場合を見ると平均では、右眼が1.0deg、左眼が1.1degと左右であまり大差はないが、各LEDを見たときのそれぞれの誤差をみると左右に偏りが見られた。しかし、必ずどちらか一方の精度が悪いというわけでもなく、そこに法則性は見られない。

次に被験者TYの結果を見ると、右眼のみの場合の視線の推定誤差は2.0deg、左眼のみの場合は1.6deg、両眼の場合は右眼が3.5deg、左眼が1.7degと一貫して右眼の精度が悪かった。

被験者SEにおいては、右眼のみの場合に誤差は1.0deg、左眼のみの場合に誤差は3.2deg、両眼の場合に右眼が1.0deg、左眼が2.3degであった。

なお、グラフ中の印の欄は、ヘッドユニットのLEDマーカの位置が検出できなかったため、解析不可能であったことを示している。

表 4.2 注視実験における視線の推定誤差 (deg)

Subject	Eye	LED 1	LED 2	LED 3	LED 4	LED 5	LED 6	LED 7	LED 8	LED 9	Ave.	
YM	Right			0.8	0.3	0.2	1.5	1.1	0.6	0.7	0.7	
	Left	1.4	1.4	0.4	0.8	1.3	2.5	1.8	1.3		1.3	
	Both	Right	1.2	0.5	0.6		0.5	1.3	1.1	1.7		1.0
		Left	0.2	1.0	0.3		1.4	1.4	1.6	1.5		1.1
TY	Right	1.5	2.0	2.7	1.4	2.1	2.0	2.6	2.4	1.3	2.0	
	Left	2.6	2.0	2.3	1.0	0.6	2.2	1.7	1.0	0.6	1.6	
	Both	Right	3.4	3.7	3.7	3.6	4.7	4.2	4.7	3.9	3.3	3.5
		Left	1.0	0.4	2.0	1.3	2.4	2.7	2.4	2.0	0.9	1.7
SE	Right	0.7	0.8	0.3	0.8	0.8	1.4	1.9	1.3	0.6	1.0	
	Left	3.3	1.5	5.4	3.1	2.8	3.8	1.3	5.1	2.5	3.2	
	Both	Right	0.8	0.6	1.0	0.6	1.4	1.2	1.8	0.3	1.3	1.0
		Left	2.1	1.9	4.0	1.8	1.6	3.0	0.9	4.0	1.8	2.3

(データ欠損)

4.2.1.4 考察

被験者 YM においては、シミュレーションで確認したシステムの性能が 0.8 ~ 1.1deg 程度であることを考慮するとほぼ正確に目標を注視していると考えられる。

ここで、被験者 YM の各条件での解析結果をグラフに表した(図 4.4 ~ 図 4.6)。グラフは、被験者が各注視目標を 1 秒間注視しているところを計測した際の視線と左右の眼球位置を 50msec おきに重ねてプロットしたものである。この図からも被験者 YM がほぼ正確に注視目標を注視している様子がうかがえる。

次に、被験者 TY においては、被験者の利き眼は左眼であり、視力も左眼のほうがよいことが左右の眼の注視精度に影響していると考えられる。

同様に、被験者 SE においても精度の差は利き眼の影響と考えられる。

結果として計測の精度は、被験者 3 人においてまちまちであったが、被験者 YM においてはほぼ安定して 2deg 以下の精度が確認できたことから 2deg 以上の誤差は被験者の注視精度の範疇ではなかと考えられる。

また、利き眼の影響については、被験者 TY および SE において傾向が現れたものの、被験者 YM においては一定した傾向が見られなかったため、ここでははっきりとした結論を出すことはできない。

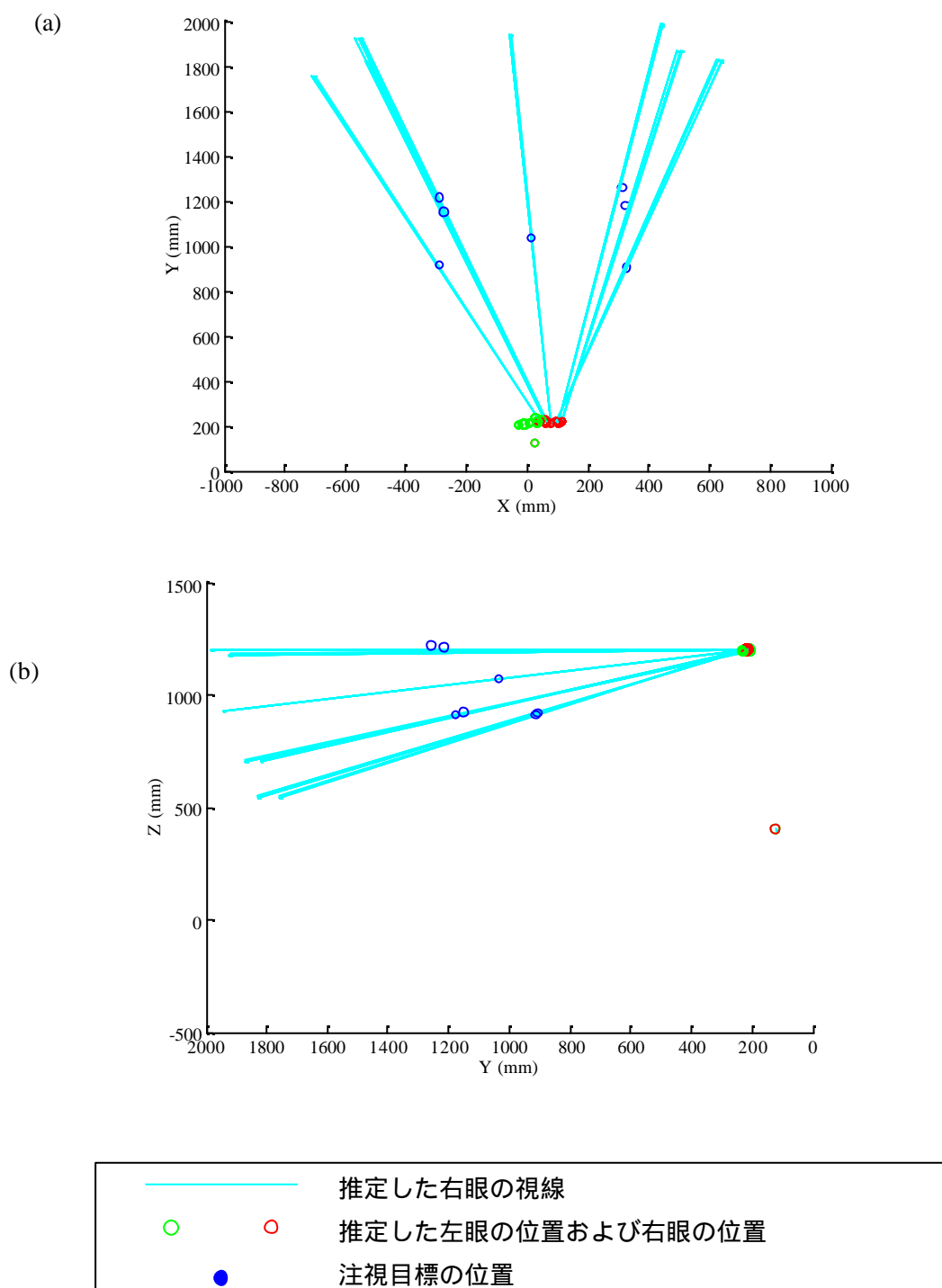


図 4.4 右眼のみで行った注視課題実験（被験者 YM）

(a) , (b) はそれぞれ、被験者 YM が各注視目標を右眼のみで 1 秒間注視しているところを計測した際の右眼の視線と左右の眼球位置を 50msec おきに重ねてプロットしたときの X-Y 平面、Y-Z 平面を表している。

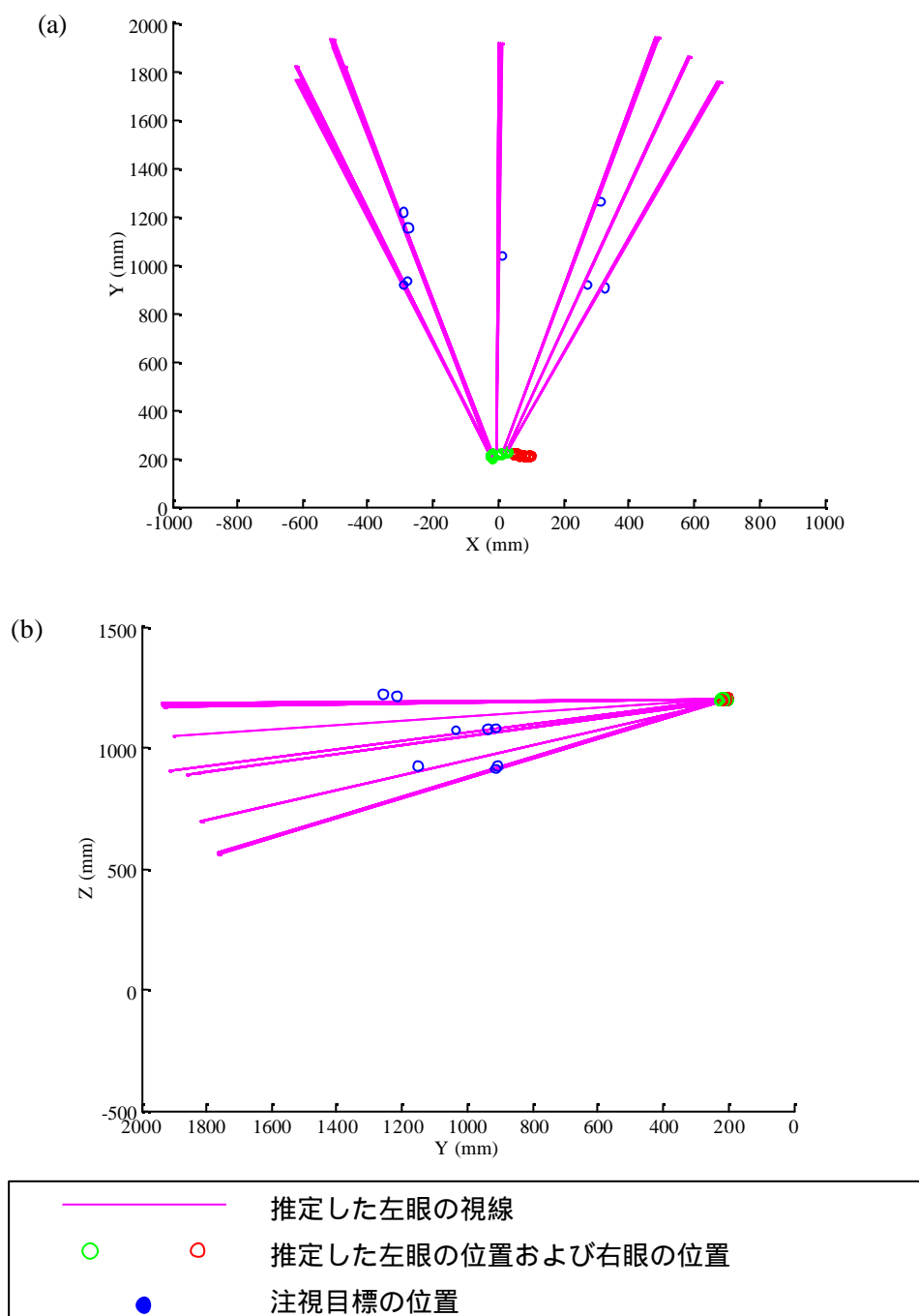


図 4.5 左眼のみで行った注視課題実験（被験者 YM）

(a), (b)はそれぞれ，被験者 YM が各注視目標を左眼のみで 1 秒間注視しているところを計測した際の左眼の視線と左右の眼球位置を 50msec おきに重ねてプロットしたときの X-Y 平面，Y-Z 平面を表している．

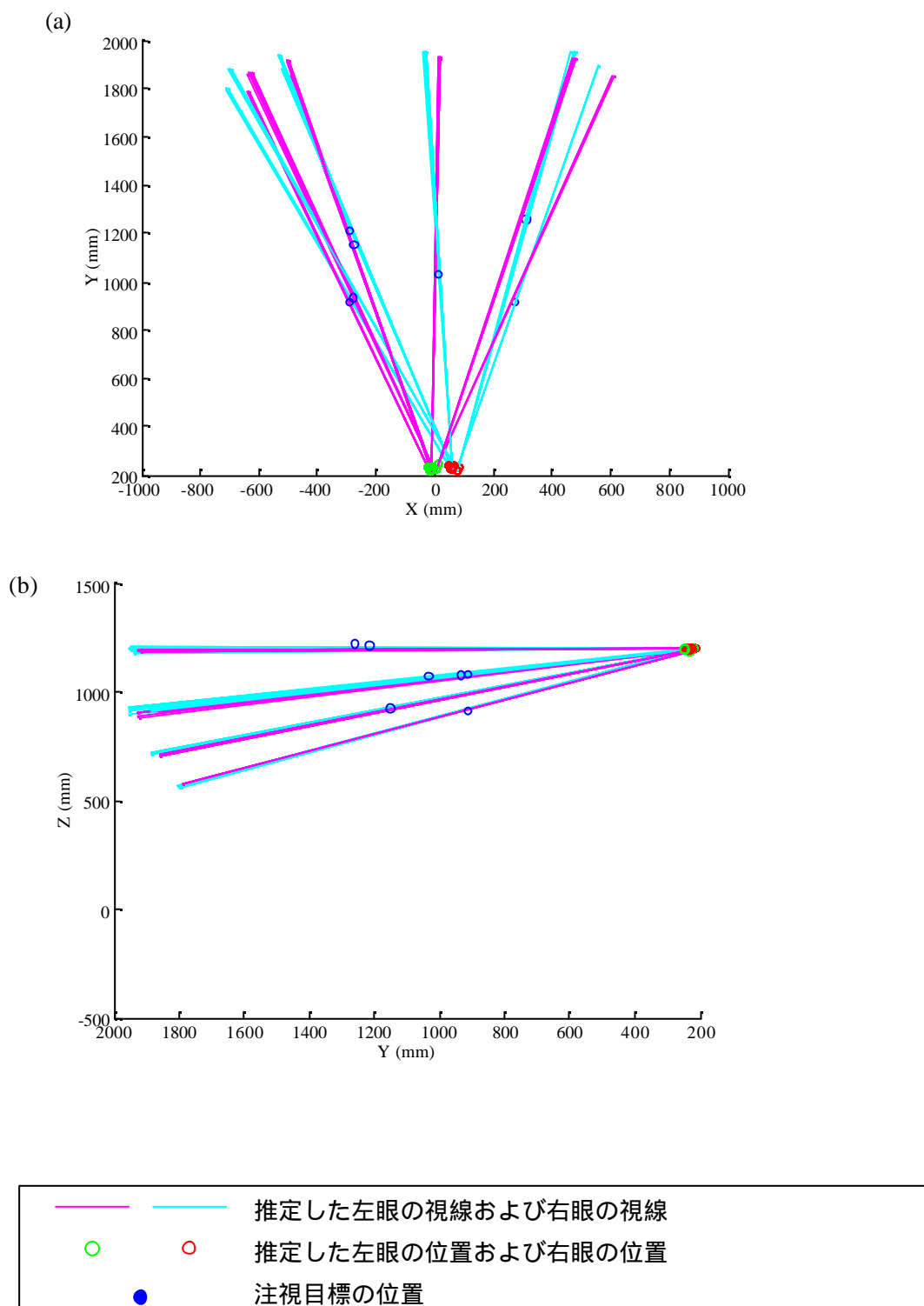


図 4.6 両眼で行った注視課題実験 (被験者 YM)

(a), (b)はそれぞれ, 被験者 YM が各注視目標を両眼で 1 秒間注視しているところを計測した際の両眼の視線と左右の眼球位置を 50msec おきに重ねてプロットしたときの X-Y 平面, Y-Z 平面を表している.

4.2.1 実験 2: リーチング時の視線計測

到達運動 (reaching movement) は、外界に働きかける運動の中でも基本的な動作であり、通常は視覚から得られた目標の位置情報をもとに目標までの軌道を決めている。また、目標に手を近づけたときの誤差を修正するために視覚情報が利用されている。視線計測システムに要求される精度は行う運動によって異ってくるが、ある1点へのポインティング動作を40回繰り返したときの被験者の試行ごとの到達点のばらつきは、約10mm程度であることが確認されており(阪口)、到達運動の際に要求される視線計測システムの精度は手が届く範囲で約10mm程度、視角にすると約1deg程度であればよい。

本システムは、シミュレーションにおいて理論的には0.6~0.8deg程度の精度で計測可能であるため、リーチング時の視線計測に有用であると思われる。

4.2.2.1 実験方法

実験は被験者の目の高さから約100mm下の水平面に立てた4本のバーのうち実験者によって指示されたものに被験者がリーチングをするという条件で行った(図4.7)。

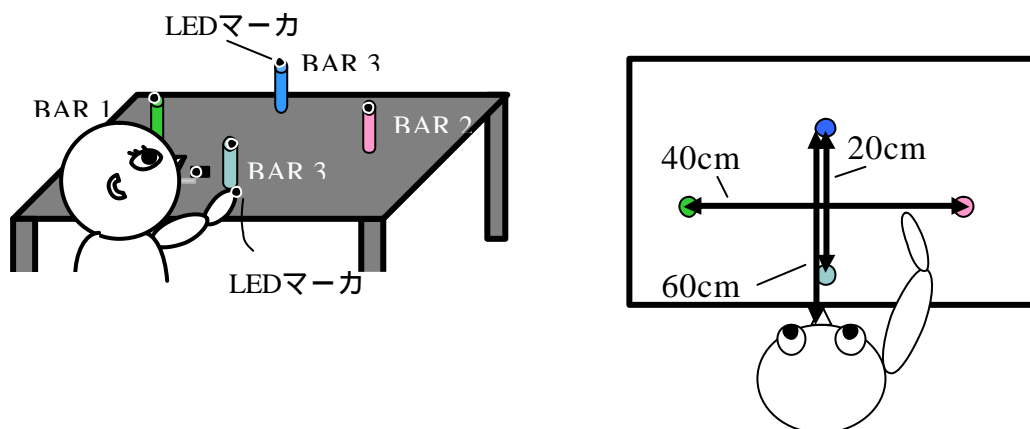


図 4.7 リーチング実験

また、被験者の人差し指およびバーの先端に赤外線 LED マーカをつけ、位置計測装置で同時に計測した。サンプリングレートは、130Hzで行った。

4.2.2.2 被験者

注視課題実験のときと同様の被験者 YM において行った。

4.2.2.3 結果

リーチング実行時の被験者の注視点（左右の視線の交点）、手先の位置、および実験者によって指示されたバーの位置の座標値の推移を4本のバーごとに図4.8, 4.11, 4.14, 4.17に示した。それぞれの図は、上からX軸, Y軸, Z軸の座標値を表している。これらの図でグラフが途絶えている部分は、赤外線 LED マーカの位置が検出できなかった部分である。これらの図を見ると、BAR1では、グラフが途切れてしまっているものの、他のBARにおいてはそれぞれのバーにおける被験者の注視点の位置、手先の位置は、手先に先行して注視点がバーに近づいていく様子がうかがえる。

また、図4.9, 4.12, 4.15, 4.18は、バーに対する左右の視線の角度（ずれ）であり、これを見ると、時刻0から始まって、ある点でサッケードを起こし、急激に視線がバーに向いていることが見て取れる。

図4.10, 4.13, 4.16, 4.19は、被験者がいる3次元空間において、被験者の真上から被験者の視線および眼球位置を観察し、200msecおきに視線と眼球位置をプロットした図である。これをみても被験者の視線が正確にバーのほうを向いていることがわかる。また、左右の視線の交点、つまり注視点を見ると奥行き方向に多少前後しているもののバーからの大幅なずれはないことがわかる。

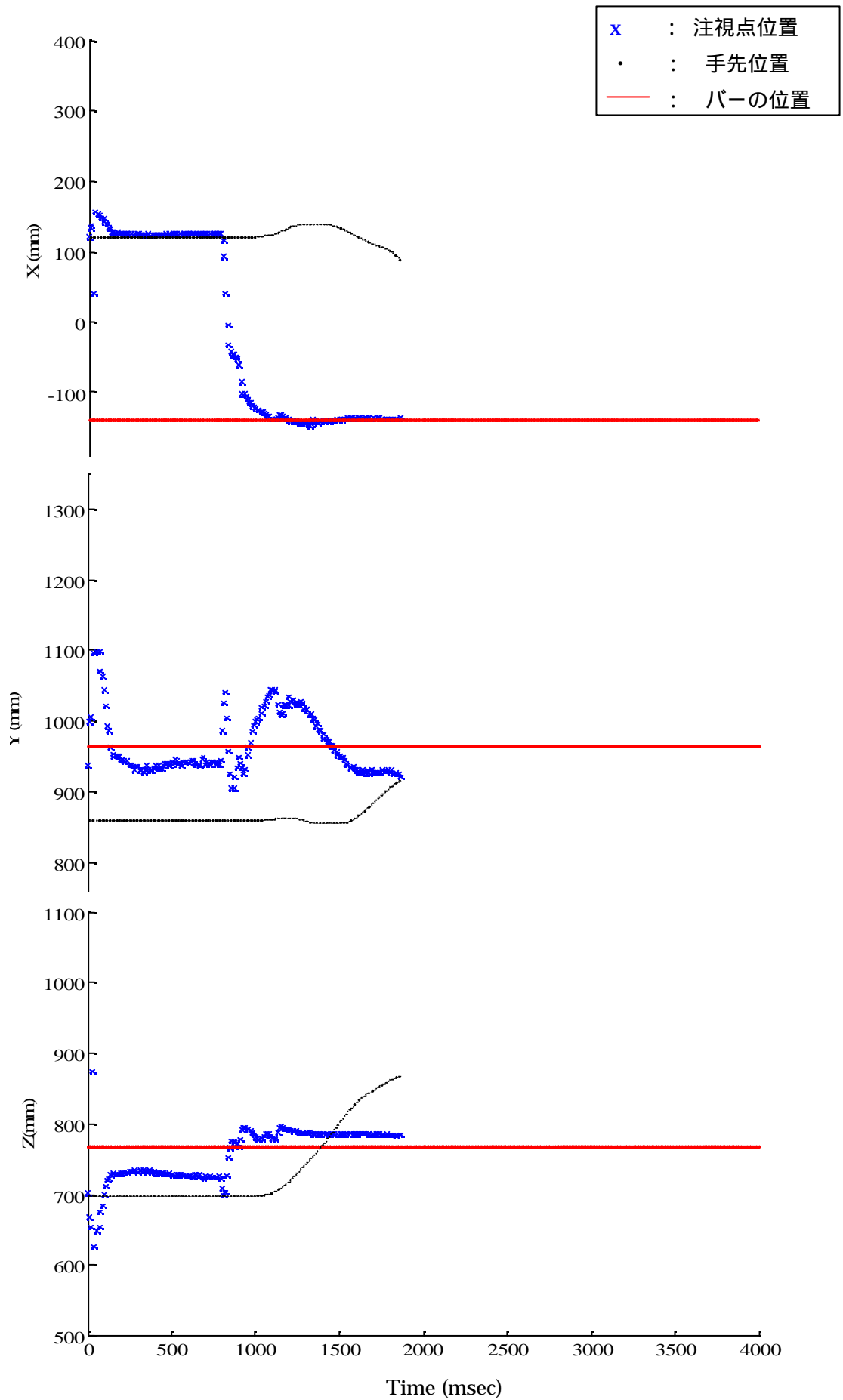


図 4.8 バーの位置に対する被験者の注視点および手先位置の座標値の推移 (BAR 1)

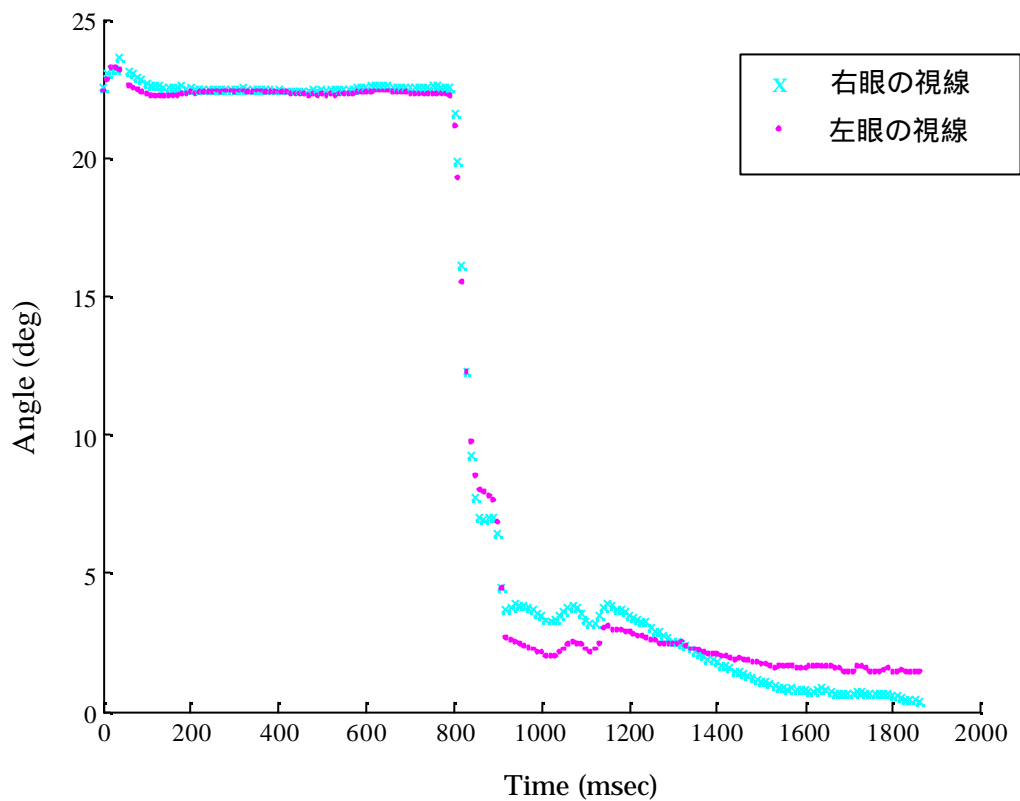


図 4.9 左右の視線のバーからの誤差 (BAR 1)

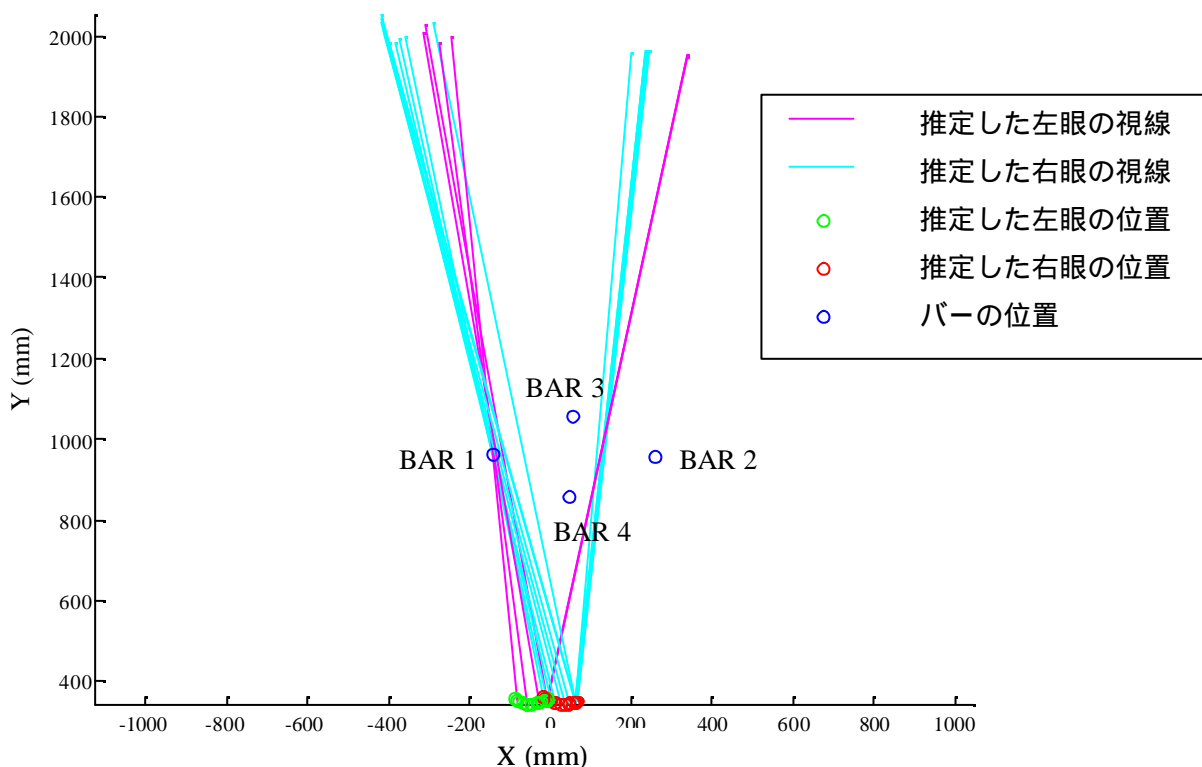


図 4.10 バーと左右の視線の位置関係の推移を被験者の真上から見た図 (BAR 1)

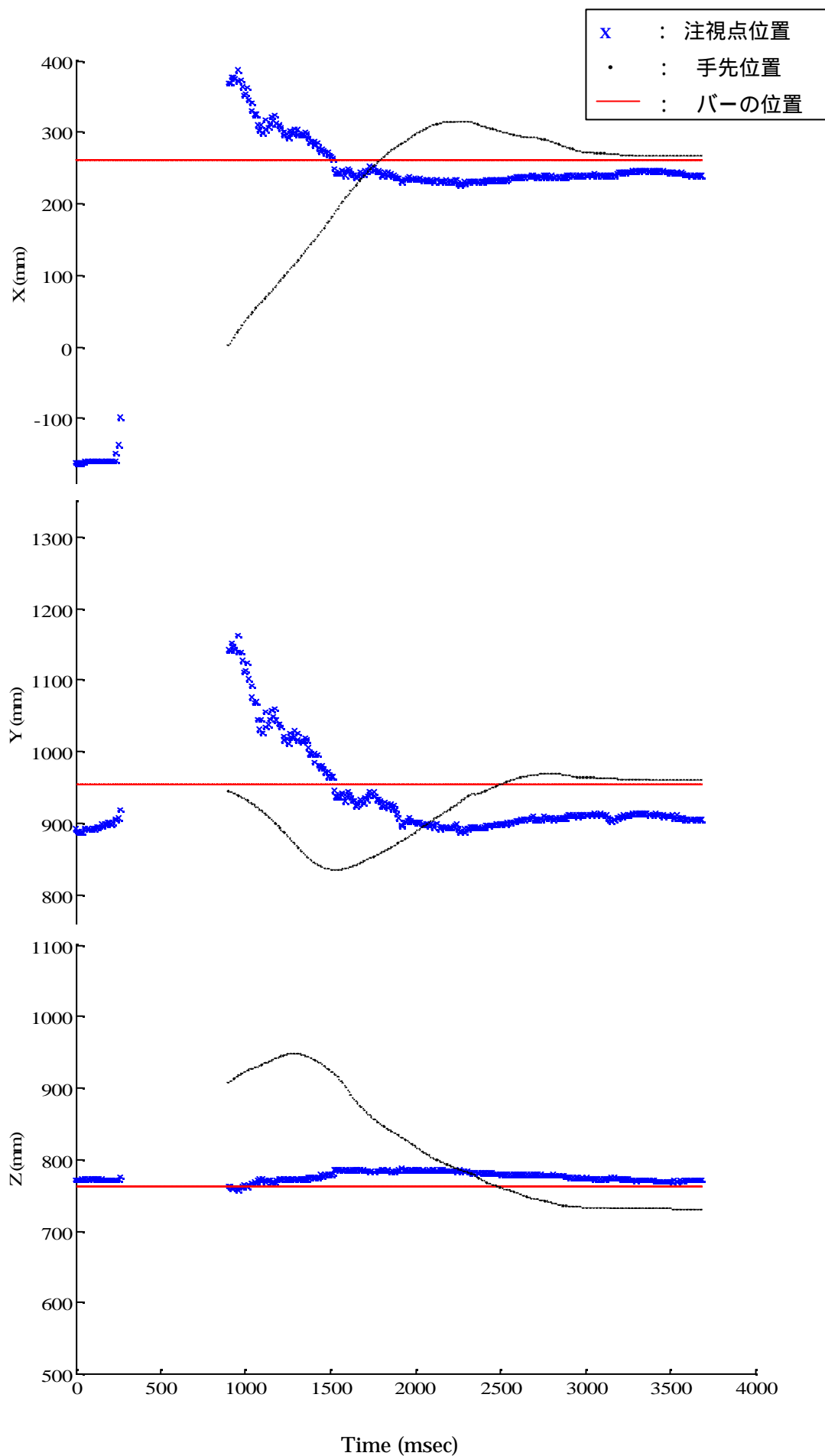


図 4.11 バーの位置に対する被験者の注視点および手先位置の座標値の推移 (BAR 2)

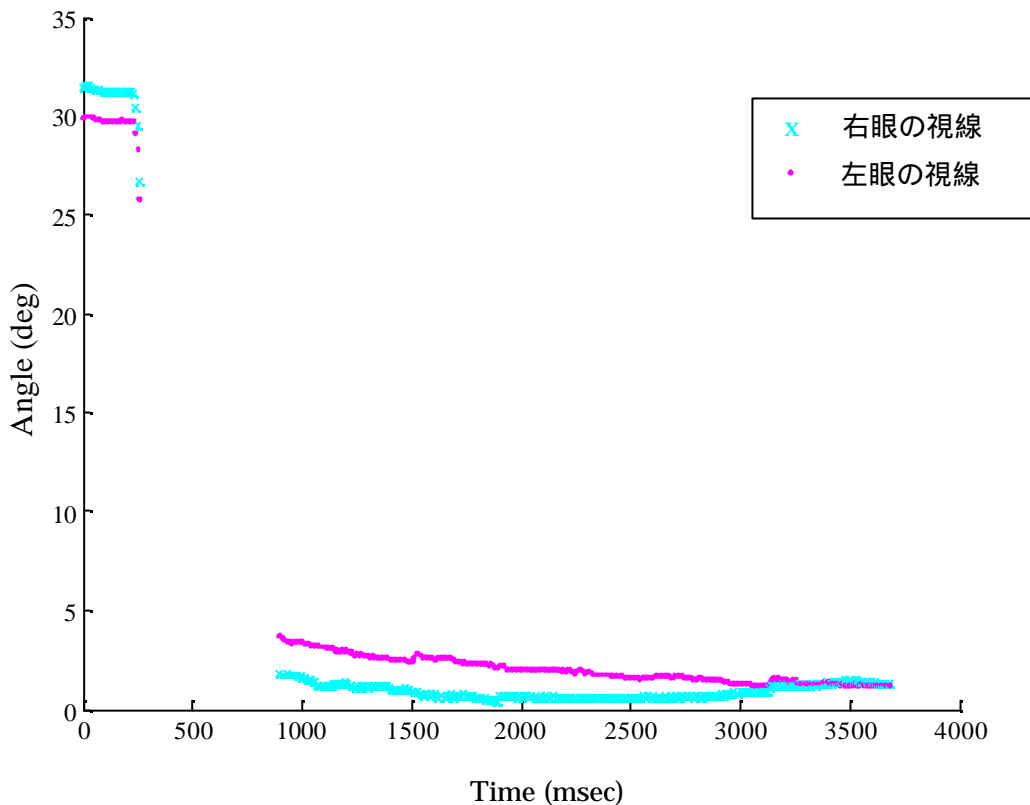


図 4.12 左右の視線のバーからの誤差 (BAR 2)

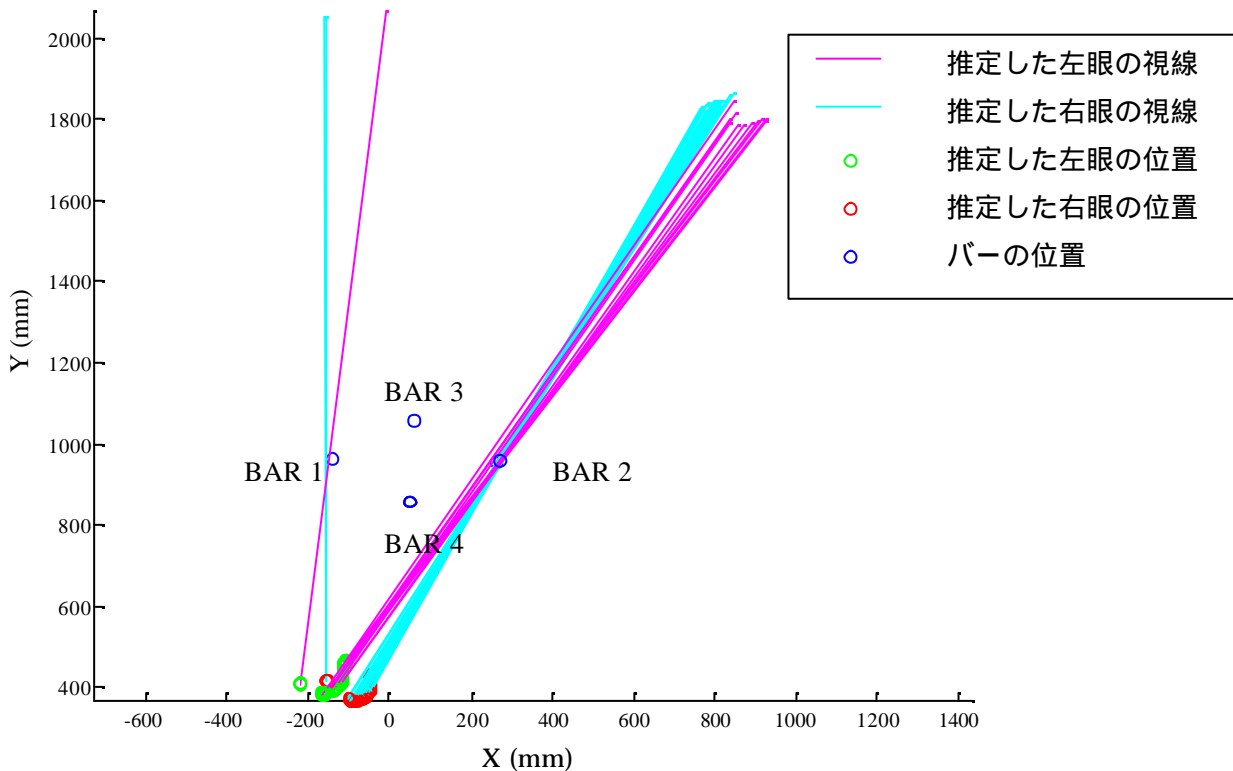


図 4.13 バーと左右の視線の位置関係の推移を被験者の真上から見た図 (BAR 2)

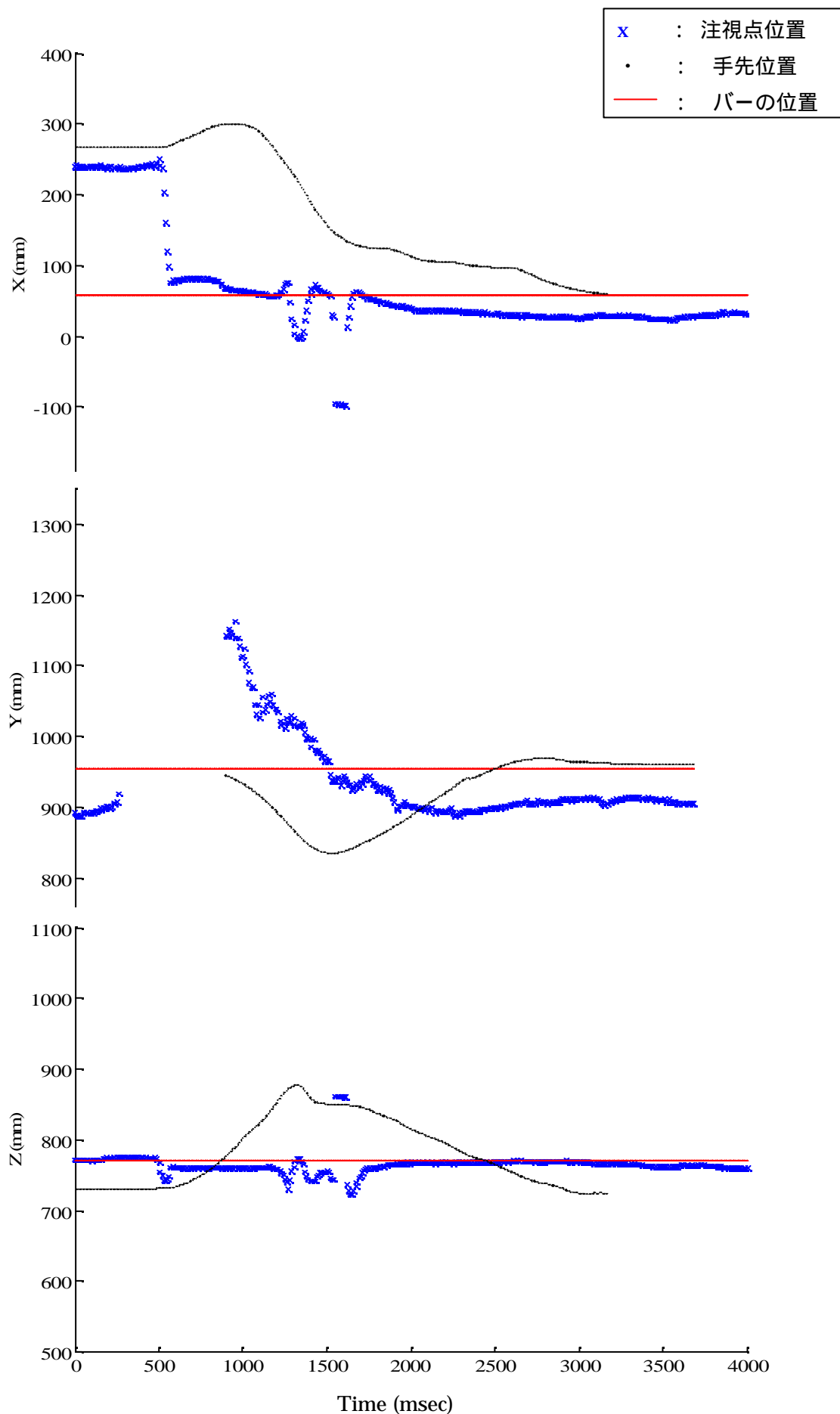


図4.14 バーの位置に対する被験者の注視点および手先位置の座標値の推移 (BAR 3)

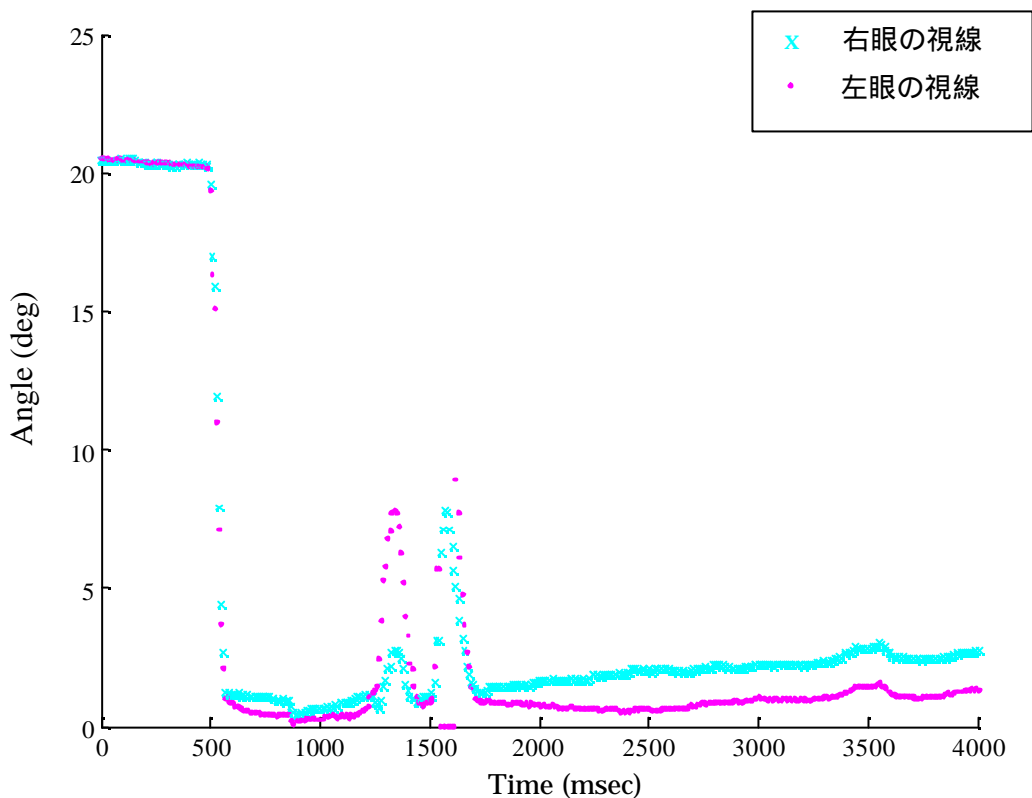


図 4.15 左右の視線のバーからの誤差 (BAR 3)

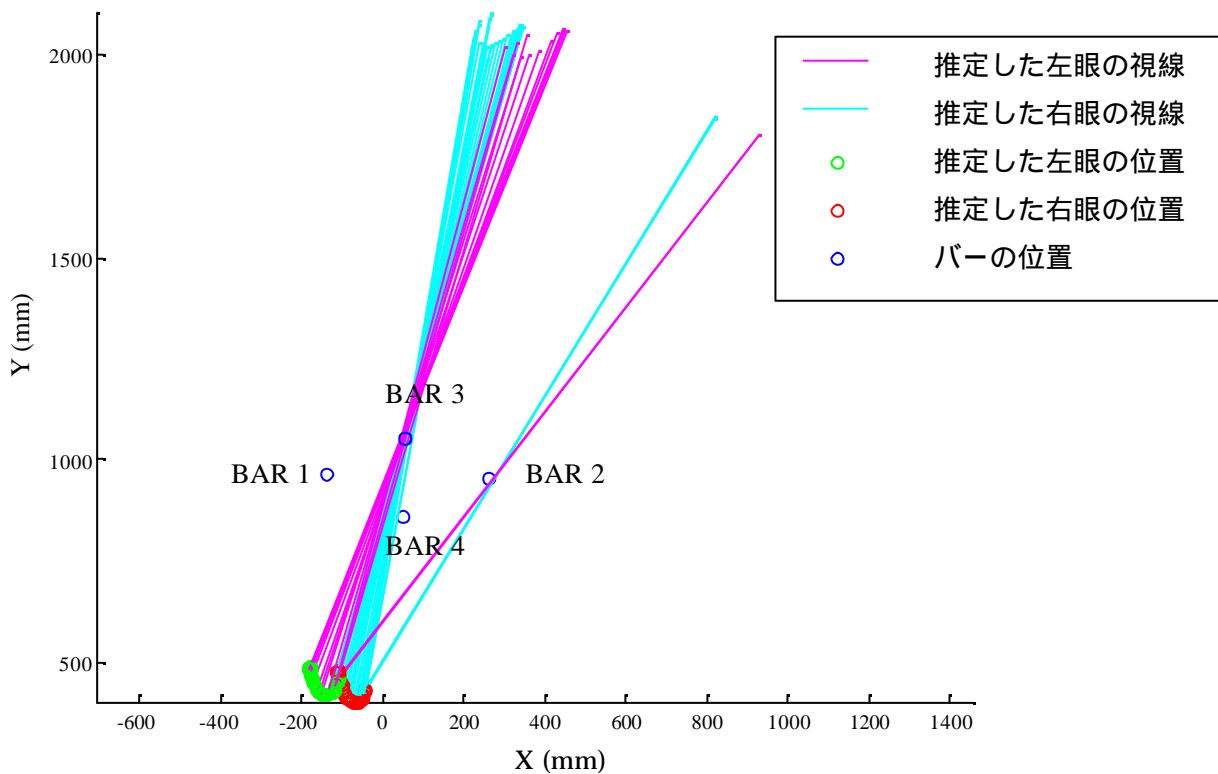


図 4.16 バーと左右の視線の位置関係の推移を被験者の真上から見た図 (BAR 3)

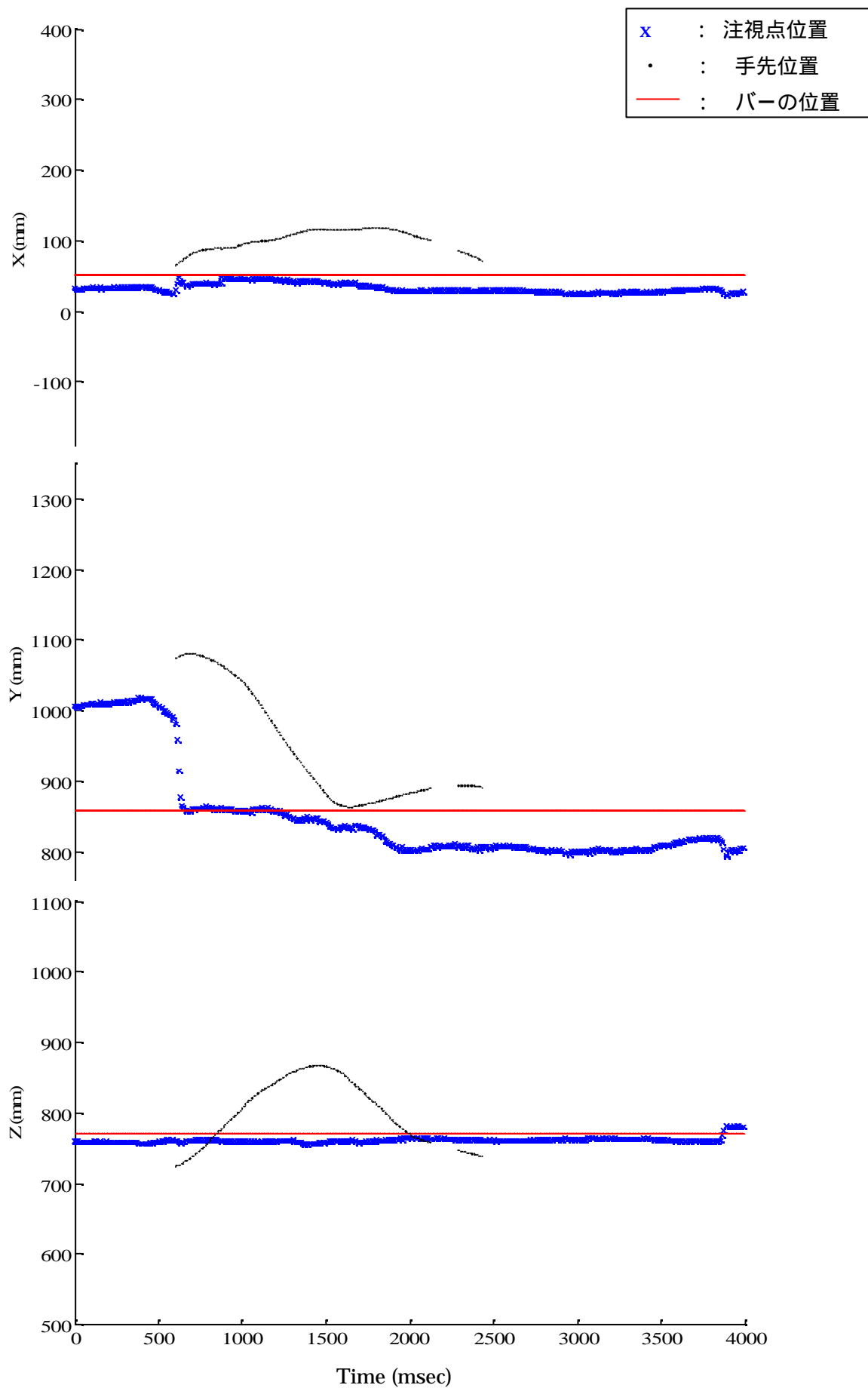


図4.17 バーの位置に対する被験者の注視点および手先位置の座標値の推移 (BAR 4)

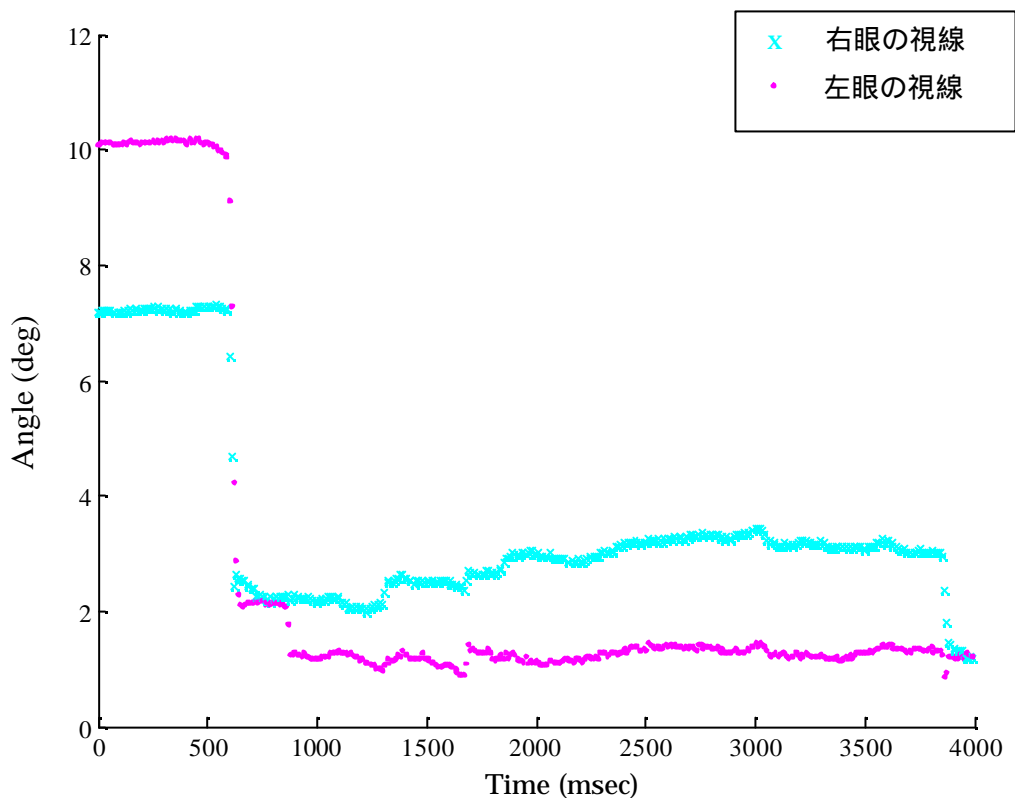


図 4.18 左右の視線のバーからの誤差 (BAR 4)

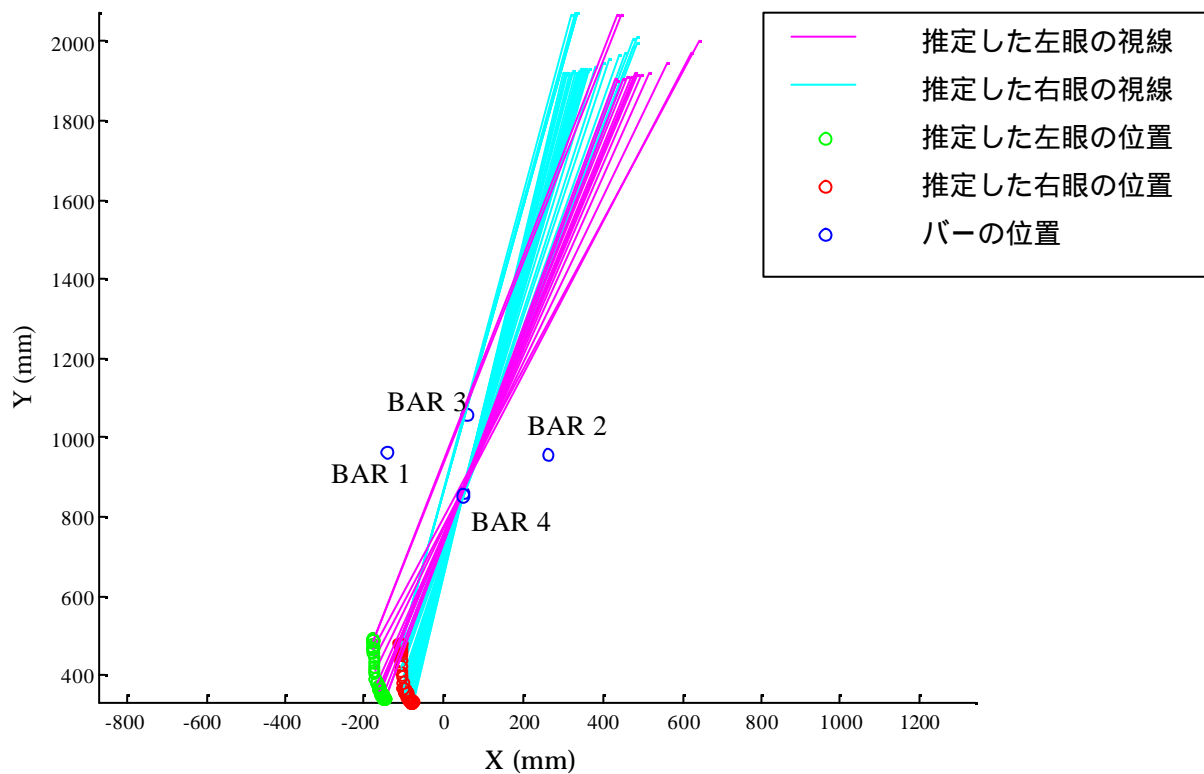


図 4.19 バーと左右の視線の位置関係の推移を被験者の真上から見た図 (BAR 4)

4.2.2.4 考察

この実験により、本システムを用いてリーチング運動時の視線計測が可能であることが確認できた。

第5章 まとめ

本研究では、人間の運動時の視覚情報の役割の解明に向けて、頭部を制約せず、人間の運動時の3次元空間中の視線をオンラインで計測可能な視線計測システムの構築を試みた。

実際の計測に先だって行った性能評価のためのシミュレーションでは、リーチングを想定した計測範囲で理論的にはおおよそ $0.6\text{deg} \sim 0.8\text{deg}$ の精度で計測可能であることがわかった。

また、実験は3人の被験者を用いて2種類行った。1つ目の実験では、実際の計測ではどの程度の誤差で計測可能かを確かめるため、位置計測装置で3次元位置を計測可能な注視目標9点を被験者に注視してもらう注視課題実験を行った。その結果、被験者間でばらつきはあるものの、平均して $1\text{deg} \sim 3\text{deg}$ 程度の誤差がでることがわかった。

もう1つの実験では、実際に運動時の視線計測が可能かどうか確認するため、自分の手を目標物に到達させるリーチング運動をしている際の計測を行った。実験は被験者の目の高さから約 100mm 下の水平面に立てた4本のバーのうち実験者によって指示されたものに被験者がリーチングをするという条件で行った。また、被験者の人差し指に赤外線 LED マーカをつけ、位置計測装置で視線と同時に指の位置も計測した。その結果、バーの位置を指示されてから、まず視線がバーの方向に移動し、その後に手が対象となったバーへ移動していく様子が観察された。

この実験は、実験方法、実験回数から考えても視覚情報と運動制御に関しての考察を行うには不十分ではあるが、これは今後の課題として、ここでは実際にリーチング運動における視線計測が可能であることを確認できた。

今後は本システムを用いて、人間が様々な運動を行っている際の視線を計測

し、運動制御における視覚情報の役割の解明につながることを期待できる。

参考文献

- [1] 苧阪良二, 中溝幸夫, 古賀一男, 眼球運動の実験心理学, 名古屋大学出版会, 1993.
- [2] 淀川英司, 東倉洋一, 中根一成, 視聴覚の認知科学, コロナ社, 1998.
- [3] 大野健彦, 視線から何がわかるか - 視線測定に基づく高次認知処理の解明, *Cognitive Studies*, Dec. 2002, 9(4), 565-579.
- [4] 本田仁視 著, 眼球運動と空間定位, 風間書房, 1994.
- [5] 大山正, 今井省吾, 和気典二 (編), 感覚・知覚心理学ハンドブック, 1994.
- [6] Michael Land, Neil Mennie, Jennifer Rusted, “The roles of vision and eye movements in the control of activities of daily living”, *Perception*, 1999, volume 28, pages 1311-1328.
- [7] 日本視覚学会 編, 視覚情報ハンドブック, 朝倉書店, 2000.
- [8] John J. Craig 著, 三浦宏文, 下山勲 訳, ロボティクス, 共立出版株式会社 2002.
- [9] 三浦利章, 行動と視覚的注意, 風間書房, 1996.
- [10] Michael Land, McLeod P, “From eye movements to actions: how batmen hit the ball.” *Nature Neuroscience* 2000 Dec; vol3 no12: 1340-1345.
- [11] Michael Fetter, Thomas Haslwanter, Hubert Misslisch and Douglas Tweed, “Three-Dimensional Kinematics of Eye, Head and Limb Movements”, harwood academic publishers, 1997.

- [12] Sheldon M. Ebenholtz, *Oculomotor Systems and Perception*, Cambridge, 2001.
- [13] D.Y. P. Henriques, W. P. Medendorp, C.C. A. M. Gielen, J. D. Crawford, "Geometric computations underlying eye-hand coordination: orientations of the two eyes and the hand", *Exp Brain Res* (2003) 152:70-78.
- [14] Kenneth J. Ciuffreda, Barry Tannen, *EYE MOVEMENT BASICS FOR THE CLINICIAN*, 1995 .
- [15] 乾 敏郎編, 認知心理学 1 知覚と運動, 東京大学出版会, 1995 .
- [16] 竹上健, 後藤敏行, 大山玄, 視線方向計測のための高精度瞳孔検出アルゴリズム, 電子情報通信学会論文誌 D- Vol. J86-D- No. 2 pp.252-261 ,2003 .
- [17] 平田豊, 山地一禎, 堺浩之, 臼井支朗, 視覚における瞳孔の機能と網膜像の情報量, 電子情報通信学会誌 D- Vol. J85-D- No.4 pp.659-667 , 2002 .
- [18] 満上育久, 浮田宗伯, 木戸出正継, 視線情報を用いた注視点の 3 次元位置推定, 電気情報通信学会技術研究報告 PRMU2002-169 .
- [19] 松田隆夫 著, 視知覚, 培風館, 2000 .
- [20] 山近 慎二, 阪口 豊: お手玉の運動制御における視覚情報の役割 (2), 電子情報通信学会技術研究報告, NC98-168, 1999.
- [21] 古賀一男, 眼球運動実験ミニ・ハンドブック (財) 労働科学研究所出版部, 1998 .
- [22] 大野健彦, 武川直樹, 吉川厚, 眼球形状モデルに基づく視線測定法, 第 8 回画像センシングシンポジウム, pp.307-312 , 2002 .
- [23] 戸田真人, 松山隆司: 装着型能動視覚センサを用いた 3 次元注視点の抽出, 情報処理学会研究報告(2003-CVIM-138) ,Vol.2003 ,No.41 ,pp.113-120 ,2003.5.
- [24] 遠藤さやか, 阪口豊, "運動制御解析にむけた 3 次元視線計測システム", 計測自動制御学会 SI2002 講演論文集(), p.209-210 .

謝辞

本研究を進めるにあたり,ご指導いただいた阪口 豊助教授,出澤 正徳教授,石田 文彦助手,島井 博行助手に深く感謝いたします。また,多くのご助言をいただいたヒューマンインターフェース学講座の皆様にも心より感謝いたします。