

第 1 章 序論

視線は視覚機能を分析する上で重要な要素であることから，視線を決定する要素である眼球運動の計測が多く認知心理学実験で行われている．また近年では，ウェアラブルコンピューティングや四肢の運動障害や発声障害を持つ人々のための，ポインティング・入力インターフェース，ITS（高度道路交通システム）といった分野でも眼球運動計測への注目が高まっている．このため，そのシステムの開発には，時代の最先端の技術が用いられてきた．その結果，「角膜反射法」や「強膜反射法」，「サーチコイル法」，「EOG 法」などのこれまでであった手法に改良が加えられるだけでなく，様々な手法が提案されている[1]．しかし各方法にはそれぞれ長所・短所があり，未だにいかなる環境でも有効に機能する方法は存在しない．

本研究では「被験者への負担が小さい」，「眼球位置の推定精度が高い」という特長をもった眼球計測システムを実現することを目的として従来から提案されている EOG 法(Electro-oculography)に着目し，それに「眼球の電池モデル」をより弱点を克服した眼球運動計測法を提案する．

1.1 研究の背景

眼球の動きを計測するために現在までさまざまな方法が開発されてきた。その歴史は長く、19世紀末にはすでに文章を読む作業における眼球運動計測が試みられている[2]。

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う、眼球運動計測装置の信頼性向上が進み、以前ほど扱いにくい道具ではなくなってきた。また、視線データを自動的に分析する手法に関する研究も行われている[3]。研究対象も、文章の読解、絵や風景の認識などの伝統的な研究課題にとどまらず、見ている対象が次々に変化していくリアルタイムゲーム、ITS(高度道路交通システム)における自動車の運転中の視線分析や睡眠検知など、実用化されている物も多くある。

ここでは、眼球運動を測定する時に重要な眼球に関する基礎知識をまとめる。

1.2 眼の構造

人間の眼球は個人差や民族による差異があるが、平均的な眼球は直径約24mm のほぼ球型で、角膜の半径は7~8mm ほどである。ひとつの眼球には眼球を動かすための6本の強靱な筋肉が備わっており、これを外眼筋(extraocular muscle)と呼ぶ。外眼筋は、外直筋、内直筋、上直筋、および上斜筋の6本の異なった種類がある。それら6本の外眼筋は相互に連携しながら、上下を貫くz-軸と、両耳を貫くy-軸を中心に眼球を回転させることで、網膜上に2次元平面座標に変換された視野内の特定の位置を決定することができる[2].

1.3 眼球運動の種類

一般に、眼球運動は2つの主要なタイプに分類される[5]。第1のタイプは補償性眼球運動で、頭や身体の動きにかかわらず、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。第2のタイプ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が、この眼球運動の発生機序に関しては不明な点が多い。ここで、眼球運動計測で得られた眼球位置の変化がどのような眼球運動に基づくものであるかを整理する[2]。

1.衝動性眼球運動(saccadic eye movement, saccade)

ものを見ようとして注視点を急激に変化させるときに発生する眼球運動。サッカードとも呼ばれる。サッカード中には、ほとんど外界を知覚することができないという現象(サッカード抑制)が知られている。人が知覚する情報は、大半がサッカードとサッカードの間に得られたものである。

2.滑動性眼球運動(smooth pursuit eye movement)

ゆっくりと移動する物体を追尾するとき発生する滑らかな眼球運動。対象の移動速度が45deg/s 程度までの場合しか追尾できず、それ以上速い場合にはサッカードが発生する。

3.代償性眼球運動(compensatory eye movement)

頭部を回転したときに逆方向へ発生する眼球運動。頭部回転によって内耳半期管に加わった刺激に対して発生する前庭動眼反射である。なお、この運動は自分が頭を動かしたときにのみ発生する。自分で頭を振ったときには風景が静止して見えるが、他人に頭を揺すられると風景が揺れて見えることで体験できる。

4.輻輳性眼球運動(convergence eye movement)

両眼で物体を注視するとき、物体が前後に動くが発生する眼球運動。物体が近づくと両眼は内側に回転し、遠ざかると外側に回転する。両眼の眼球位置を同時に測定することで、輻輳性眼球運動の測定が可能である。

5.固視微動(micro saccade)

一点を注視中に発生する細かい眼球運動。固視微動は網膜上の視神経細胞を活性化する役割を果たしており、麻酔等で固視微動を抑止すると、視神経細胞が適応して対象が見えなくなる。これらを厳密に分離して測定することはかなり難しい。

第2章 眼球運動の計測法

2.1 眼球運動計測の特徴

眼球運動の中でとくに視線を計測することを視線計測と呼ぶ。視線計測において、1) 視線計測装置は何を測定しているのか、2) 得られたデータは人の眼球運動にどのように対応しているのか、が重要である。そこで、まずこの2点を整理する。

2.1.1 視線計測とは

人は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。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[3]。現在、多く用いられる手法は、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おこない、視線とするものである。また、計測段階で算出した軸が何であるかを厳密に定義せず、個人キャリブレーションによって視線を推定するシステムも見られる。キャリブレーションが必要なシステムは、頭部位置のわずかな変化等で対応関係の整合性が狂い、視線誤差が生じやすい[2]。

2.2 眼球運動計測法の種類

ヒトの眼球運動を測定する試みは19世紀後半から始まり、1世紀以上を経てその術は大きく進化した。当初の眼球運動の計測法とはコンタクトレンズに装着したペンで紙に直接動きを記録するものであり、被験者への負担は極めて大きかった、しかし現在では、コンピュータの前に座ればすぐ視線を計測することが可能になりつつある[1]。現在、様々な手法が提案され実用化されているもの数多くあるが、どの手法にも長所、短所があり完璧なシステムは存在しない。以下より、各測定法を紹介する。

① 角膜反射法

角膜反射法とは、角膜上に映った光源の虚像が、眼球運動に伴って平行移動するのをビデオカメラで検出する方法である。角膜上の虚像をビデオカメラで確認でき、センサの装着が容易である。時間的・空間的解像度はビデオカメラの解像度とフレーム周波数に依存して決まる。また、角膜表面の反射光と、角膜内部の反射光を組み合わせる位置を検出する、Double Purkinje Image(DPI)法という方式も存在する。

② 強膜反射法

黒目(角膜)と白目(強膜)では光に対する反射率が異なる。強膜反射法は、黒目と白目の境部分に光をあて反射率の違いにより目の動きを検出する方法である。簡単で比較的安価に検出できる。外部光の影響に弱いので、精度を得るには外部光が入らない状況で使用する必要がある。

③ サーチコイル法

サーチコイル法とは、交流磁界におかれたコイルに磁界と成す角度に比例した電位が発生することを利用して、眼位を測定する方法である。コイルが眼球にうまく装着されていれば、精度、測定域、安定性などに優れ、回旋が測定できるなど眼球運動の最も優れた計測法である。しかし、コイルを装着した特殊なコンタクトレンズを用いるため、角膜に傷をつける可能性があり、被験者の健康問題のために長時間の使用はできない。

④ EOG法(Electro-Oculography)

ヒトの眼球は、角膜部が正に、網膜部が負に帯電しているため、眼を動かすと目の周辺の皮膚の電位が変化する。この電位差を測定して電位を推定するのがEOG法である。この方法には、目の周辺に電極を貼付するだけでよいため、被験者の視野をさえぎらず、目を閉じてでも検出できるという利点がある。またその電極も医学分野などで使われており、人体への悪影響もなく、計測時間に制限がない。しかし、電磁ノイズに弱い、ドリフト現象(眼球の向きによらずに電位が変化する)が起きるといった理由から、現在では信頼性のある眼位測定法としては利用されていない。

<p>角膜の曲率中心と眼球の回転中心が異なることを利用</p> <p><角膜反射法></p>	<p>第1 Purkinje像(角膜前面)と第4 Purkinje像(水晶体後面)の移動量の変化を利用</p> <p><Double Purkinje 法></p>
<p>角膜(黒目)と強膜(白目)の反射率の違いを利用 (リンバストラッキング法)</p> <p><強膜反射法-Limbus Tracking></p>	<p>コイルを埋め込んだコンタクトレンズの位置を計測</p> <p><サーチコイル法></p>
<p>Electro-oculographyを利用 (角膜部が10~30 μVの正の電位を有する)</p> <p><EOG 法></p>	<p><視線測定システム FreeGaze></p>

図2.2 各眼球運動計測の比較[7]

]

2.3 各種眼球運動計測システムの比較

上述した眼球運動測定法にはそれぞれ特徴があり, それぞれの目的に合わせてどの方式を採用するかを決めなければならない. 表 2. 3 に, 文献[13]から引用した各方法の特徴をまとめた表を示す.

精度・・・水平, 垂直眼球位置測定の精度.

測定範囲・・・測定できる眼球位置の範囲.

応答速度・・・測定系の周波数帯域.

較正の容易さ・・・真の眼球回転角と計測により得られた回転角との較正の容易さ.

安定度・・・時間経過による較正のずれ.

頭部の固定・・・頭部固定の必要性及び空間座標系と眼位の関係.

被験者への負担・・・実験を行うときの被験者への負担.

表 2.3 各眼球運動計測法の比較[13]

検出方法	精度	測定範囲	応答速度	較正の容易さ	安定度	頭部の固定	被験者への負担
角膜反射法	○	○	○	△	○	△	○
Double Purkinje	◎	△	◎	△	○	△	○
強膜反射法	○	○	◎	△	○	○	○
サーチコイル法	◎	◎	◎	◎	○	◎	×
EOG 法	×	◎	×	△	△	○	△

◎ 非常に良い ○ 良い (一部問題) △ 可 (問題もある) × 大きな問題あり

第 3 章 多点眼電位に基づく眼球運動計測法

3.1 EOG 法の問題点

従来の EOG 法では，眼の両端に一对の電極を張り，その電位差と眼球位置がほぼ直線的な関係にあることを利用して，両者の関係から回帰直線を求め，それをもとにして眼球位置を求めている．

しかし，EOG 法には，眼球位置が一定であっても電位差が変動するドリフト現象が発生するために，キャリブレーション実行時から時間が経過すると，電位差と眼球位置の関係を維持することができず，眼球位置の計測精度が悪化する．溝尾[6][9]は，電極を少なくとも 3 つ以上配置し，多点間のデータを伊月[8]らが示唆した眼球の電池モデルに当てはめ，多点電極による出力電圧の関係で眼球位置を推定することにより，ドリフト現象の影響をキャンセルする方式を提案した．以下では，この方式について説明する．

3.2 眼球の電池モデル

伊月ら[8]は、眼球をひとつの電池とみなして、眼球周辺の電位差を計算する方法を提案した。後述するように、このモデルでは、眼球に電流が流れていることを仮定していて、その電流の大きさ（電流密度）が眼電位を決める比例定数の役割を果たしている。このモデルが持つパラメータのうち、時間的に変化するものは電流密度のみであることから、仮にこのモデルを受け入れるのであれば、ドリフト現象は電流密度が時間的に変化するために生じたものと捉えることができる。溝尾が提案した方式の原理は、この電流密度を推定することによってドリフト現象の影響をキャンセルすることである。

ここで、伊月のモデルについて説明する。このモデルでは、眼球を角膜が陽極、網膜側が陰極の電池と考える（図 3.1）。人の眼球を図に示すような球体モデルとして、眼球回転中心を O 、角膜中心点を A 、網膜中心点を B 、電極の位置を N 、 N から A までの距離を r 、 N から B までの距離を r' とする。眼球内部では電流 I が網膜から角膜に流れ、角膜に達した電流は角膜から放射状に流れ出し、網膜に達して眼球内に流れ込むとする。さらに眼球周辺の導電率を σ とすると、 N での電位 V_N は

$$V_N = \frac{I}{4\pi\sigma} \left(\frac{1}{r} - \frac{1}{r'} \right) \quad \dots (1)$$

と表すことができる[8]。

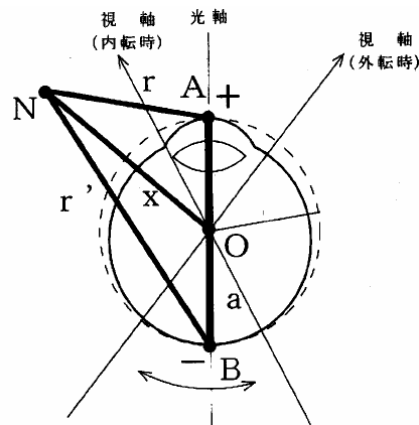


図 3.1 眼球の電池モデル [8]

図3.2のように、半径 a の眼球の回転中心を原点 O とするとき、後頭部より顔面に突き抜ける軸を x 、顔面に平行で水平な軸を y 、同様に平行で垂直な軸を z とする。更に、眼球が z 軸に対して、回転運動している角度を水平方向 θ 、 y 軸に対して回転運動している角度を垂直方向 ξ とし、眼球の網膜から角膜に電流 I が流れているとする。

図3.3 の設定で電極の位置を (x, y, z) と水平・垂直眼球位置をそれぞれ (θ, ξ) とすると、(1)式における r, r' は、

$$r = \sqrt{(x - a \cos \theta' \cos \xi')^2 + (y - a \sin \theta' \cos \xi')^2 + (z + a \sin \xi')^2} \quad \dots(2)$$

$$r' = \sqrt{(x + a \cos \theta' \cos \xi')^2 + (y + a \sin \theta' \cos \xi')^2 + (z - a \sin \xi')^2} \quad \dots\dots(3)$$

と、表せる。したがって(1)式は、眼球位置 (θ, ξ) の関数として

$$V(\theta, \xi; a; I; x, y, z) = \frac{I}{4\pi\sigma} \left(\frac{1}{r} - \frac{1}{r'} \right) \quad \dots\dots(1)'$$

と示すことができる。

更に, 電流密度をあらためて $I = \frac{I}{4\pi\sigma}$ と書き直すと,

$$V(\theta, \xi; a; I; x, y, z) = I \left(\frac{1}{r} - \frac{1}{r'} \right) \dots\dots(4)$$

と示すことができる.

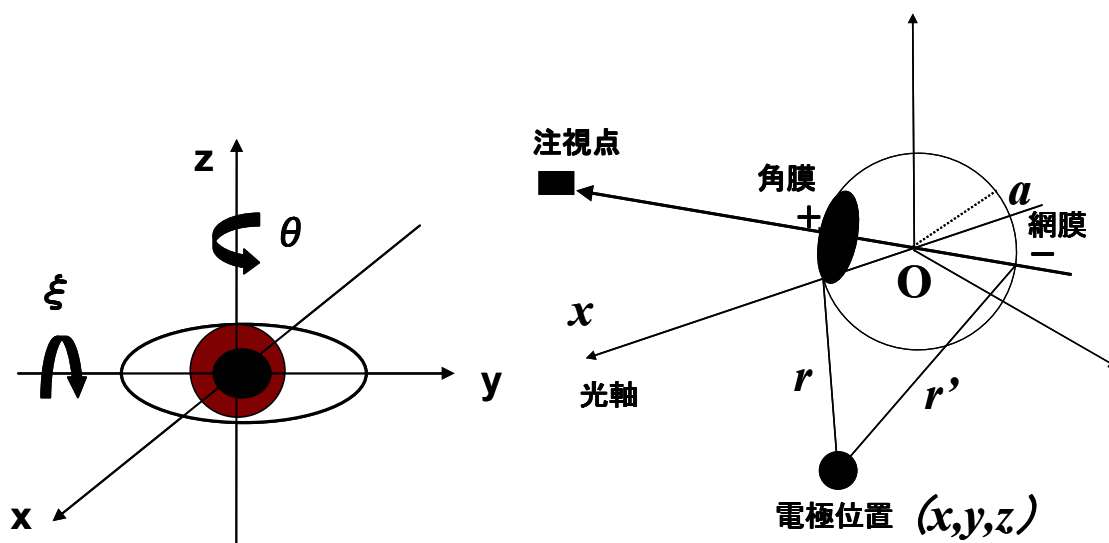


図 3.2 眼球と軸の関係

3.3 多点電極を用いた EOG 法

電池モデルがもつパラメータは，眼球半径，電極位置，電流密度であるが，これらのうち時間的に変化するものは電流密度のみである．したがって，上述したように，電池モデルにおいてドリフト現象の原因は電流密度を時間変化として捉えられる．しかし，2点間の電位差の情報のみでは，電位の変化がドリフトによって生じたのか，眼球位置の変化によって生じたのかを区別することができない．

したがって，電極の数を少なくとも3点以上にし，2つ以上の電位差を計測することにより，その変化の原因を特定することができる．多点電極を用いた EOG 法は，3点以上の電極を張り，2つ以上の電位を計測することにより，ドリフト現象の影響を抑止することをめざしたものである．

以下の節では，その具体的な方法について説明する．

3.4 電位差に基づく眼球位置の推定法

本論の目的は眼球運動、つまり眼球位置の変化を計測することである。そのためには、眼球の電池モデルにおける眼球半径、電流密度、電極位置をキャリブレーションによって求める必要がある。そして、これらのパラメータを使うことにより、眼球位置を決定することができる。ここで、これらのパラメータの特徴について整理する。

3.4.1 パラメータの分類

各推定パラメータには以下の特徴がある。

- ① 眼球半径は、実験中に時間変化することはなく、一度推定すれば良い値である。
- ② 電極位置は、電極が動かない限りは時間変化することなく、一度推定すれば良い値である。
- ③ 電流密度は、ドリフト現象によって数秒～数十秒程度で一定とは見なせない値まで変化してしまうことがわかっている。よって、キャリブレーション中は一定と見なすことができるが、眼球位置計測実験中は常に変化する値である。

3.4.2 推定の手続き

本手法ではキャリブレーションで眼球半径，電極位置，電流密度推定を行い，その後実測として眼球位置推定を行う．また，眼球位置推定と平行して，電流密度を再推定してドリフトの影響をキャンセルする．その手続きを図3.3にまとめる．

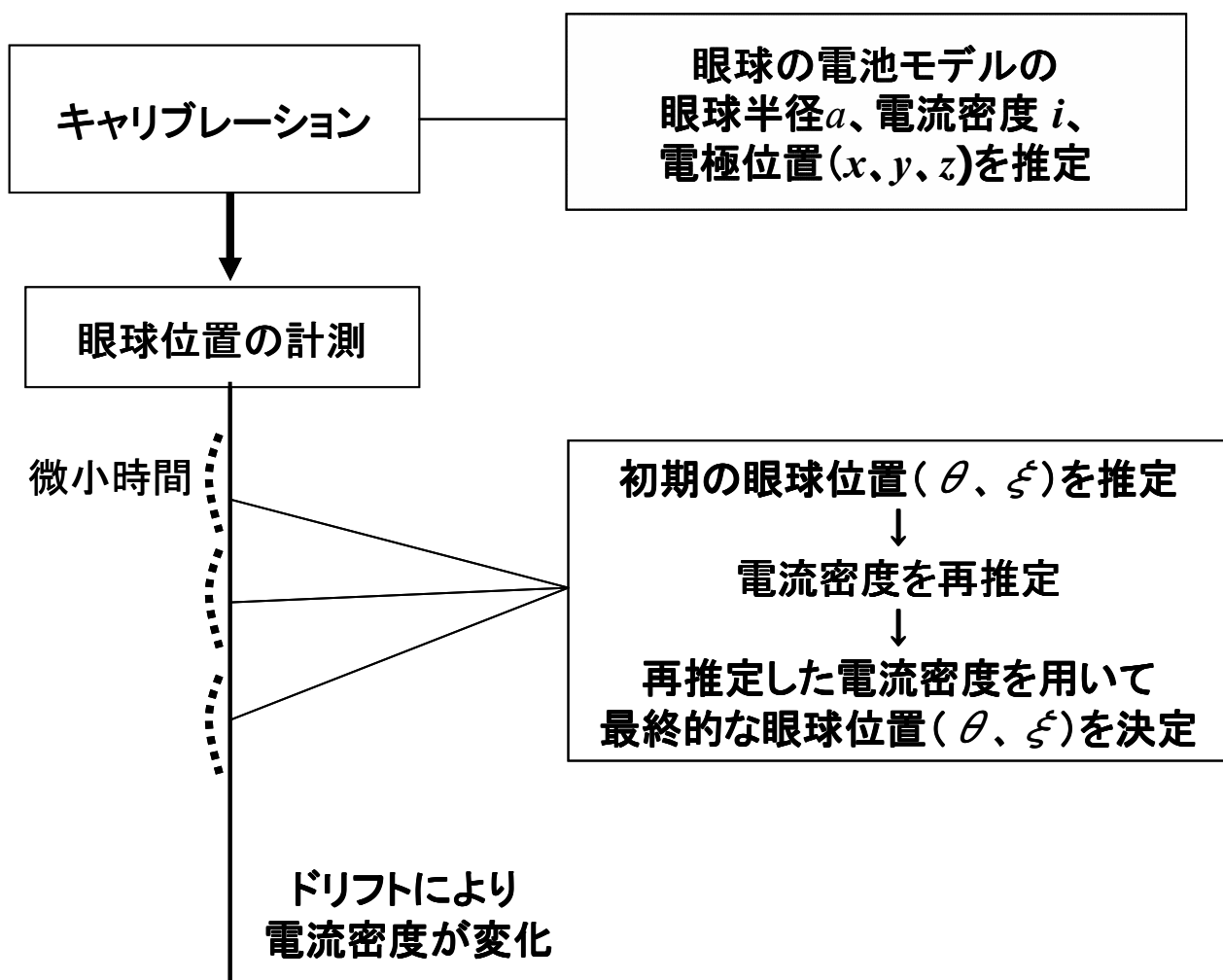


図3.3 電位差に基づく手法の推定の手続き

3.4.3 眼球半径，電極位置，電流密度の推定方法

実測にさきだって眼球位置が既知の状態では眼球半径，電極位置，電流密度推定を行う。測定中の電流密度は一定であると考えて複数方向での出力電位差を取得する。出力電位差と電池モデルから初期の眼球半径，電流密度と電極位置の値を推定する。多点電極の電極間のN個の電位差をM個所の注視点ごとに得た値， $V_{i,j}$ ($i=1, 2, \dots, N$; $j=1, 2, \dots, M$)と眼球の電池モデル $V_{i,j}$ の二乗誤差が最小になる値を求める。

以下の式 $F(I; a; x, y, z)$ を最小にする $I, a, (x, y, z)$ が推定した眼球半径，電流密度，電極位置である。

$$F(I; a, x, y, z) = \sum_{j=1}^M \left(\sum_{i=1}^N \left(V_{i,j} - V'_{i,j}(\theta_j, \xi_j; I; a, x, y, z) \right)^2 \right)$$

本論では，最急降下法を用いて目的関数 $F(I; a; x, y, z)$ を最小化した。

最急降下法とは，一階微分のみからエネルギーの最小値を探索する手法である。n次のベクトル $x=(x_1, x_2, \dots, x_N)$ を引数とする関数を $f(x)$ としてこの関数の最小値を求めるとする。 $f(x)$ の x の各要素に対する一階偏微分はあらかじめ解っているものとする。

3.4.4 眼球位置の推定方法

次に、すでに被験者の眼球の半径、電極位置、電流密度がわかっている状況を想定して多点電極の電位から眼球位置 (θ, ξ) を推定する。電極間のN個の電位差のデータ $V_i (i=1, 2, \dots, N)$ と眼球の電池モデル V_i' の二乗誤差が最小になる値を求める。以下の式 $F(\theta, \xi; I; x, y, z)$ を最小にする (θ, ξ) が推定する眼球位置である。

$$F(\theta, \xi; I; a; x, y, z) = \sum_{i=1}^N (V_i - V_i'(\theta, \xi; a; I; x, y, z))^2$$

3.4.5 EMアルゴリズムに基づく電流密度と眼球位置の更新

眼球半径, 電極位置, 初期の電流密度を推定したとして, 眼球位置とドリフト現象によって変化した電流密度を再推定する. 電流密度が極めて短い間ほとんど変化しないことを利用する. 数十秒間の電流密度は一定であると考え, 複数の電位差を取得する. 数十秒間の測定電位差と電池モデルから繰り返し計算を行い, 電流密度を把握しつつ眼球位置を推定していく.

1. 実測をする場合, 眼球半径, 電極の位置はわかっているとして初期の電流密度の値はこれまでに推定をした値とする.
2. 推定した電流密度を正しいものとする. 多点電極の電極間の N 個の電位差を M 個所の方向ごとに得た値, V_{ij} ($i = 1, 2, \dots, N, j = 1, 2, \dots, M$)と眼球の電池モデルで計算した $V_{i,j}$ の二乗誤差が最小になる値を各時刻で求める.
3. 2で推定した眼球位置が正しいと仮定して N 個の電位差の M 個所のデータ $V_{i,j}$ ($i= 1, 2, \dots, N, j=1, 2, \dots, M$)と眼球の電池モデルで計算した $V_{a,b}$ の二乗誤差が最小になるような電流密度の値を求める
4. ステップ2, 3を推定値の変化分が十分に小さくなるまで繰り返す.
5. 得られた電流密度, 眼球位置が推定した値である.

3.5 電位比に基づく眼球位置の推定法

前項までで説明した溝尾らによる方法では，電位差の情報を用いて電流密度の変化に対して逐次的に追従することにより，ドリフト現象の影響を小さく留めようとしていた．

本論文では，この方法に加えて，2つの電位差の比をとることによって，電流密度の項を消去して，これによりドリフトの影響を排除する方法を新たに提案する．

3.5.1 電位比の特徴

電位比は2つの電極における絶対的な電位の比をとる必要がある．よって，電位の原点を与える基準電極を別に用意して，基準電極とそれぞれの電極との間の電位差を計測し，その電位差の比をとる．なお，基準電極の貼付場所は，眼球の動きによりその値が変化しない耳たぶなどが一般的であり，ここではその電位を0とする．

ここで多点電極の電極ごとの N 個の電極の，眼球中心から網膜，角膜までの距離をそれぞれ r_i, r'_i ($i=1, 2, \dots, N$)，眼球周辺の電流密度を I とすると，各電極における絶対電位 V_i ($i=1, 2, \dots, N$) は眼球の電池モデルの(4)式より，

$$V_i = I \left(\frac{1}{r_i} - \frac{1}{r'_i} \right) \quad \dots(5)$$

と表すことができる．

よって V_i と V_{i+1} による電位比, $V_{i/i+1}$ は,

$$V_{i/i+1} = \frac{I \left(\frac{1}{r_i} - \frac{1}{r'_i} \right)}{I \left(\frac{1}{r_{i+1}} - \frac{1}{r'_{i+1}} \right)} \quad \dots (6)$$

となり, さらに分母, 分子の電流密度 I が共通項であることから,

$$V_{i/i+1} = \frac{\left(\frac{1}{r_i} - \frac{1}{r'_i} \right)}{\left(\frac{1}{r_{i+1}} - \frac{1}{r'_{i+1}} \right)} \quad \dots (7)$$

と, I を消去することができる.

このように, 電位比を用いると, 電流密度 I が消去され, 電流密度の変化によらない, つまりドリフト現象を常に排除した形で, 眼球位置と電位比の関係を記述することができる.

3.5.2 眼球位置と電位比の関係

前節で提案した 2 電極間の電位比の値が, 眼球位置の変化によりどのように変化するか, 表 3.1 に示したパラメータを用いて眼球の電池モデルによって確認した. 眼球位置は, 垂直位置を 0deg に固定し, 水平位置を -20~20deg まで変化させた. 結果を図 3.4 に示す.

表 3.1 用いた電池モデルのパラメータ

眼球半径 a [m]	0.012
電流密度 I [A/m^2]	0.000025
電極位置 1 (x_1, y_1, z_1)	(0.012, 0.030, -0.020)
電極位置 2 (x_2, y_2, z_2)	(0.012, -0.030, -0.020)

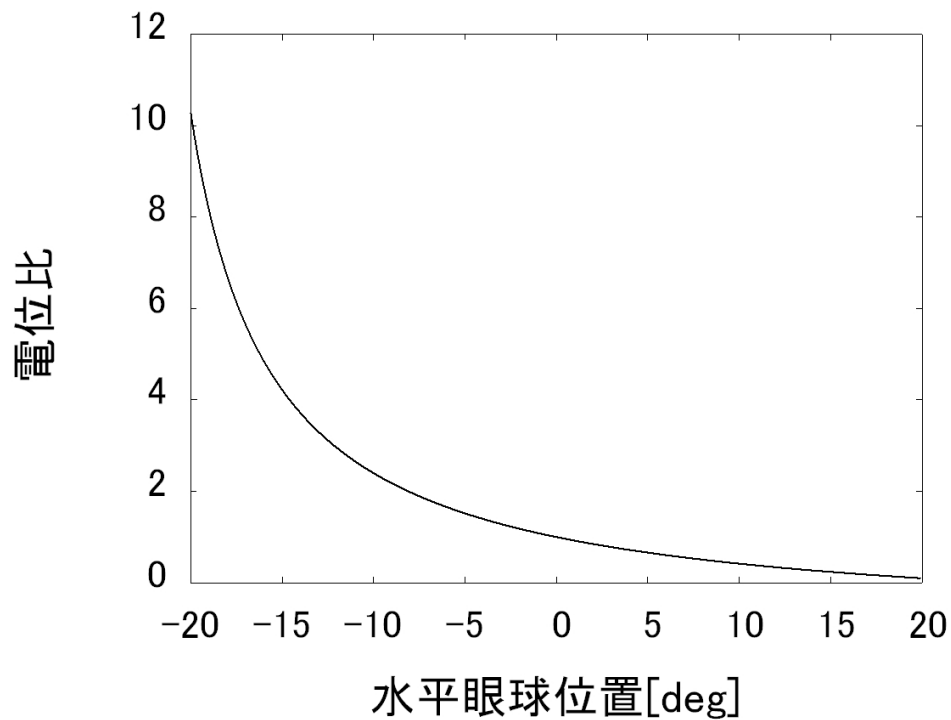


図 3.4 眼球位置と電位比の関係

1degあたりの電位比の変化量は、-20~-19degでは2.12なのに対し、19~20degでは0.025と約85倍の差がある。この変化量の差は、2個の電極位置が近くなるほど小さく、遠くなるほど大きくなる。また、電位比の値は、電極が近いほど1に近づく。よって、電位比を実測する場合には、以上のことを踏まえて電極位置を決定することが重要だと考えられる。

3.5.3 推定の手続き

電位比に基づく眼球位置推定手法の手続きを図 3.5 にまとめた。本手法では、電流密度を記述する項が存在しない。よってキャリブレーションで推定するパラメータが 1 つ減少する。またドリフト現象の影響も受けないため、電流密度を再推定する必要もないため、測定電位比からそのまま眼球位置を推定すればよい。

なお、電極位置や眼球半径、眼球位置の推定方法は、電位差が電位比にかわることを除いて前述の方法と同じである。

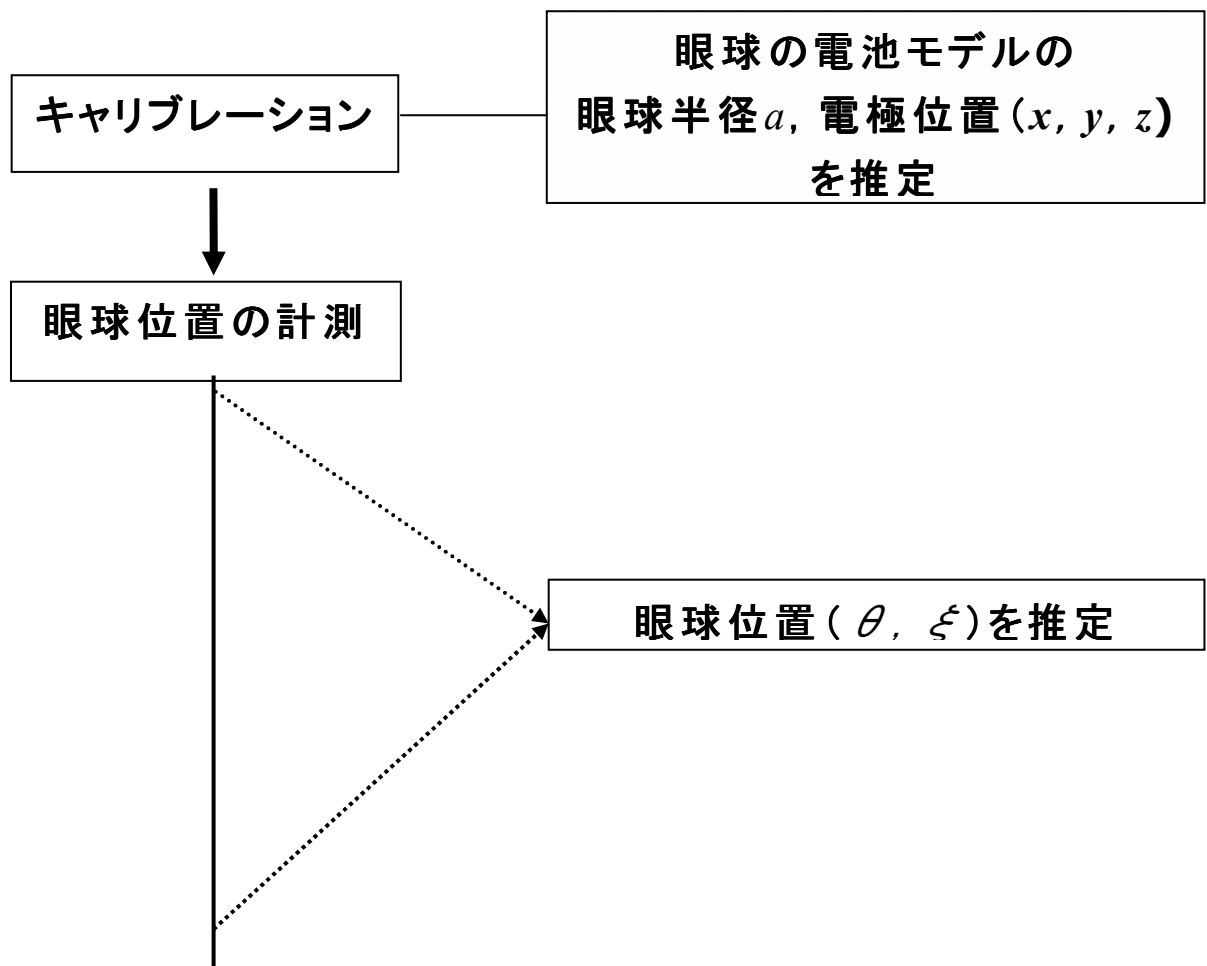


図 3.5 電位比に基づく手法の手続き

第 4 章 数値実験

前章で紹介した手法の有効性を検証するため数値実験を行った。

4.1 数値実験の条件

本実験では，電位差を用いた手法，電位比を用いた手法の 2 手法について数値実験を行った。特に，計測実験におけるノイズの混入を想定して，数値実験時の電位データにバイアスノイズを加えることによって，眼球推定におけるノイズによる影響を評価した。数値実験に用いた眼球の電池モデルのパラメータの真値は以下の表の通りである。

表 4.1 推定パラメータの真値

眼球半径 a [m]	0.012
電流密度 I [A/m^2]	0.000025
電極位置 1 (x_1, y_1, z_1)	(0.012, -0.030, -0.020)
電極位置 2 (x_2, y_2, z_2)	(0.012, 0.030, -0.020)
電極位置 3 (x_3, y_3, z_3)	(0.012, 0.000, -0.020)

4.2 電位差に基づく眼球運動計測法

4.2.1 各パラメータの単独推定

眼球半径，電流密度，電極位置をそれぞれ単独に推定した．つまり，推定するパラメータ以外は既に判っているとした．実験の条件は，眼球位置が既知である水平眼位(θ)が $-20\sim 20$ deg まで 10deg ごと，垂直眼位(ξ)は $-10\sim 10$ deg まで 5 deg ごとの計 25 種類とした．また，数値実験時の電位差のデータに $0\sim 50\mu\text{V}$ まで $2\mu\text{V}$ ごとにバイアスノイズを付加した．これは，実測時に電位差に混入するノイズは，分散が未知のガウス性がある分布と予想されているために，サンプリング平均と真の平均の差と，パラメータの推定精度を論じるためである．この結果は，実測時のサンプリング周波数や，推定に用いる電位差データを移動平均で求める場合のサンプリング数を決定する基準となる．

なお，電極位置については，使用した 3 つの電極の x, z 座標は同一であると仮定して，その位置を推定した．

ノイズの大きさと各パラメータの誤差の絶対値の結果を図 4.1～4.3 に示す．

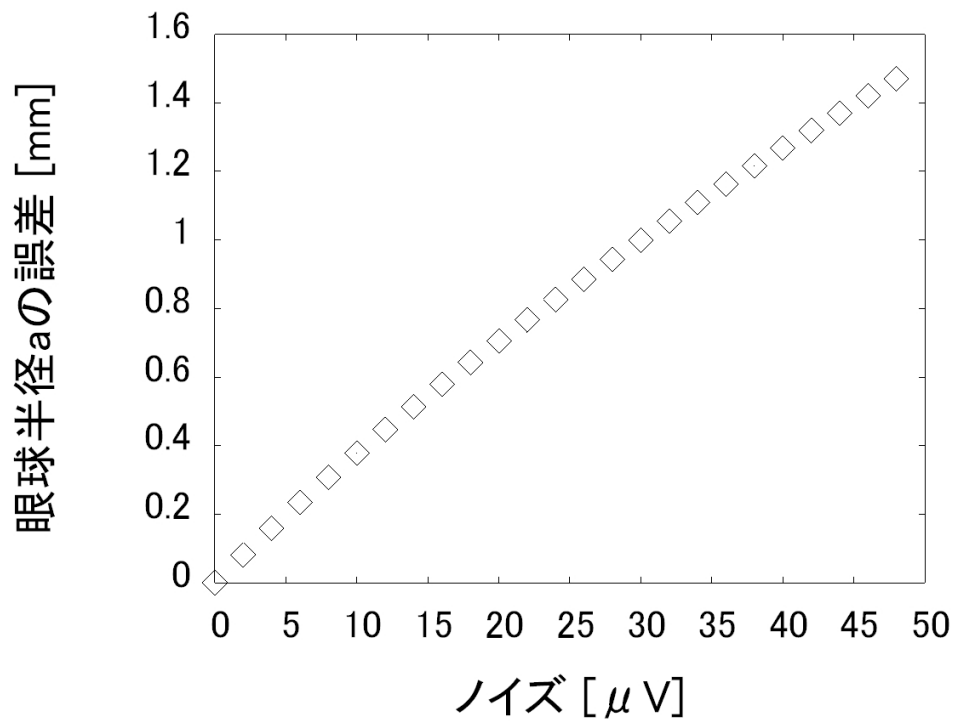


図 4.1 眼球半径の推定誤差

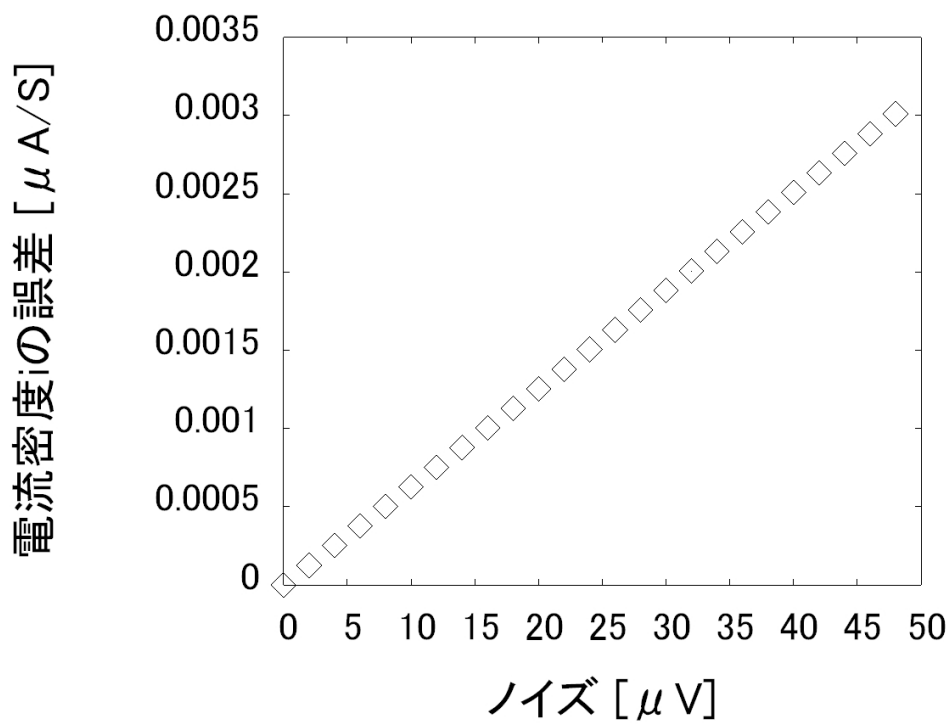


図 4.2 電流密度の推定誤差

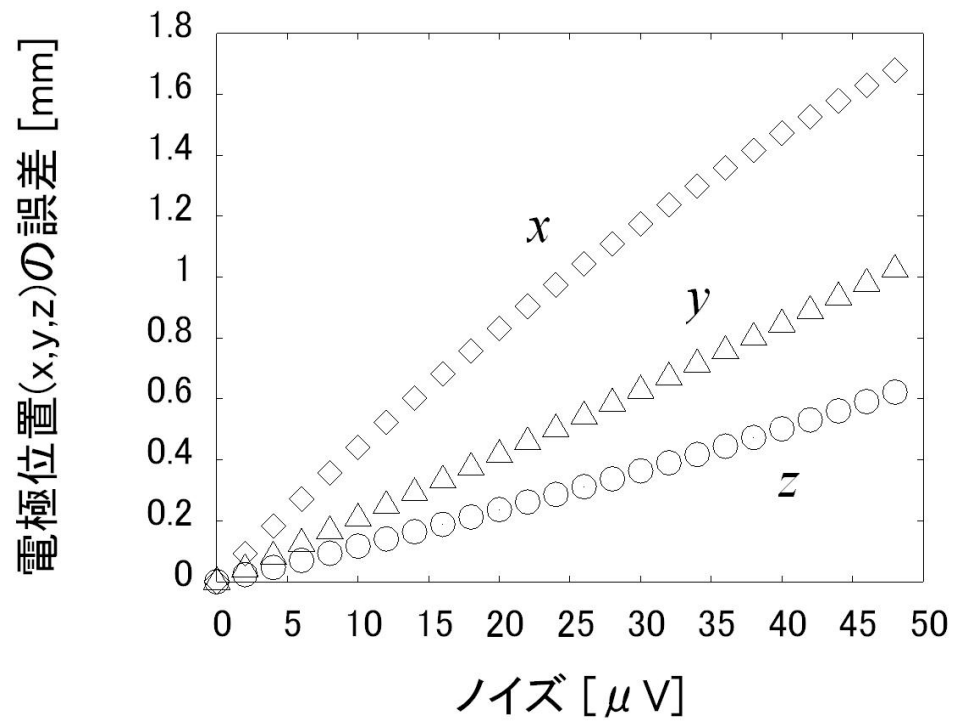


図 4.3 電極位置の推定誤差

4.2.2 眼球位置の推定

眼球半径，電流密度，電極位置が全て正しい値を推定できたという仮定の下で，眼球位置推定を行った．実験の条件は，眼球位置が既知である水平眼位(θ)が $-20\sim 20$ degまで 10deg ごと，垂直眼位(ξ)は $-10\sim 10$ degまで 5 degごとの計 25 点の参照点を設けた．また，数値実験の電位差データに前項と同様の理由で， $0\sim 50\mu\text{V}$ まで $2\mu\text{V}$ ごとにバイアスノイズを付加した．尚，眼球位置の誤差は，キャリブレーションで用いた眼位と同じ計 25 箇所の参照位置での推定誤差の誤差を平均したものである．結果を図4.4に示す．

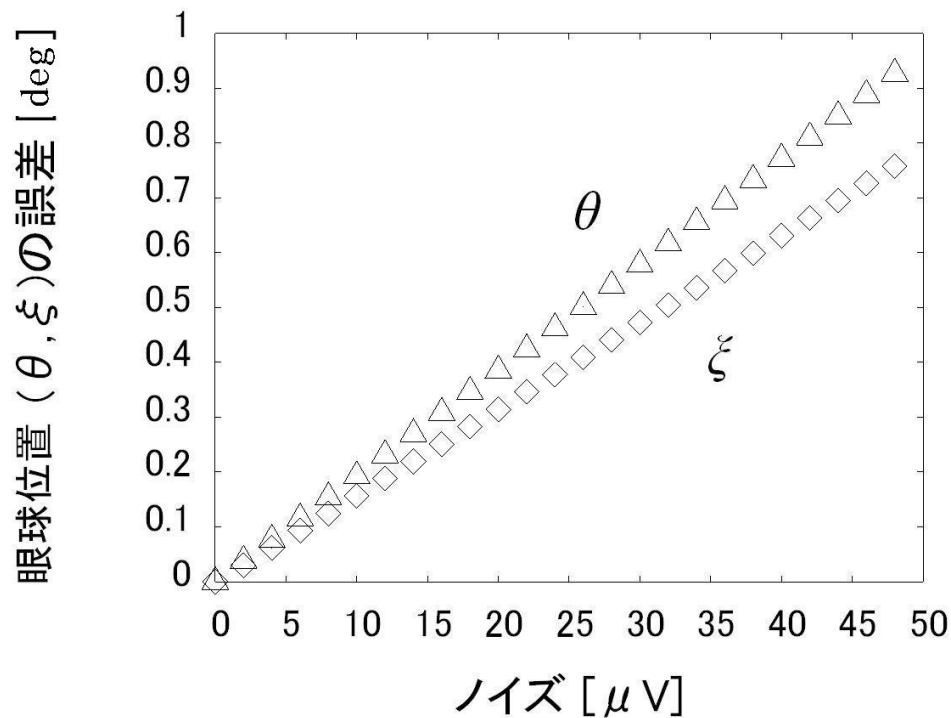


図 4.4 眼球位置の推定誤差

4.2.3 複数のパラメータの同時推定

眼球半径，電流密度，電極位置を同時に推定した．実験の条件は前項と同様に，眼球位置が既知である水平眼位(θ)が $-20\sim 20$ deg まで 10 deg ごと，垂直眼位(ξ)は $-10\sim 10$ deg まで 5 deg ごとの計 25 種類とした．また前項と同様の考えで，数値実験時の電位差のデータに $0\sim 50\ \mu\text{V}$ まで $2\ \mu\text{V}$ ごとにバイアスノイズを付加した．なお，電極位置については，使用した 3 つの電極の x, z 座標は同一であると仮定して，その位置を推定した．

ノイズの大きさと各パラメータの誤差の絶対値の結果を図 4.5~4.7 に示す．

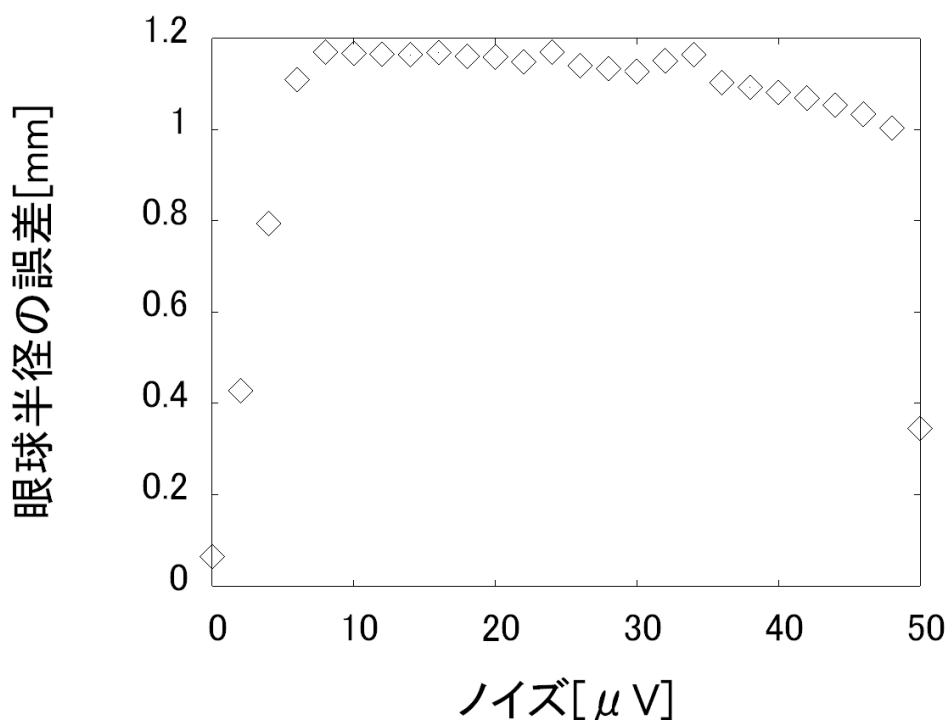


図 4.5 眼球半径の誤差

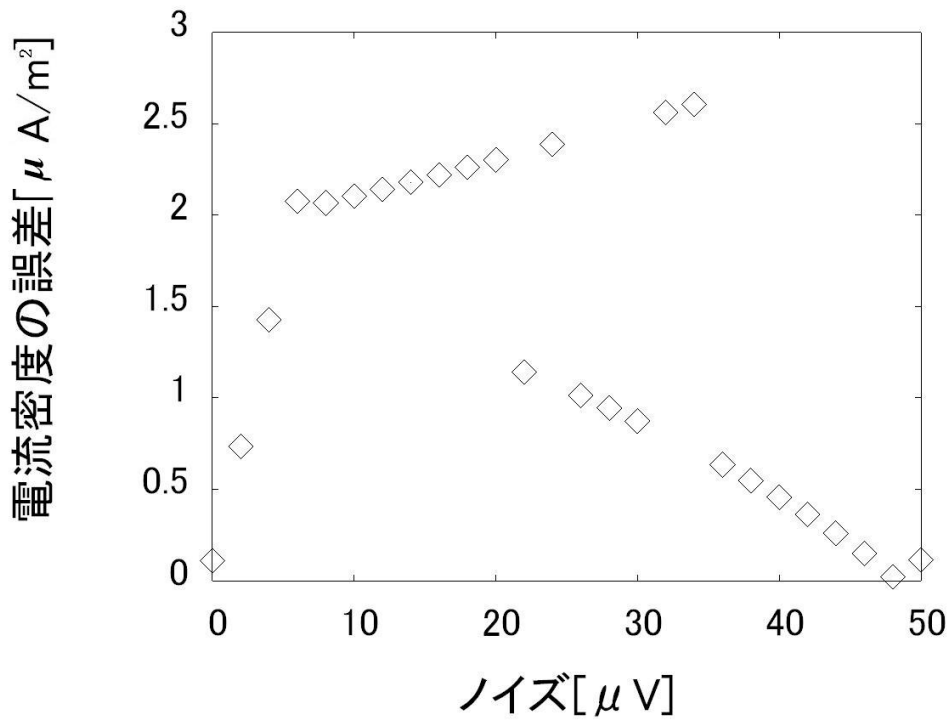


図 4.6 電流密度の誤差

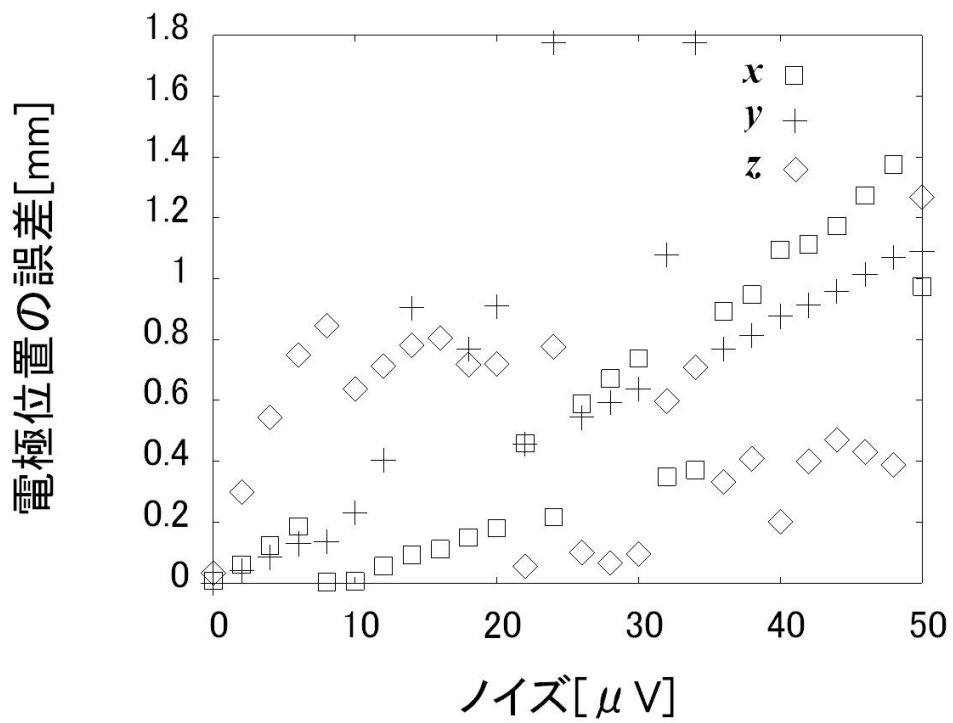


図 4.7 眼球半径の誤差

4.2.4 眼球位置の推定

前項で推定した，電位差データにノイズを付加した条件で推定した眼球半径，電流密度，電極位置を用いて眼球位置推定を行った．実験の条件は，眼球位置が既知である水平眼位(θ)が $-20\sim 20$ deg まで 10deg ごと，垂直眼位(ξ)は $-10\sim 10$ deg まで 5 deg ごとの計 25 点の参照点を設けた．また，本数値実験の電位差データにはノイズを付加しなかった．これはノイズによって誤差をもつキャリブレーションパラメータが，眼球位置の推定に与える影響を確認するためである．尚，眼球位置の誤差は，キャリブレーションで用いた眼位と同じ計 25 箇所の参照位置での推定誤差の誤差を平均したものである．

結果を図 4.8 に示す．

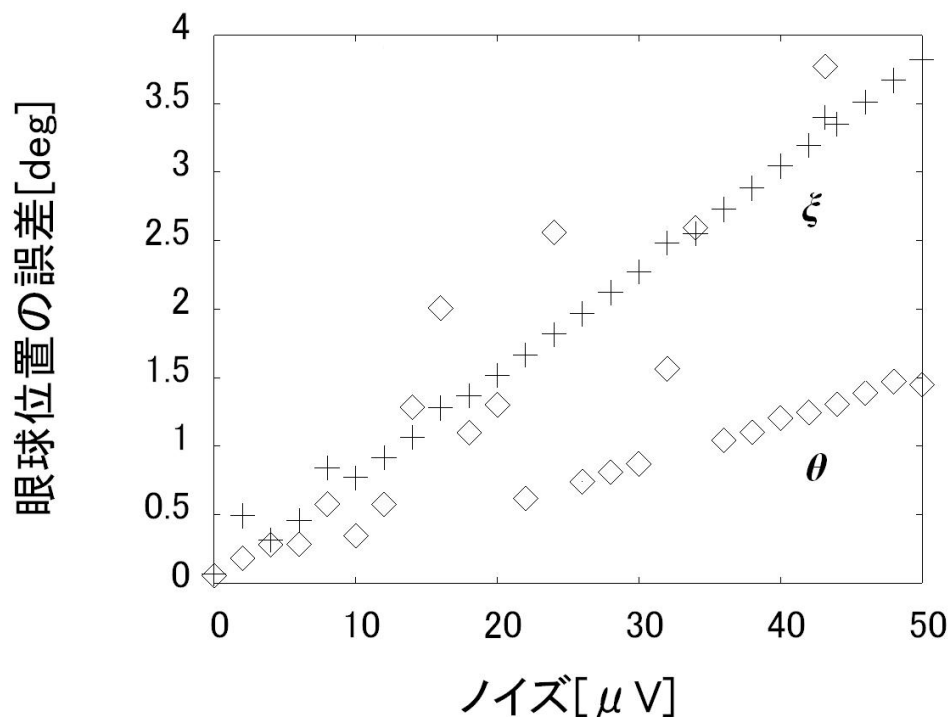


図 4.8 眼球位置の誤差

4.2.5 電流密度の再推定

ドリフト現象をキャンセルするために、電流密度の再推定を行った。実験の条件は、眼球半径、電極位置、初期の電流密度は正しい値に推定されたとし、眼球位置は水平眼位(θ)が $-20\sim 20$ deg まで垂直眼位(ξ)は $-10\sim 10$ deg の間を動かしたとする。そして、100回の眼球位置を推定した後に、再び電流密度を推定し、その電流密度を使って眼球位置推定をするという手続きを1ステップとし、20ステップ繰り返した。またドリフトを擬似的に発生されるため、真の電流密度を $24.5\sim 27.0$ [$\mu\text{A}/\text{m}^2$]まで動かした。結果を図4.9に示す。

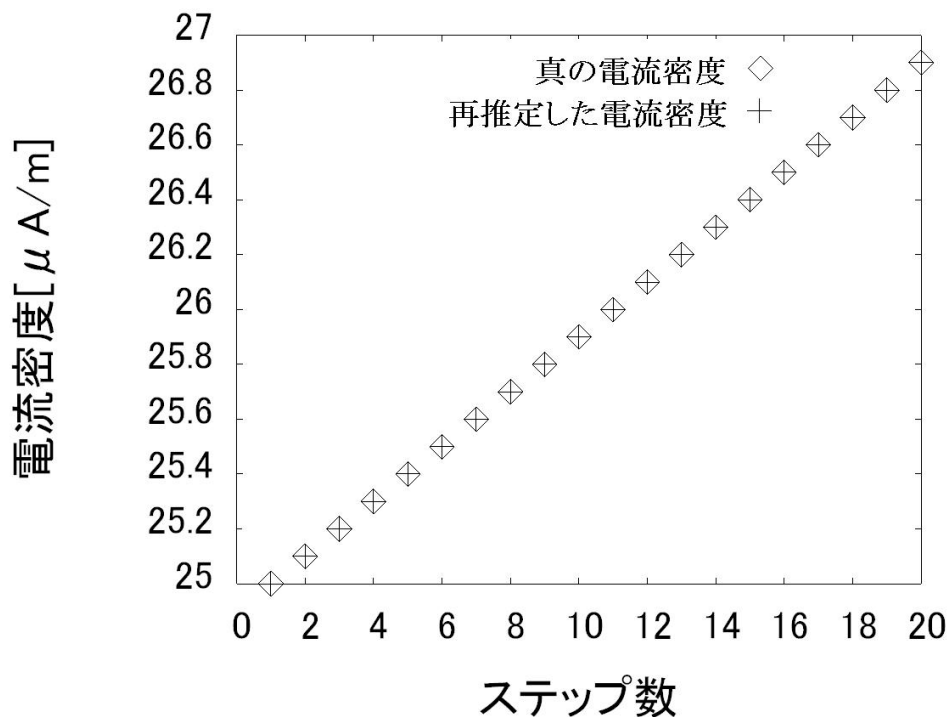


図 4.9 電流密度の再推定

4.3 電位差に基づく手法の結果

単独推定では，同時推定と比較するとキャリブレーションパラメータ，眼球位置ともに真の眼球位置との誤差が小さく，各推定パラメータ単独での推定精度を確認できた．

また実際の計測に近いキャリブレーションによるパラメータを同時推定する場合は，ノイズが 0 の場合は誤差が小さかったが，ノイズが大きくなっていくと，どのパラメータの推定も不安定な結果となった．これは，同時推定では 5 次のベクトルを引数とする目的関数を最小化しており，局所的な最小値が多数存在する．しかし，今回最小自乗推定に用いた最急降下法は，計算速度は速いが，この最小値におち易い欠点をもつためである．特に，眼球半径と，電極位置の x 座標について，この傾向が強かった．

このノイズの影響を受けたパラメータを用いた眼球位置計測では，水平眼位は垂直眼位に比べて推定誤差は少ない傾向にあるが，ノイズの大きさによっては安定しない結果となった．水平眼位は垂直眼位に比べて電位差の変動に寄与する割合が大きいため，ノイズの大きさが推定誤差に与える影響が小さいからであると考えられることができる．

ドリフト現象をキャンセルするための，電流密度の最推定実験では，本アルゴリズムが正しく動作することを確認することができ，実測実験においてもドリフト現象により変化する電流密度を正しく追従できることを示唆できた．

4.4 電位比に基づく眼球位置推定法

4.4.1 パラメータの同時推定

眼球半径，電極位置を同時に推定した．前章で説明したように，電位比では電流密度の項が消去されるので，推定する必要がない．

実験の条件は前節と同様に，眼球位置が既知である水平眼位(θ)が $-20 \sim 20$ deg まで 10deg ごと，垂直眼位(ξ)は $-10 \sim 10$ deg まで 5 deg ごとの計 25 種類とした．

また数値実験時の絶対電位のデータに $0 \sim 50 \mu\text{V}$ まで $2 \mu\text{V}$ ごとにバイアスノイズを付加した．電位差を用いた手法では，電位差そのものにノイズを付加したが，電位比を用いた本手法では絶対電位，つまり比を構成する分母，分子の両方にそれぞれノイズを付加した．これは，絶対電位を測定する際に，基準電極と眼球周辺の電極の電位差をとるからである．またノイズがバイアスである理由は前節と同様である．なお，電極位置については，使用した 3 つの電極の x, z 座標は同一であると仮定して，その位置を推定した．

ノイズの大きさと各パラメータの誤差の絶対値の結果を図 4.10～4.11 に示す．

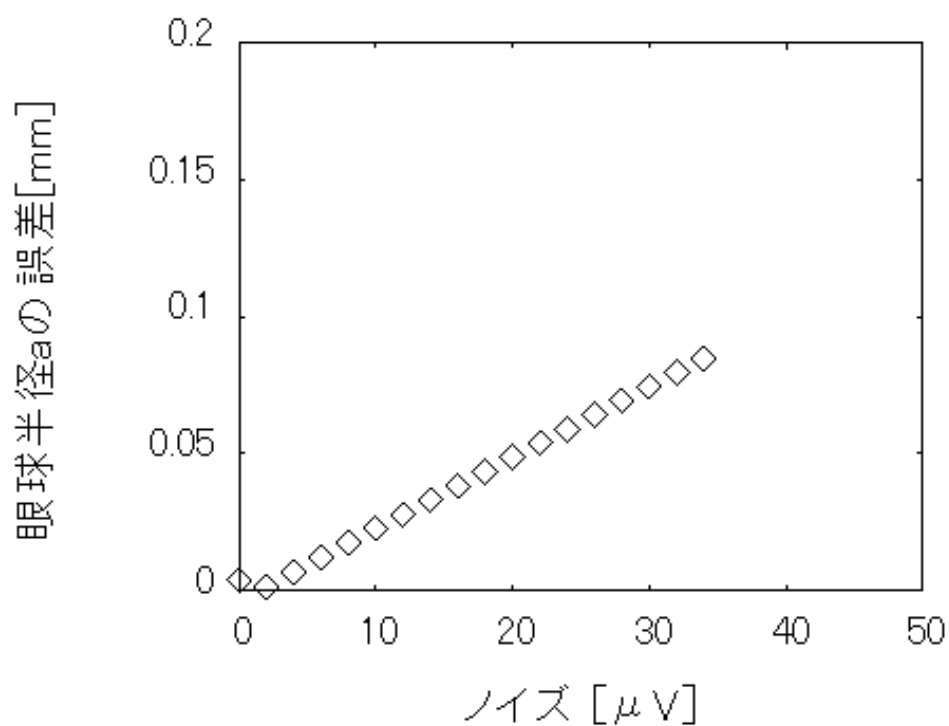


図 4.10 眼球半径の誤差

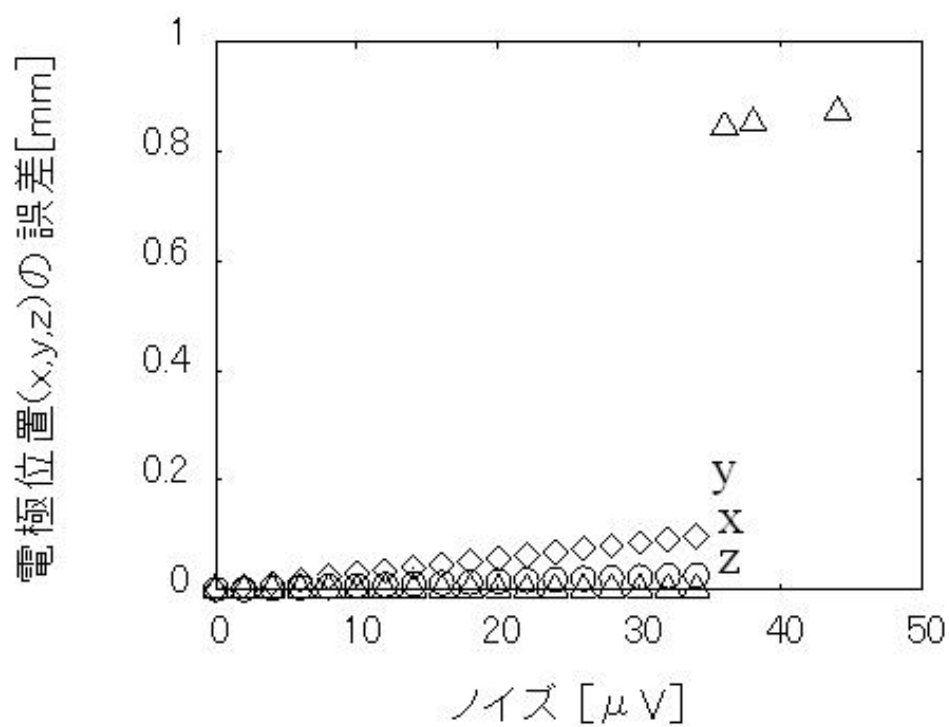


図 4.11 電極位置の誤差

4.4.2 眼球位置の推定

前項で推定した，電位比データにノイズを付加した条件で推定した眼球半径，電流密度，電極位置を用いて眼球位置推定を行った．実験の条件は，眼球位置が既知である水平眼位(θ)が $-20\sim 20$ deg まで 10deg ごと，垂直眼位(ξ)は $-10\sim 10$ deg まで 5 deg ごとの計 25 点の参照点を設けた．尚，眼球位置の誤差は，キャリブレーションで用いた眼位と同じ計 25 箇所の参照位置での推定誤差の誤差を平均したものである．また前項と同様に数値実験時の絶対電位のデータに $0\sim 50\ \mu\text{V}$ まで $2\ \mu\text{V}$ ごとにバイアスノイズを付加した．結果を図 4.12 に示す．

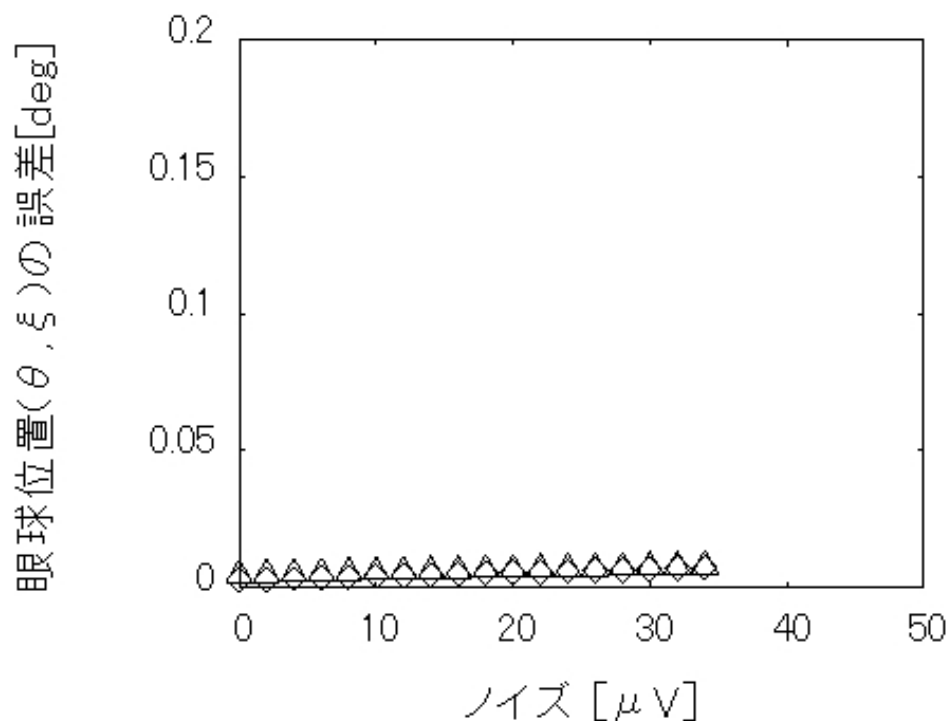


図 4.12 眼球位置の誤差

4.5 電位比に基づく手法の結果

キャリブレーションにおいては，眼球半径，電極位置ともに， $34\mu\text{V}$ までのノイズでは推定精度に変化があるものの，電位差手法に比べて全てのキャリブレーションパラメータと，眼球位置が正しく推定できた．しかし， $36\mu\text{V}$ 以上のノイズではキャリブレーションパラメータ，特に眼球半径が不安定な値を示すことがわかった．その理由としては，電位比はその分母，分子となる電位が 0 付近になった場合，極めて不安定に増加するためであると考えられる．よって，今回のキャリブレーションで用いた電極位置や，注視点の角度の組み合わせではこの結果となったが，違う条件で行った場合に計測結果に大きなバラツキが生じることが予想される．

第5章 実測実験

本章では, 実際の計測でも正しく眼球位置が推定できるかどうかを検証する実験を行なった.

5.1 実験方法

5.1.1 実験装置

以下に実験で利用する装置を挙げる.

- ・ニスタグモグラフ用アンプ AN-601G (日本光電)
- ・ニスタグモグラフ用誘導パネル PN-640G (日本光電)
- ・ニスタグモグラフ用入力箱 JN-640G (日本光電)
- ・ディスプレイ電極Fビトロード (日本光電)

5.1.2 実験環境

被験者は、椅子に座った状態で机に固定されている顎台を使用して顔を固定する。そして利き目には電極を、他方には眼帯を装着する。そして、57cm離れた壁に貼られた、予め水平・垂直角度がわかっている指標、つまり被験者自身の眼球位置がわかった状態で注視する。ノイズ低減のために、PCモニタ、アンプ等の電子機器をなるべく被験者から遠ざけた。

5.2 ドリフト現象の観測

予備実験として、眼球電位測定中にドリフト現象が起きている場合、その電位差、電位比の値がそれぞれ、どのような測定値になるかを観測した。これによりドリフト現象が眼球の電池モデルによって比例数である電流密度で表されていることが妥当かどうかを検証した。

5.2.1 実験条件

利き目が右である被験者の右眼下に電極を2つ、基準電極として耳たぶに1つの電極を貼った。そして被験者眼球位置が垂直・水平方向ともに0degである指標を30秒間注視した。サンプリング周波数は100Hzとした。

5.2.2 結果

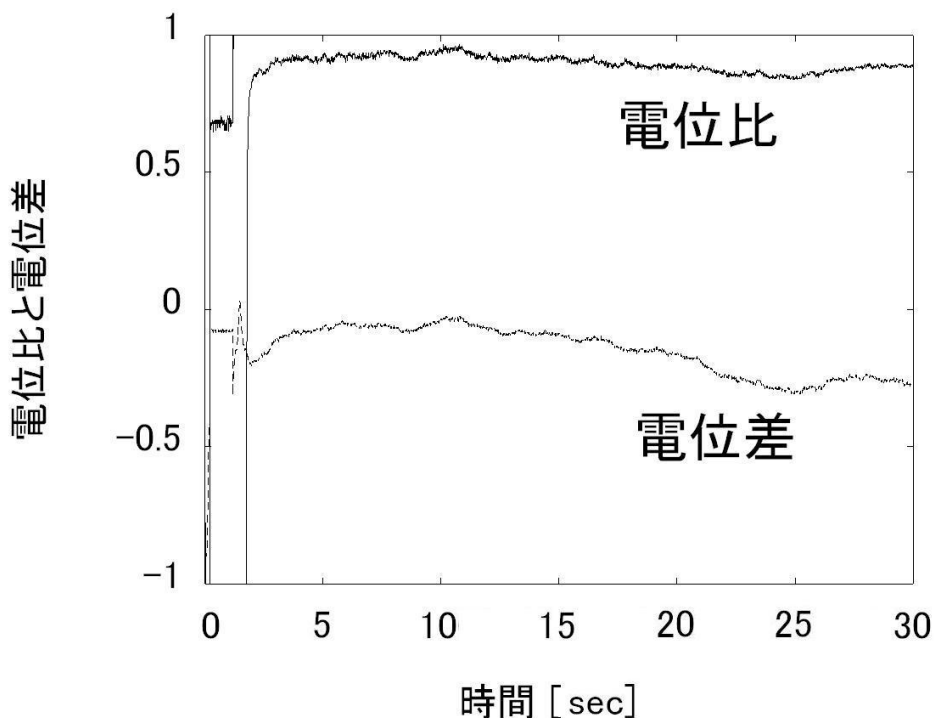


図 5.1 ドリフトの観測

実験により得られた電位差と電位比を図 5.1 に示す. 細かい揺らぎは, 第 1 章で説明した固視微動や, 電氣的計測ノイズの影響であると考えられる.

測定が安定した 5sec と 30sec での測定値を比べると電位差が 0.2V, 電位比が 0.050 程度減少している. この減少幅を電池モデルによる電位差, 電位比の値に当てはめると, それぞれ 2deg, 1deg 程度, 水平眼球位置が変化したことになる. ヒトは長時間同じ点を注視することは困難であることを考慮すると, この眼球位置の変化量の相違は, 電位比はドリフト現象の影響を受けない, もしくは電位差より受けにくいことがわかった. これにより, 電流密度の変化がドリフト現象の一因であることが確認できた

5.3 眼球位置計測

現在，多点電極を用いた多点電位差，電位比を用いた実測は準備不足のために成功していない．よってここでは，2点電極の1つの電位差を用いた実験を通して，眼球の電池モデルを用いた本手法で眼球位置計測が可能であるかどうかを調べた．

5.3.1 実験条件

利き目が右である被験者の右眼下に電極を2つ貼り，垂直眼球位置0deg，水平眼球位置を-20deg，0deg，20degである指標を繰り返し注視した．その手順は以下の通りである．

- ① 1度目の注視データをキャリブレーションとみなし，初期の電流密度，眼球半径を推定
- ② 2度目の注視データから眼球位置推定を開始
- ③ 始めの注視点の眼球位置はわかっているものとして，電流密度を最新の状態に更新
- ④ 連続的に眼球位置を推定

尚，初期の電極位置は予めわかっているものとした．サンプリング周波数は1kHzであり，サンプリングされたデータひとつひとつに対して眼球位置を推定した．

5.3.2 結果

実験により得られた電位差データを図 5.2 に、眼球位置推定結果を図 5.3 に示す。図 5.2 を見ると、眼球位置が同じ指標を繰り返し注視しているにもかかわらず、電位差に相違がみられる。これはドリフト現象の影響が一因であると考えられる。よって、図 5.3 をみてわかるように、眼球位置推定において誤差が生じているが、測定時間が 4.5sec 程度と短かかったこともあるが、推定誤差は 1deg 以内であった。この結果より、眼球の電池モデルによる電位差を用いた本手法で、眼球位置を推定することが可能である、ということも示唆された。

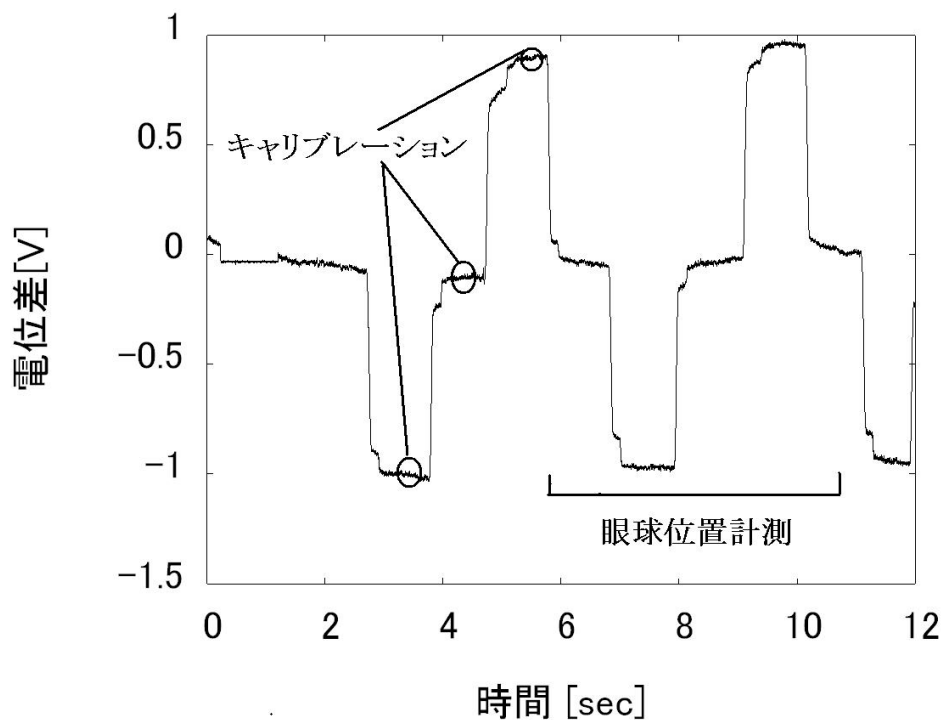


図 5.2 電位差の時間変化

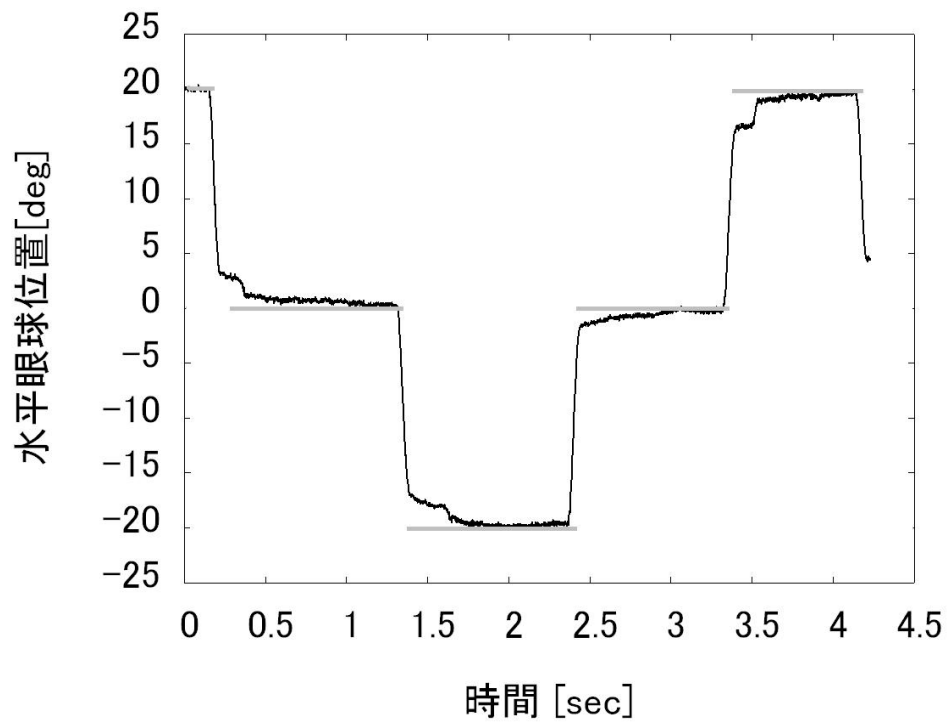


図 5.3 水平眼位の連続推定

第 6 章 結論

本研究では，従来の EOG 法の問題点である．ドリフト現象の解決策として，「眼球の電池モデル」の電流密度をドリフトの原因と考え，多点電極から得られた電位差を用いてドリフトの影響をキャンセルするアルゴリズムについて研究を行った．特に，本研究では，溝尾らが提案した電位差に基づく手法に加えて，2 つの電位差の比に基づいて眼球位置を推定する手法を新たに提案した．これらのアルゴリズムのもとで数値実験を行い，それぞれの手法が有効に機能することを確認した．

また，実計測においてその有用性を検証する実験を試みた．しかし実験の準備不足のため本論では，ドリフト現象発生時の電位差，電位比の変化を観測し特徴を確認したことや，2 点間電極の 1 つの電位差のみを用いて眼球位置推定実験を行うことにより，本論で提案する眼球の電池モデルに基づく眼球位置計測が，有効に機能することを検証するにとどまった．

今回，多点電極を用いた眼球位置推定を行えなかった大きな理由に，キャリブレーションにより推定するパラメータを正しく推定できなかったことがあげられる．本論では簡便な推定を行うために，目的関数の最小自乗推定に，局所的な最小に陥る可能性が高い最急降下法を用いている．しかし，実測に使用する電極数が増えると，キャリブレーションで求めるパラメータ数も増加し，目的関数が複雑になり局所的な最小も増加してしまい，正しい推定が行えなかったと考えられる．

また実験環境も，電磁気ノイズに対して充分対策を行っていないことや，使用した顎台では完全に頭部を固定できていない，などの改善点も多く見られる．

これらの課題を改善し，多点電極を用いてより高精度な眼球運動を測定できることを期待する．

謝辞

本研究を進めるにあたり，ご指導，ご助言下さった阪口豊准教授，出澤正徳教授，石田文彦助教，島井博行助教に心から感謝いたします。な
らびに，いつもご助言いただいたヒューマンインターフェース学講座の
学生の皆様にも感謝いたします。

そして長きに渡る学生生活を経済的，精神的に支えてくれた両親に感
謝します。

参考文献

- [1] 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
- [2] 大野健彦，視線から何がわかるかー視線計測に基づく高次認知処理の解明，Cognitive Studies, Dec.2002,9(4),pp565-579
- [3] 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
- [4] 小松崎篤，篠田義一，丸尾敏夫，眼球運動の神経学，医学書院，1985
- [5] 本田仁視 著，眼球運動と空間定位，風間書房，1994
- [6] 溝尾元洋，多点眼電位に基づく眼球位置計測システム，電気通信大学大学院情報システム学研究科修士論文，2006
- [7] 齊田真也，各種眼球運動測定方式の比較，VISION, 3, pp.95-100, 1991
- [8] 伊月信之，久保賢倫，白石学，西川偉一，三村康男，眼球常時電位解析のための眼球の電池モデル，日本眼科学会雑誌，Vol.99, pp.1012-1016, 1995
- [9] 阪口豊，溝尾元洋，石田文彦，島井博行”眼球位置計測法及び眼球位置計測装置“，日本国特許庁公開特許公報，特許公開2007-252879
- [10] 伊月宣之，四宮加容，久保賢倫，片上健太，山田正史，久保弥栄子，塩田洋，眼球電池モデルを適用した眼球電図の特性解析，信学技報MBE2005-33
- [11] 伊月宣之，四宮加容，久保賢倫，片上健太，山田正史，久保弥栄子，塩田洋，改良した測定方式による眼球電図のクロストーク処理，信学技報MBE2005-33
- [12] 高木峰夫，サーチコイル方により眼球運動測定，VISION, 3, pp.67-100, 1991
- [13] 方文珊，板倉直明，交流増幅眼電図を用いた視線入力インターフェースにおける連続眼球移動量測定の評価，信学技法WIT2006-39

[14] 下田宏, 視覚系の整理指標, ～眼球運動～

[http://hydro.energy.kyoto-u.ac.jp/Lab/staff/shimoda/lecture2003/mms/
eye1.pdf](http://hydro.energy.kyoto-u.ac.jp/Lab/staff/shimoda/lecture2003/mms/eye1.pdf)