

## 非接触3次元デジタイザによる近赤外分光法のプローブ位置計測の検討

鎌谷大樹\* 岡崎俊太郎\* 蔡 暢\* 森 浩一\*

### Positional Measurement of Optical Probes for Near-infrared Spectroscopy by Non-contact 3-D Digitizer

Daiki KAMATANI\*, Shuntaro OKAZAKI\*, Chang CAI\*, Koichi MORI\*

#### Abstract

Since multi-channel measurement of brain functions with near-infrared spectroscopy (NIRS) is silent and tolerant of most postures, it is especially useful for studying brain functions of small children. However, in order to identify the brain locations of recording, it is necessary to measure up to 32 tip positions of optical probes. Although a magnetic tracking method has been widely used for this purpose, we have found it difficult to finish the measurement before some young subjects become uneasy and uncooperative. Here we have introduced a non-contact 3D digitization method by laser triangulation, and compared it with the magnetic method. Because we previously found that the high resolution NIRS could resolve less than 7.5 mm difference in the localized activity in the brain, we set the tolerance of spatial measurement at 5 mm. The non-contact laser method was found very accurate in realistic measurement conditions. Although the error was larger with the magnetic tracking method if metal parts were used in probe holders, its accuracy was within the defined tolerance if positions were projected onto a parasagittal plane for the identification of recording locations in the temporal area. The laser triangulation method shortened the time that required the subject's cooperation from 96 s to less than 40 s, although it added a post-processing time of 10 to 20 min. We conclude that the non-contact 3D laser triangulation is a useful alternative method for measuring probe positions of functional NIRS, especially for young children.

キーワード：3次元位置計測、光学的3次元位置計測システム、

磁気式3次元位置計測システム、NIRS (near infrared spectroscopy)

2008年10月2日 受付

2009年3月19日 採択

#### 1. はじめに

近赤外分光法 (Near-infrared spectroscopy: NIRS) は、頭皮上に光端子 (プローブ) を装着することにより、無侵襲に脳局所の酸素モニタが可能であり、無騒

音で小型であることと、計測場面を比較的自由に設定できるという性質から、聴覚反応や乳幼児の脳機能計測に適応が容易である<sup>[1-3]</sup>。光を使って計測を行うため、補聴器や人工内耳とは相互に干渉することが全くなく、

\* 国立障害者リハビリテーションセンター研究所感覚機能系障害研究部

\* Department of Rehabilitation for Sensory Functions, Research Institute, National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities

聴覚障害とそれに続発する機能障害の評価にも有効である<sup>[2]</sup>。しかし、磁気共鳴画像法 (MRI) や陽電子放出断層撮像法 (PET) などによる計測と異なり、NIRSでは頭表からの記録になるため、観察された活動が脳のどの部分に対応するのかわかるためには、頭表のプローブ位置を3次元的に計測して、MRI等の脳解剖の情報と対応させる必要がある<sup>[4]</sup>。この、プローブの位置記録が、精度良く、より短時間でできれば、被験者の負担を軽減させることができ、とくに小児の研究において有用である。

NIRSの計測プローブの装着位置を脳部位と対応させるには、(1) プローブ設置位置にMRI用のマーカーをつけて頭部MRIを撮像する<sup>[5]</sup>、(2) 機械式・磁気式・光学式等のナビゲーション・システムでプローブ先端が頭皮に接触する位置を計測して、ナビゲーション・システムとMRIの頭部画像で共通の特徴点を利用して座標変換を行い、脳画像との対応を取る<sup>[6, 7]</sup>、(3) 脳波測定で使われる国際10-20システムと脳画像との対応データベースから対応部位を推測する<sup>[8, 9]</sup>、などが一般的である。

(1) の方法は、マーカーをつけた位置においては最も精度よく位置記録を行えるが、NIRSの実験が終わった直後に頭部MRI撮像を行うために被験者の負担が大きく、乳幼児ではMRI撮像のために眠剤等により入眠させる必要があるため、実施が困難なことが多い。(3) の方法では、とくに標準脳との差が大きい被験者において、精度が下がる。またプローブの設置に時間がかかるため、実験の開始前に被験者の疲労を増加させてしまう。

我々の施設において従来は、(2) の中でも磁気式3次元位置計測システムを用いた方法で記録を行ってきた<sup>[6]</sup>。この方法は十分な精度が得られ、重ね合わせのための座標変換等の後処理は内製の専用ソフトウェアで自動化されているものの、プローブ位置を1点ずつ入力するため、暫時の被験者の協力が欠かせず、小児被験者ではすべてのプローブ位置を入力し終わる前に、プローブ固定のために頭部に装着したホルダーが外されてしまうこともある。そこで本研究では、非接触3次元デジタイザを用いた。非接触3次元デジタイザは、レーザービームで入力対象をスキャンして3次元データを得ることができる。これはモックアップの複製作成等に使用され、また、能面等の歴史文化財のデジタル保存とアーカイブ化等にも利用される<sup>[10]</sup>。しかし、NIRSのプローブ位置計測に用いられた例はない。非接触3次元デジタイザを用いて、特に小児被験者の負担を減少させることができるのではないかと考

え、従来の位置計測システムと、精度と所要時間の比較検討を行った。

## 2. 方法

NIRS計測において、観察された活動が脳のどの部分に対応するのかわかるためには、計測プローブの頭表上における位置を知る必要があるが、本研究では精度確認のためにノギスによる独立した計測値との比較も行うため、ソケットの奥ではなくソケット上面の位置計測を行った。そのため、特記した場合以外は、ソケットの中心位置が分かるように十字模様を描いたシールをソケット上面に貼ったNIRS計測用ホルダーを頭部に固定し、その十字の中心位置 (以下、ソケット位置) を計測した。なお本稿では、プローブ固定のために頭部に装着するホルダー (図1c) において、格子状に組まれた骨組部分をシェル、そしてプローブを固定するための円筒状のパーツをソケットとよぶ。



図1 用いた計測装置

本研究で用いた計測装置。(a) 磁気式3次元位置計測システム。ペンシル型のスタイラスで位置を記録する。スタイラスの左側に並んでいるのが参照コイル。(b) 非接触3次元デジタイザ。三角測距の原理で被写体との距離情報を得て、3次元データ化する。(c) NIRSの計測プローブを固定するためのホルダー。アルミ製のシェルに3×3の格子状に固定されたソケットへプローブを固定する。右側頭用のシェル (写真左) の上部には磁気式3次元位置計測システムの参照コイルを固定するためのパーツが取り付けられている。

### 2. 1. 磁気式3次元位置計測システムによる測定点記録

ソケット位置を磁気式3次元位置計測システム (FASTRAK, POLHEMUS Inc., VT, USA) (図1a) でデジタル化した。この際に、ソケットを固定しているシェルの上に取り付けてあるパーツに参照コイルを固定した。計測点を参照コイルに対して相対的に測定することで、記録中の頭部の動きに影響されず、良好な再現性で位置計測を行うことができる<sup>[6]</sup>。計測手順としては、まずスタイラスを用いて左右の耳珠前部

と鼻根部の位置を記録する。この左右耳珠前部の点を結ぶ直線に鼻根部から垂線をおろした交点を原点とする座標系を構築した。原点から右耳珠前部の方向がx軸で、原点から鼻根部方向がy軸、左右耳珠前部と鼻根部の作る平面から垂直上方をz軸とする。次にそれぞれのソケット位置をスタイラスで記録し、最後に後頭結節、ならびにそれと鼻根部との正中線上中心部の位置を参考位置として記録した。位置情報はPCに取り込み、解析用ソフトウェアIGOR Pro (WaveMetrics) で座標計算を処理した。

## 2. 2. 非接触3次元デジタルによる測定点記録

非接触3次元デジタル (VIVID910, Konica Minolta, Osaka, Japan) (図1b) はレーザービームによる光切断方式で入力対象をスキャンし、三角測距の原理で被写体との距離情報を得て、3次元データ化する。レーザーが反射する位置を計測するという原理から、表面が黒いものや、透明なもの、光沢があるものは撮影できない場合があるため、ソケットとシェルをつや消し灰色で塗装した。

撮影は320x240点の高速モードとし (1撮像0.3秒)、被験者を回転椅子に乗せ、頭部を鉛直軸の周囲に60°ずつ回転させて6回行った。データはPCに取り込み、専用編集ソフトウェア (Polygon Editing Tool) で処理した。このソフトウェア内で、得られた6つの3次元データの隣接するデータ同士で重なる部分を指定して位置合わせを行い、6つのデータを一つの立体 (ポリゴン) に合成する。このポリゴンデータ上において、ソケット位置と鼻根部と左右耳珠前部を寸法解析ソフトウェア (3D-Rugle) で計測した。計測した位置の記録結果をテキストファイルとして書き出し、IGOR Proを用いて、耳珠前部と鼻根部の位置を基準に、磁気式3次元位置計測システムを用いた上記の方法と同じ座標系に変換した。

## 2. 3. それぞれの方法によって記録された点の比較

NIRS計測用のプローブを設置するための、3x3の格子状に、格子間距離3cmで9つのソケットが固定されたホルダー (図1c) を、〈S-S法〉言語発達遅滞検査教具 (エスコアル、千葉、日本) に含まれる抱き人形の両側頭に1個ずつマジックテープによって装着した。磁気式3次元位置計測システムと非接触3次元デジタルのそれぞれの方法で、記録されたソケット位置を、18のソケットに対して比較し、その距離を求めた。ヒトでも同様に両側頭部にホルダーを装着し、計測、比較を行った。また、確度の検討のため、ノギスを用いた実際の値との比較を行った。

被験者は文書と口頭による説明の後に文書により同意した。この研究は国立身体障害者リハビリテーションセンター倫理委員会により承認を受けている。

## 3. 結果

### 3. 1. 人形の頭部の計測

人形の左右耳珠前部間距離を計測し、比較した結果、ノギスで計測した実際の値 (122.0±0.4mm: mean±SD, 10回計測) と、非接触3次元デジタルを用いて計測した値 (122.7±0.1mm, 5回計測) との差は0.7mmであった。また磁気式3次元位置計測システムを用いた計測値は121.0±1.4mm (10回計測) であり、ノギスによる計測値との差は1mm、非接触3次元デジタルを用いた計測値との差は1.7mmであった。

### 3. 2. 人形でのNIRS計測用ソケット位置の計測

NIRS計測用プローブを頭部に固定するためのソケットを固定したアルミ製のシェルを人形の両側頭部に装着し、各ソケットの3次元空間位置を磁気式3次元位置計測システムと非接触3次元デジタルで計測した結果の比較を図2に示す。このシェルでは、3x3の格子状に両側頭へ、計18点にソケットが配置される。この18点の位置をそれぞれの方法で8回ずつ計測し、その平均の位置を比較したところ、ずれの平均は2.0±1.0mmであった。また全測定点における平均誤差は最大で3.7mmであった。

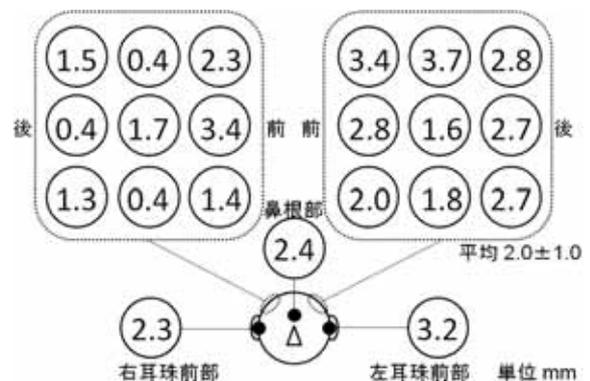


図2 人形における位置計測結果のずれ

人形に装着したホルダーにおける、ソケットの位置座標を磁気式3次元位置計測システムと非接触3次元デジタルで計測し、そのずれを示した。

### 3. 3. ヒトでのNIRS計測用ソケット位置の計測

NIRS計測用のアルミ製シェルを、人形のとおりヒトに装着し、各ソケットの3次元空間位置を磁気式3次元位置計測システムと非接触3次元デジタルで計測した結果を図3に示す。この18点の位置をそれぞれの方法で計測したところ、全測定点にお

ける平均誤差は、最大で7.5mm、平均して $3.7 \pm 1.9$  mmであった。また、左右軸を無視した、y-z 座標での誤差のみを計算すると、最大で4.4mm、平均して $2.6 \pm 0.9$ mmであった。

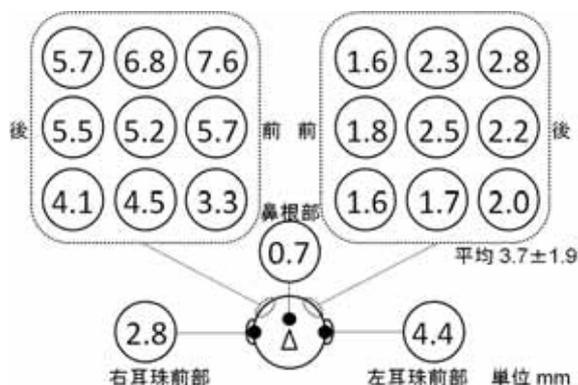


図3 ヒトにおける位置計測結果のずれ

ヒトに装着したホルダーにおける、ソケットの位置座標を磁気式3次元位置計測システムと非接触3次元デジタル計測機で計測し、そのずれを示した。

### 3. 4. 磁気式3次元位置計測システムでの計測における、シェルに用いられているアルミの影響

磁気式3次元位置計測システムは磁気を利用した3次元位置測定装置であるため、磁界内に金属があった場合、電磁誘導と渦電流によって測定誤差が生じる恐れがある。そこでアルミ製シェルが耳珠前部を囲むような位置で、ホルダーを人形の頭部に装着し、左右耳珠前部間距離の計測値を、アルミ製シェルがないときの値と比較した。その結果、アルミ製シェルがない場合で $121.0 \pm 1.4$ mm、ある場合では $126.1 \pm 0.8$ mmであった。

### 3. 5. 非接触3次元デジタル計測機による、左右ソケット間距離の検討

磁気式3次元位置計測システムを用いた計測では、金属部品の存在によって計測値に誤差が生じてしまうため、非接触3次元デジタル計測機を用いて撮影しPC内で合成したポリゴンデータから、左右で対応するソケット間の距離を計測し、ノギスを用いた計測値と比較した(図4)。その結果、平均の誤差は $2.0 \pm 0.4$ mmであり、最大は2.4mmであった。

### 3. 6. 計測時間

磁気式3次元位置計測システムと非接触3次元デジタル計測機を用いて計測を行ったときに要した時間を測った。磁気式3次元位置計測システムによる計測では、参照コイルの固定からすべてのソケット位置を入力し終えるまでに $96 \pm 5$ 秒(5回計測)かかるのに対し、非接触3次元デジタル計測機による6方向からの撮影は34

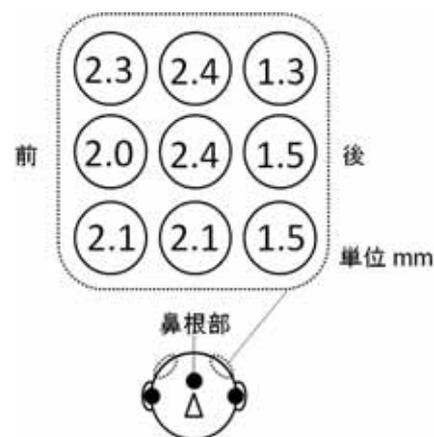


図4 対応する左右のソケット間距離の計測誤差

人形に装着したホルダーにおける、ソケットの位置座標を非接触3次元デジタル計測機で計測して対応する左右のソケット間距離を求め、ノギスの計測値との差を示した。

±1秒(5回計測)で終わることができた。後者の結果は6枚の撮像時間( $0.3 \times 6 = 1.8$ )より長い、これは各撮像毎にデータ転送の時間が数秒ずつ必要なためである。

## 4. 考察

本研究では、NIRS計測時における被験者、特に幼児の拘束時間短縮を目標に、計測プローブの位置記録に非接触3次元デジタル計測機を採用し、磁気式3次元位置計測システムによる計測値、そしてノギスでの計測値との比較を行った。Kawaguchiら<sup>[11]</sup>のシミュレーションにより、NIRSでも10mm以下の解像度で計測できることが示唆されており、実際、15mm間隔の配置で隣接記録チャンネル間(記録中心間距離7.5mm間隔)に異なる信号が得られたことから<sup>[12]</sup>、位置計測の誤差は頭表面に平行な距離として、少なくとも5mm程度以下が望まれる。

今回使用した非接触3次元デジタル計測機の公称確度は $\pm 0.22$ mm以下であり、静物を対象とした1回の計測では、我々のノギス等による用手測定との誤差と同等かそれ以下である。人形の頭部を6方向から撮影し、コンピュータ上で人形頭部のポリゴンデータを作成して左右耳珠前部間距離を測った結果では、ノギスを用いた計測結果との差が0.7mmと実用上十分に小さな値であった。すなわち、動きのない人形では正確に頭部のポリゴンデータを作成できることが示された。

今回用いた非接触3次元デジタル計測機のレーザ出力は、JIS規格(JISC6802)で定められたレーザ製品の安全基準において、クラス2であり、撮影時間は短時間であるため(高速モードで0.3秒)、眼球に照射されると

してもごく短時間であり、顔を計測する場合の安全性についても問題ない。しかしレーザの光量が極めて低いため、黒い対象物では反射が不十分でうまく距離画像を取得できない。本研究では、ソケットとシェルをつや消しカラーで塗装することで撮影に最適化した。

非接触3次元デジタル計測による計測における誤差の原因としては、

- (i) カメラによる撮影時に生じるもの（カメラのピント、スキャン中の動き、黒い髪などの反射が弱い部分のデータ欠損）、
- (ii) 複数の3次元データをひとつのポリゴンデータに合成する際に生じるずれ、
- (iii) ポリゴンデータ上で指定する点によって生じるずれ、

が考えられる。非接触3次元デジタル計測のプローブ位置を求めるには、専用の寸法計測ソフト(3D-Rugle)を用いて、ソケット上の3点を指定し、その3点を通る円の中心からの垂線を計算する。本研究では、ソケットにシールを貼り、1点の指定で計測を行ったため、(iii)の原因による誤差は小さい。顎部や顔面表情筋など動きやすいものの存在により、(i)の原因によって(ii)の過程が正確に行えなくなることが誤差の原因だと推測される。また、非接触3次元デジタル計測を用いて座標計測を行う場合、スキャン中に頭部の動きが生じると大きな誤差を生じるため、幼児の計測では注意が必要である。

磁気式3次元位置計測システムによる計測における誤差の要因として、

- (i) 金属板の存在、周辺の金属の影響、
- (ii) 参照コイルとケーブルの動き、さらにそれによるシェルとソケット位置のずれ、
- (iii) 接触による測定対象のずれ、ゆがみ、

が誤差の原因としてあり得る。今回、アルミ製シェルのあるなしで計測を行ったところ、シェルの存在によって5.1mmの誤差が生じた。そのため(ii)と(iii)に注意しながら計測を行っても、金属板が存在する場合には、磁気式3次元位置計測システムは十分な確度で計測を行うことができないと考えられる。なお、従来のNIRSのシェル<sup>[2-4, 6]</sup>はプラスチック製であり、磁気式の計測による誤差は小さかったと考えられる。また側頭部であれば、記録部位の同定は傍正中面に投射して行うためx軸の誤差は問題とならず、y-z平面上のみで見るとぎりぎり許容範囲内の誤差となった。

計測にかかる時間を比較したとき、非接触3次元デジタル計測を用いることでより短時間で終わることができた。今回の実験では6方向からの撮影を行ったが、

より少ない撮影回数でも正確なポリゴン作成を行えることが分かれば、この時間はさらに短縮することができる。また、磁気式3次元位置計測システムによる計測では、スタイラスを用いてポイントを入力していく操作に不快感を感じさせてしまうことも起こりうるが、非接触3次元デジタル計測ではそれがなく、より少ない負担で計測を行うことができる。

## 5. 結論

NIRSによる脳機能計測部位を迅速に測定するための新たな方法として、非接触3次元デジタル計測を用いて6方向から撮影を行った。磁気式3次元位置計測システムで基準点と記録位置を1点ずつ計測していくよりも、非接触3次元デジタル計測の方が短時間で終了でき、十分な確度が得られた。また、磁気式3次元位置計測システムの計測において、スタイラスを用いて、鼻根部の位置計測を行う場合など、幼児には恐怖感を感じさせてしまうことがあるが、非接触3次元デジタル計測ではその心配がない。非接触3次元デジタル計測は、国際10-20システムでプローブを装着した場合の装着位置の確認にも有用と考えられ、NIRSの計測プローブの位置記録の方法として、有用な方法である。

## 6. 文献

- 1) Pena M, Maki A, Kovacic D, Dehaene-Lambertz G, Koizumi H, Bouquet F, Mehler J. Sounds and silence: An optical topography study of language recognition at birth. *Proc Natl Acad Sci USA*. 100 (20), 2003, p.11702-11705.
- 2) Minagawa-Kawai Y, Mori K, Hebden JC, Dupoux E. Optical imaging of infants' neurocognitive development: recent advances and perspectives. *Dev Neurobiol*. 68 (6), 2008, p.712-728.
- 3) 佐藤裕, 森浩一, 古屋泉, 林良子, 皆川泰代, 小泉敏三. 乳幼児の音声言語処理における左右聴覚野の発達—近赤外分光法による検討—. *音声言語医学*. 44, 2003. p.165-171.
- 4) 古屋泉, 森浩一. 左右聴覚野の音声言語処理における機能分化—多チャンネル近赤外分光法(NIRS)による検討—. *脳と神経*. 55 (3), 2003, p.226-231.
- 5) Huppert T.J., Hoge R.D., Diamond S.G., Franceschini M.A., Boas D.A. A temporal comparison of BOLD, ASL, and NIRS hemodynamic responses to motor stimuli in adult humans. *Neuroimage*.

- 29, 2006, p.368-382.
- 6) 佐藤裕, 森浩一, 小泉敏三, 皆川泰代, 田中章浩, 小澤恵美, 若葉陽子. 吃音児の音声言語に対する左右聴覚野の優位性 —近赤外分光法脳オキシメータによる検討—. 音声言語医学. 47, 2006, p.384-389.
- 7) Whalen C, Maclin EL, Fabiani M, Gratton G. Validation of a method for coregistering scalp recording locations with 3D structural MR images. *Hum Brain Mapp.* 29 (11) , 2008, p.1288-1301.
- 8) Dan I, Okamoto M, Tsuzuki D, Singh A.K. Spatial Registration of Functional NIRS Data to the Standard Stereotactic Brain Coordinate System. *Recent Advances and Research Updates.* 8 (1) , 2007, p.145-160.
- 9) Minagawa-Kawai Y, Mori K, Naoi N, Kojima S. Neural attunement processes in infants during the acquisition of a language-specific phonemic contrast. *J Neurosci.* 27 (2) , 2007, p.315-321.
- 10) Xin Yin, Yasuo Miichi, Hiromi T. Tanaka. Representation of Color in Ancient Noh Masks. *Lecture Notes in Computer Science.* 4282, 2006, p.1026-1034.
- 11) Kawaguchi H, Hayashi T, Kato T, Okada E. Theoretical evaluation of accuracy in position and size of brain activity obtained by near-infrared topography. *Physics in Medicine and Biology.* 49 (12) , 2004, p.2753-2765.
- 12) Kamatani D, Masuda S, Okazaki S, Mori, K. High-resolution functional brain mapping with near infrared spectroscopy (NIRS) . *Journal of Physiological Sciences* 2008-03-25/03-27, 58, 2008, p.S98.