

修士論文

加齢に伴う視覚機能の衰えと
脳活動に関する研究

同志社大学大学院 生命医科学研究科 生命医科学専攻
博士前期課程 2009年度 124番

芝野 功一郎

指導教授 廣安 知之教授

2011年1月26日

Abstract

In this thesis, the relationship between brain activity and the age-related weakening of visual function was discussed. Static visual acuity test is used to measure the ability to recognize static objects. Dynamic visual acuity test was also used to measure the ability to recognize moving objects. The age-related weakening of visual function was detected through the results of these two tests. Brain activities were observed using fNIRS which is one of non-invasion brain function imaging devices. For the static visual acuity test, it was found that brain activities of elder people works more than those of younger people when the target object was difficult to distinguish. On the other hand, for the dynamic visual acuity test, clear differences between the brain activities of elder people and those of younger people were not existed. Static ability of recognizing objects are strongly related to visual cortex and elder people activates visual cortex when they distinguish difficult static objects. However, dynamic ability of recognizing objects may be not related to visual cortex but exercise cortex.

目次

1	序論	1
2	近赤外分光法による脳機能イメージング (fNIRS)	1
2.1	fNIRS の概要	1
2.2	fNIRS の計測原理	2
3	実験内容	4
3.1	静止視力実験	4
3.2	動体視力実験	4
4	実験結果	5
4.1	静止視力実験	5
4.2	動体視力実験	6
5	結論	6

1 序論

近年、高齢者の交通事故件数は年々増えつつあり、社会問題化している。高齢者の交通事故の主な原因として、視覚機能の衰えが大きく影響していると考えられている。実際、年齢を重ねるごとに、視覚機能は衰えていくといわれている¹⁾。現在、加齢に伴う視覚機能の衰えを受けて、高齢者の運転免許更新手続きには、高齢者講習が必要となっており、主に運転適性診断や、視力検査が実施されている。しかし、視力検査は、検査環境や被検査者の体調に結果が左右される可能性もあり、正確な診断ができているとはいえない。また、運転を行う際、運転者は、知覚・認知・判断を連続して行い、運転をしている。そして、情報を目から受けとり、集めた情報から判断を行ったうえで脳から操作の指令を出している。このことから、運転には視覚機能と脳機能が密接に関係しているといえる²⁾。そこで、視力検査に加え、視覚機能の衰えを脳機能の観点から明らかにすることができれば、さらなる交通事故抑制につながる可能性がある。また、近年、脳機能計測技術が発達し、脳に対する研究が進んでいる。特に fNIRS は、検査が簡便であり、自由度が高く、様々な分野で脳機能の計測に用いられている。

本研究では、視覚機能の衰えが脳活動に反映されている可能性があると考え、視覚機能を測定する実験を若者と高齢者に行った際に脳活動の変化にどのような違いが生じるかを、fNIRS を用いて検証する。そして、加齢に伴う視覚機能と脳活動の関係を明らかにすることを目的とする。

本研究では、2つの実験を行う。1つ目の実験では、一般的に行われている視力検査と同じような静止視力実験を行う。被験者には、一目で見ただけで判断できる大きさのランドルト環を提示するタスクと、事前に被験者ごとに計測した最高視力よりも 0.1 小さいランドルト環を提示するタスクを、順番をランダムにして行う。そして、タスク区間中にランドルト環の穴の空いている向きを答えてもらい、その回答数と正答率を被験者ごとに得る。そして、世代ごとの回答数、正答率と脳活動の特徴を比較する。2つ目の実験では、動いている物体を認識する能力を測定する動体視力実験を行う。この実験では、動体視力計を用いて、タスク区間中に動体視力の測定を行う。この測定では、視界の正面から徐々に大きくなりながら、近づいてくるランドルト環の穴の空いている向きがわかった瞬間に、向きを回答するという形式である。その際に要した時間から動体視力値を算出し、世代ごとの動体視力値と、脳活動の特徴を比較する。これらの実験を通し、加齢による視覚機能の衰えと、脳活動の関係を明らかにする。

2章では、本研究の実験に用いた fNIRS の概要と原理について、3章では本研究で行った実験方法について、4章ではその実験の結果と考察について、最後に5章で結論を述べる。

2 近赤外分光法による脳機能イメージング (fNIRS)

2.1 fNIRS の概要

fNIRS とは、近赤外分光法を用いて大脳皮質の神経活動に伴い変化するヘモグロビンの相対的変化量を多点で測定することで、画像化する脳機能画像診断法である。近赤外線を照射、受光するファイバソケットを装着するだけで計測可能なので、人間の脳活動を非襲侵的にかつ、被験者の頭部を拘束せず観察することが可能である。頭皮上から波長の異なる 2 種類の近赤外光 (695nm, 830nm) を照射

し、血液中の酸化・脱酸化ヘモグロビンに吸収された光量を検出することで、頭皮下2~2.5cmの大脳皮質表面の相対的なヘモグロビン濃度を測定することができる。計測時には、Fig.1, Fig.2 に示すような機器を装着し、脳血流の計測をする。

また、fNIRS のシステムは Fig.3 に示すように3つの部分から構成されている。

1つ目は照射装置である。ここで2種類の波長の近赤外半導体レーザーから照射される光を変調し、2波長を混合して光ファイバに送る。

2つ目は照射検出装置（プローブ）である。照射用ファイバと検出用ファイバを決められた位置に配置するためにプローブを用いて頭皮上に固定する。頭部から反射した光は検出用ファイバからアパランシェフォトダイオードに入り、電気信号に変換される。

3つ目は検出された光信号を処理し、演算・表示する計算部分である。この信号はロックインアンプで復調され、どの照射点から到達した光が判別される。各計測点に対応した検出光強度データを基に、ヘモグロビンの濃度変化を演算し、トポグラフィ画像が生成される。

本研究で脳機能計測装置として、fNIRS を使用するに至った理由は、Table.1 に示すように他の脳機能計測装置と比べ、光トポグラフィ装置が計測時の自由度の面で、他の装置より優れているためである。本研究の実験においては、動体視力計との同時使用があるため、自由度の高さは非常に重要な要因となっている。

2.2 fNIRS の計測原理

2.2.1 基本原理

fNIRS はヘモグロビンの酸素化状態によって、光の吸収・散乱の度合いが変化するという性質を利用している。つまり、波長の異なった近赤外光を用いることにより、脳内の酸素化ヘモグロビン (oxy-Hb) と脱酸素化ヘモグロビン (deoxy-Hb) の濃度変化量についての連立方程式を解くことで求めることができる。そして、oxy-Hb の相対的な増加量を検知することにより、脳活動の変化を測定することが可能となる³⁾。

Fig.4 に測定原理の概略図を示す。fNIRS では、

- (1) 頭皮の上から近赤外光を光ファイバで照射する。
- (2) 照射した近赤外光は、成人頭部の組織内で散乱、吸収を繰り返し、2~2.5cmの深部(大脳皮質)にまで到達する。
- (3) 散乱光を照射位置から30mm程度離れた位置で検出する。
- (4) 反射光の測定し、大脳皮質のoxy-Hb, deoxy-Hbの濃度変化を計測する。

2.2.2 近赤外光を用いた計測

生体組織の光測定には波長が700~900[nm]の近赤外光が使用される³⁾。この理由は、近赤外光よりも波長の短い可視光(400~700[nm])では、ヘモグロビンなどの吸収が大きく、長い波長では水の吸収が大きくなるため、光が生体内を進めないためである。これに対し、近赤外光の波長領域は生体を透過しやすいため、「生体の窓」とも呼ばれる。光の生体組織への浸透深さはおよそFig.5のように

表せる³⁾。

また、この波長域での光の吸収は、oxy-Hb と deoxy-Hb によって生じるが、両者は異なる吸収スペクトルを持ち、Fig.6 に示すように 805nm 近傍が等吸収点となっている。このため、oxy-Hb と deoxy-Hb の吸光係数が既知であれば、2 波長以上での吸光量変化を計測することで oxy-Hb と deoxy-Hb の濃度変化を算出することができる。

2.2.3 分光学に基づく計測

光トポグラフィを用いた生体情報の取得方法は、分光学に基づいて設計されている。複数の波長を用いて光の吸収を計測することによって物質濃度の定量化を行うものである。その基礎となっているのがランベルト・ベールの法則 (Lambert-Beer law) である。

また、一直線上に向かい合わせた光源と検出器の中間にサンプルを置くことを想定した場合、サンプルの距離 d (mm) とサンプルに含まれる物質濃度 C (mol/mm) との積によって、入射した光は指数的に減少する。サンプルに入射する光量を I_{in} 、濃度 C の物質を均一に含むサンプル溶液を距離 d だけ透過した後に検出される光量 I_{out} とおくと式 2.1 のランベルト・ベールの法則が成立する。

$$-\text{Log} \frac{I_{out}}{I_{in}} = \epsilon \times C \times d \quad (2.1)$$

この式より、予め特定波長での溶液の吸光係数 ϵ が求められていれば、 I_{in} 、 I_{out} 、 d を測定することで対象とする溶液の濃度 C を求めることができる。

しかし、ランベルト・ベールの法則は透明な液体に適用されるものである。透明とは吸収のみを示すものである。実際には生体に照射された光は吸収と散乱による減衰を受けつつ伝播する。また、生体計測では光源と検出器が一直線上に向かい合うような「透過」の位置での計測よりも、光源と検出器が同じ方向を向く「反射」の位置での計測のほうが多い。このような背景の中で、ランベルト・ベールの法則を拡張して散乱のある媒体に適用したのが式 2.2 のモディファイド・ランベルト・ベールの法則 (modified Lambert-Beer Law) である⁴⁾⁵⁾。

$$-\text{Log} \frac{\Delta I_{out}}{I_{in}} = \epsilon \times \Delta C \times d + \Delta S \quad (2.2)$$

ここで I_{out} は透過光量変化、 C は濃度変化、 S は散乱による影響変化を示すものである。特定の波長 λ の生体に入射される光量を $I_{in}(\lambda)$ 、生体内で吸収と散乱を受けて外に戻ってきた光の変化量を $I_{out}(\lambda)$ 、oxy-Hb の吸光係数を $\epsilon_{oxy}(\lambda)$ 、deoxy-Hb の吸光係数を $\epsilon_{deoxy}(\lambda)$ 、oxy-Hb の濃度変化を C_{oxy} 、deoxy-Hb の濃度変化を C_{deoxy} とすると以下の式 2.3 が成り立つよう光トポグラフィは設計されている。

$$-\text{Log} \frac{\Delta I_{out}(\lambda)}{I_{in}(\lambda)} = (\epsilon_{oxy}(\lambda) \times \Delta C_{oxy} + \epsilon_{deoxy}(\lambda) \times \Delta C_{deoxy}) \times d + \Delta S \quad (2.3)$$

式 2.3 より目的とする oxy-Hb の濃度変化量 C_{oxy} 、deoxy-Hb の濃度変化量 C_{deoxy} を求めることができる。ここで、求める変数が C_{oxy} および C_{deoxy} の 2 つであるため、光トポグラフィでは 2 種類の異なる波長の近赤外光を用いる。

3 実験内容

3.1 静止視力実験

この実験では、若者と高齢者の視覚機能に負荷をかけた際の脳血流の変化の計測を行った。また、この実験では、日常で行われている静止視力検査を視覚機能の負荷とした。

3.1.1 実験機器

実験に用いた機器は、日立メディコ社製の光トポグラフィETG-7100と、フリーソフトの視覚検査ツールである。視覚検査ツールは、各視力ごとのランドルト環をランダム表示できるツールである。以下の Fig.7 に視覚検査ツールの表示画面の一例を示す。

3.1.2 実験環境

本実験は、被験者として、健常な20代男性6名、20代女性1名、40代女性1名、50代女性1名、50代男性2名、60代男性2名の計13名を対象とし、各人2回ずつ行った。測定部位は、前頭葉、後頭葉の2ヶ所である。測定には、国際10-20法に基づき、前頭葉には、全22chの3×5プローブを、後頭葉には全24chの4×4プローブを使用した。また、ランドルト環を表示させたPC(Apple社製MacBook5.1)と光トポグラフィを装着した被験者との距離を、視力検査を行う際の規定距離である5mとした。また、実験開始に先立ち、本実験と同じ環境で被験者の最高視力を測定した。

3.1.3 計測シーケンス

本実験のタスクは2回あり、それぞれ30秒のタスク時間を設けた。各タスクでは、事前に被験者ごとに計った最高視力よりも0.1大きいサイズ、つまり被験者が判断しにくいサイズのランドルト環と、最高視力の半値を示すランドルト環、つまり被験者がすぐ判断できるランドルト環のどちらかを表示させた。前者のタスクを難易度「難」のタスク、後者のタスクを難易度「易」のタスクとする。表示させる順番は被験者ごとにランダムとし、また、タスク中でのランドルト環の切り替えは、被験者が回答した後、即座に切り替えるものとした。レストは、時間30秒とし、その間、開眼状態で5m先のPCに表示された大きなランドルト環を直視してもらった。本実験の計測シーケンスを Fig.8 に示す。

3.2 動体視力実験

この実験では、若者と高齢者の視覚機能に負荷をかけた際の脳血流の変化の計測を行った。また、この実験では、動いている物体を持続して識別する動体視力の検査を視覚機能の負荷とした。

3.2.1 実験機器

実験に用いた機器は、日立メディコ社製の光トポグラフィETG-7100と、コーワ社製の動体視力計AS-4Fである。AS-4Fは、高齢者運転の適性検査や、スポーツにおける正確な動体視力の測定などに幅広く利用されている。機能としては、遠くから徐々に近づいてくるランドルト環の切れ目を認識した時点で被験者がレバーを倒し、その際のランドルト環のサイズを動体視力値とする仕組みである。Fig.9 に動体視力計AS-4Fを示す。

3.2.2 実験環境

本実験は、被験者として、健常な 20 代男性 3 名、20 代女性 1 名、40 代女性 1 名、50 代女性 1 名、50 代男性 2 名、60 代男性 2 名の計 10 名を対象とし、各人 2 回ずつ行った。測定部位は、後頭葉のみである。後頭葉のみを測定した理由は、瞬時の判断には前頭葉の脳血流の変化には、反映されないのではないかと考えたためである。測定には、国際 10-20 法に基づき、後頭葉に全 24ch の 4 × 4 プローブを装着した。被験者には光トポグラフィ装置のプローブを着用した状態で動体視力計を覗いてもらい実験を行った。

3.2.3 計測シーケンス

本実験のタスクとして、タスク時間を 45 秒設け、被験者にはタスク中では光トポグラフィ装置のプローブを装着した状態で、動体視力計を覗き込んでもらい、1 回約 9 秒の検査を 5 回行ってもらった。60 秒間のレスト中は、開眼状態で白く明るい画面を表示している動体視力計の中を覗きこんでもらい、安静にしてもらった。本実験の計測シーケンスを Fig.10 に示す。

4 実験結果

4.1 静止視力実験

本実験のタスク中において、ランドルト環の穴の空いている向きを被験者に回答してもらった。難易度「易」のタスクにおいては、全被験者とも正答率は 100 %であった。難易度「難」のタスク時における、正答率の世代間比較グラフを Fig.11 に、回答数の世代間比較グラフを Fig.12 に示す。Fig.11、Fig.12 より、加齢に伴い、正答率及び、回答数の両方が減少する傾向にあることがわかった。高齢者において、ランドルト環の提示から回答までの思考時間は 20 代と比べ、長くなる傾向が見られ、これが、回答数に影響していると考えられる。

実験より得られた時系列データの 1ch 分を拡大し、説明した図を Fig.13 に示す。赤線が oxy-Hb を表し、青線が deoxy-Hb を、緑線が oxy-Hb と deoxy-Hb を合計した total-Hb 表している。また、横軸が時間を、縦軸が Hb 濃度変化を表している。本実験で計測された 20 代、40 代、50 代、60 代の難易度「難」の際の後頭葉の脳血流の変化の図の一例を Fig.14 ~ Fig.17 に示す。Fig.14 ~ Fig.17 より、20 代においては、タスク区間中の後頭葉の全 ch において、脳血流が大きく変化した。その一方で、40、50、60 代と年齢を重ねるごとに、変化量が小さくなる傾向となった。これらの変化量を定量化するために、Fig.18 のように後頭葉を 5ヶ所の Section に分け、各 Section において、4 つの ch の積分値を算出し、その合計を求めた。積分値については、タスク区間における oxy-Hb の脳血流の変化量の面積を積分値として算出した。各世代別に Section ごとの積分値を示したグラフを、Fig.19 に示す。Fig.19 より、加齢に伴い、脳血流の変化量の積分値が、ほとんどの Section において減少していることがわかった。特に、Oz(国際 10-20 法における一次視覚野の中心部) 付近を表す Section3 では、他の Section に比べ、顕著に積分値が減少するという結果となった。

さらに、前頭葉における若者の難易度「難」「易」時の脳血流変化の比較図を Fig.20 に、高齢者の脳血流変化の比較図を Fig.21 に示す。Fig.20 より、20 代の難易度「易」時の oxy-Hb の全 ch における平均積分値は 45、難易度「難」時の積分値平均は 28 であった。しかし、50 代における難易度「易」

時の oxy-Hb の積分値平均は 75，難易度「難」時の積分値平均は 264 となり，若者に比べ，50 代の方が難易度による脳血流の変化の差が顕著となった。

これらのことより，静止視力実験においては，正答率と回答数の減少が，視覚機能の衰えと本実験で仮定した場合，加齢に伴い視覚機能は衰えることがわかり，脳活動にも 20 代と 40～60 代で差が現れ，視覚機能の衰えが，後頭葉や前頭葉の血流変化にも反映されていることがわかった。

4.2 動体視力実験

動体視力実験における，20 代～60 代までの動体視力値の世代間比較グラフを Fig.22 に示す。Fig.22 より，動体視力値は，基本的に加齢に伴い，小さくなる傾向となった。しかし，60 代の被験者に 1 名，普段よりスポーツなどをし，動体視力を訓練している方がいたため，60 代の平均値が高くなる結果となった。そこで，動体視力値の訓練者を除いた世代間比較した図を Fig.23 に示す。

また，脳活動の比較を 20～60 代で行うため，後頭葉の積分値の個人間比較グラフを Fig.24 に示す。Fig.24 より，世代間，また，同じ世代の間でも積分値にばらつきがあり，世代間での脳活動の差は現れなかった。

これらのことより，動体視力実験においては，動体視力値の減少が，視覚機能の衰えと本実験で仮定した場合，加齢に伴い視覚機能は衰えることがわかったが，脳血流の変化には 20 代と 40～60 代で差が現れなかったため，視覚機能の衰えは後頭葉の血流変化に，反映されないことがわかった。

5 結論

本研究では，加齢に伴う，視覚機能と脳活動の関係を明らかにするための実験をした。静止視力実験の結果より，正答率と回答数は，加齢に伴い共に減少する傾向となった。一方，脳血流の変化においては，後頭葉では加齢に伴い後頭葉の oxy-Hb の変化量が減少する傾向が見られた。また，前頭葉においては，タスクの難易度によって，若者は脳血流変化に差はないが，40～60 代は「難」タスク時において脳血流変化が大きくなる傾向が見られた。このことより，静止視力実験においては加齢に伴い視覚機能は衰えることがわかり，脳血流の変化にも 20 代と 40～60 代で差が現れ，視覚機能の衰えが，後頭葉や前頭葉の血流変化にも反映されていることがわかった。さらに，動体視力実験の結果より，動体視力値は，加齢に伴い，基本的には小さくなる傾向となった。ただし，普段よりスポーツなどをし，動体視力を訓練している高齢者は，動体視力を維持していた。また，脳血流の変化においては，20 代と 40～60 代で，ばらつきがあり，顕著な差は現れなかった。このことから，動体視力実験においては，加齢に伴い視覚機能は衰えることがわかったが，脳血流の変化に 20 代と 40～60 代で差が現れなかったため，視覚機能の衰えは後頭葉の血流変化に反映されないことがわかった。

謝辞

本研究を遂行するにあたり、多大なる御指導・御協力を頂きました，同志社大学生命医科学部の廣安知之教授，横内久猛教授に心より感謝いたします．

また，様々な指摘，助言をして下さいました，医療情報システム研究室光トポグラフィ研究グループの田辺竜也氏，西井琢真氏，大西佑奈氏，福原理宏氏，および田中美里氏に心より感謝いたします．

さらに，本研究を実施するにあたり、実験にご協力を頂きました生命医科学部実験支援課の皆様に心より感謝いたします．

そして，何事に対しても意欲的に取り組み，常に励まして頂きました医療情報システム研究室の各位に心より感謝いたします．

参考文献

- 1) 三浦利章, 石松一真 . 高齢者の認知機能-視覚的注意・有効視野を中心として- . 老年精神医学雑誌 . Vol.16 , p785 , 2005
- 2) 江部和俊, 大桑雅幸, 稲垣大 . ドライバの視聴覚認知に伴う負担度評価 . 豊田中央研究所レビュー . Vol.34 , No.3 . 1999
- 3) 福田正人 . 精神疾患とNIRS . 中山書店 . 2009
- 4) Hideaki Koizumi , Tsuyoshi Yamamoto , Atsushi Maki , Yuichi Yamashita , Hiroki Sato , Hideo Kawaguchi , Noriyoshi Ichikawa : Optical topography:practical problems and new applications . Vol.42 . No.16 . 2003
- 5) Yuichi Yamashita , Atsushi Maki , Hideaki Koizumi . Near-infrared topographic measurement system:Imaging of absorbers localized in a scattering medium . Rev Sci Instrum . Vol.67 . No.3 . 1996
- 6) 株式会社 日立メディコ <http://www.hitachi-medical.co.jp/>
- 7) 興和株式会社 http://www.kowa.co.jp/e/life/index_02.htm

付 図

1	fNIRS (光トポグラフィETG-7100) ⁶⁾	1
2	装着プローブ ⁶⁾	1
3	光トポグラフィの構成	1
4	脳機能計測原理 ⁶⁾	2
5	生体組織による光吸収・散乱の波長特性 ⁶⁾	2
6	oxy-Hb と deoxy-Hb の吸収スペクトル ⁶⁾	2
7	視覚検査ツール	3
8	静止視力実験の計測シーケンス	3
9	動体視力計 AS-4F ⁷⁾	3
10	動体視力実験の計測シーケンス	3
11	静止視力実験における難易度「難」提示時の正答率の世代間比較	4
12	静止視力実験における難易度「難」提示時の回答数の世代間比較	4
13	時系列データの一例	4
14	静止視力実験における 20 代後頭葉のヘモグロビン濃度変化データ一例	5
15	静止視力実験における 40 代後頭葉のヘモグロビン濃度変化データ一例	6
16	静止視力実験における 50 代後頭葉のヘモグロビン濃度変化データ一例	6
17	静止視力実験における 60 代後頭葉のヘモグロビン濃度変化データ一例	7
18	静止視力実験における後頭葉データの Section 分け (例: 20 代後頭葉)	7
19	世代ごとの後頭葉における Section 別平均積分値比較	8
20	前頭葉における難易度による脳活動比較 (例: 20 代前頭葉)	9
21	前頭葉における難易度による脳活動比較 (例: 50 代後頭葉)	10
22	動体視力値の世代間比較	11
23	動体視力値の訓練者を除いた世代間比較	11
24	動体視力実験における後頭葉の oxy-Hb 変化量の平均積分値の世代間比較	12

付 表

1	他の脳機能計測装置との特徴比較	12
---	---------------------------	----



Fig. 1 fNIRS (光トポグラフィETG-7100)⁶⁾



Fig. 2 装着プローブ⁶⁾

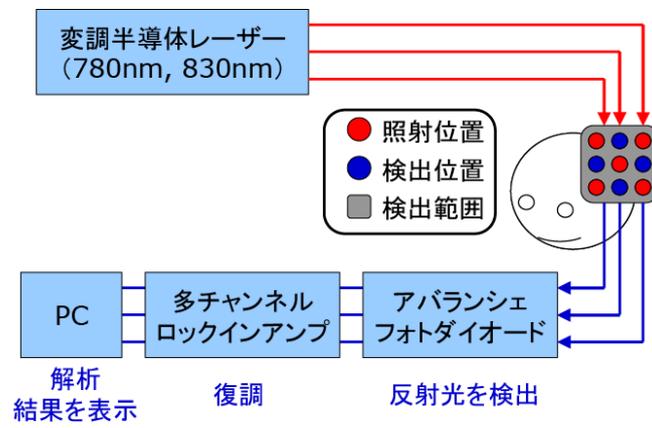


Fig. 3 光トポグラフィの構成

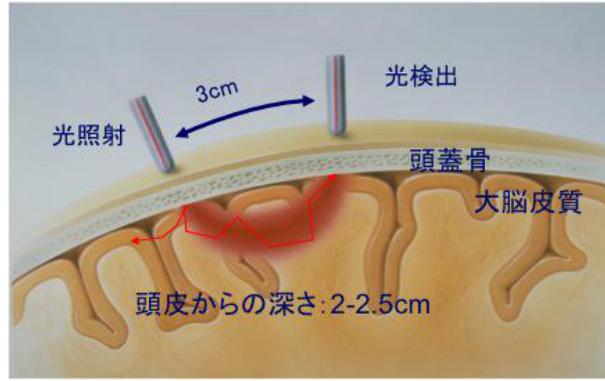


Fig. 4 脳機能計測原理⁶⁾

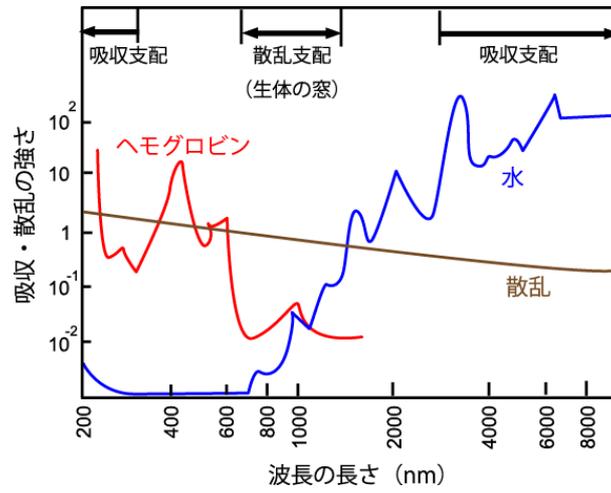


Fig. 5 生体組織による光吸収・散乱の波長特性⁶⁾

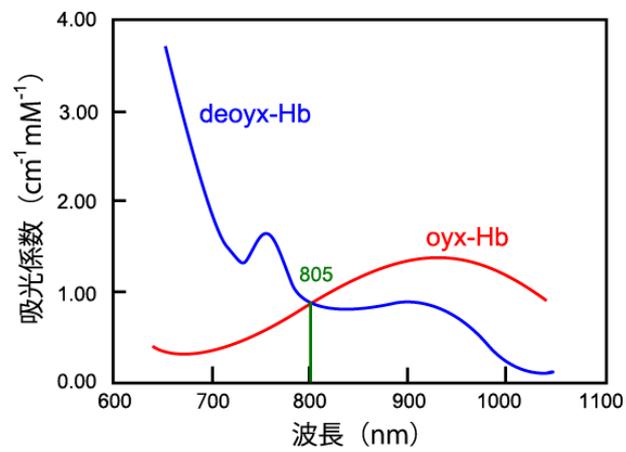


Fig. 6 oxy-Hb と deoxy-Hb の吸収スペクトル⁶⁾

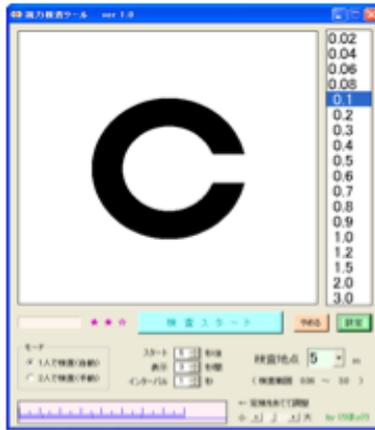


Fig. 7 視覚検査ツール

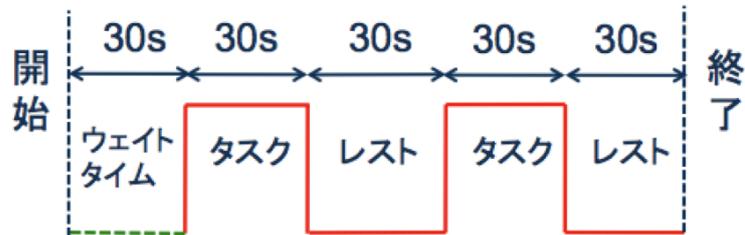


Fig. 8 静止視力実験の計測シーケンス



Fig. 9 動体視力計 AS-4F⁷⁾

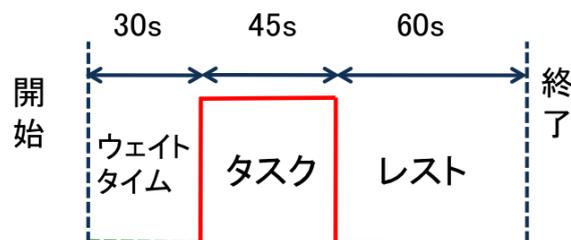


Fig. 10 動体視力実験の計測シーケンス

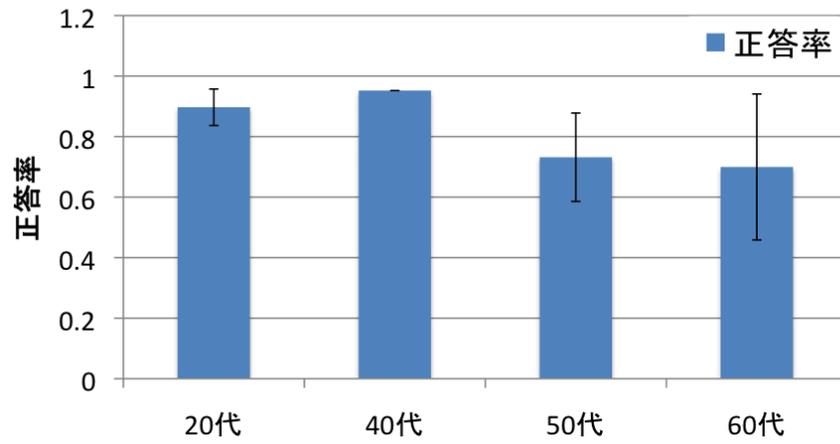


Fig. 11 静止視力実験における難易度「難」提示時の正答率の世代間比較

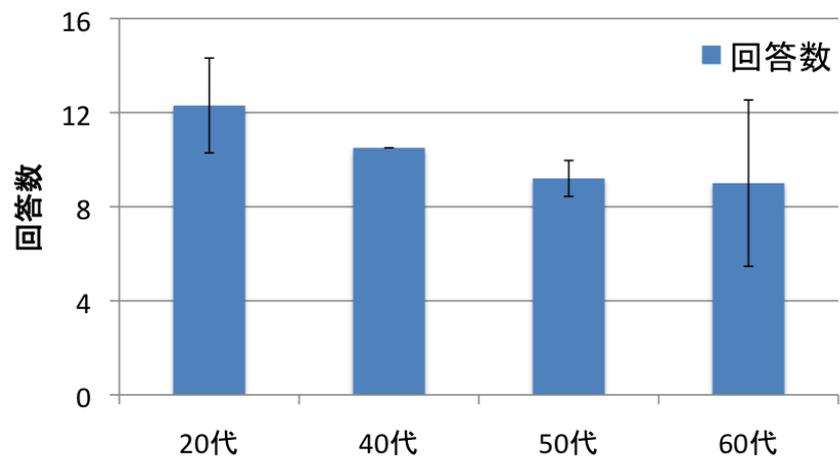


Fig. 12 静止視力実験における難易度「難」提示時の回答数の世代間比較

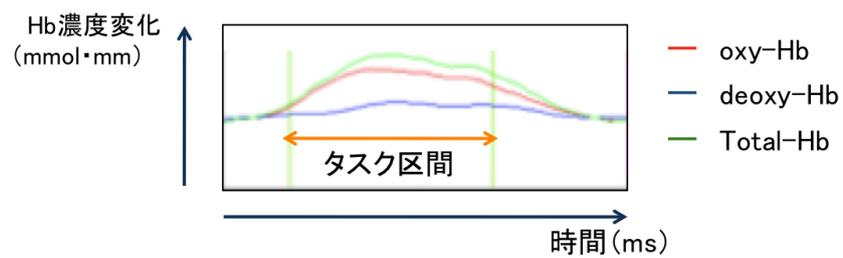


Fig. 13 時系列データの一例

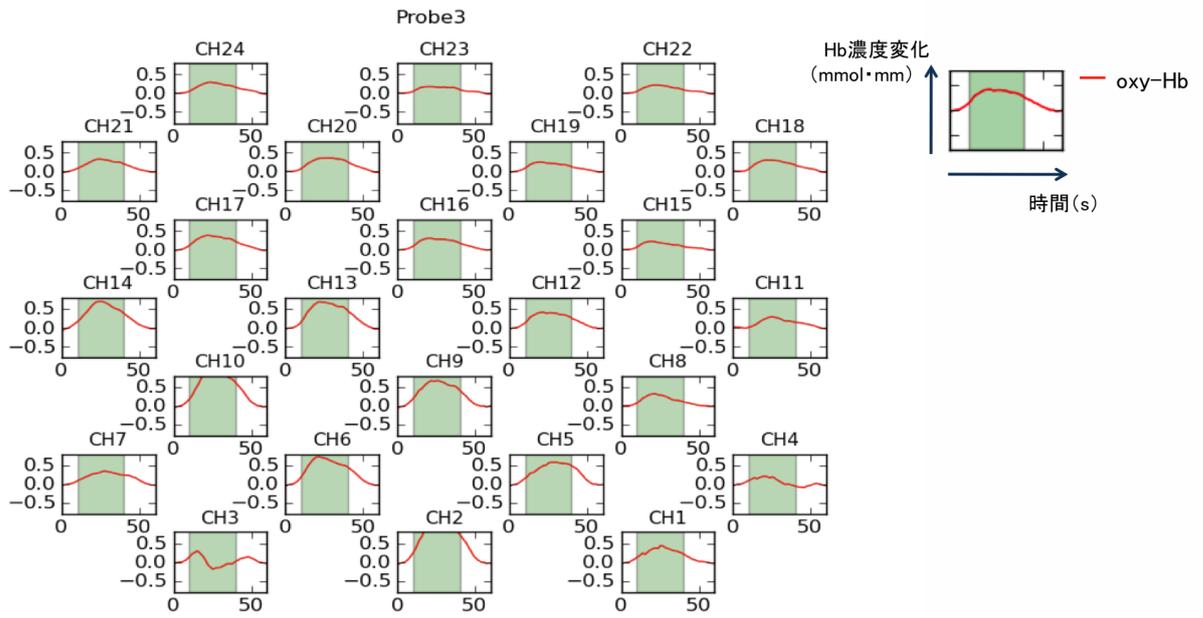


Fig. 14 静止視力実験における 20 代後頭葉のヘモグロビン濃度変化データ一例

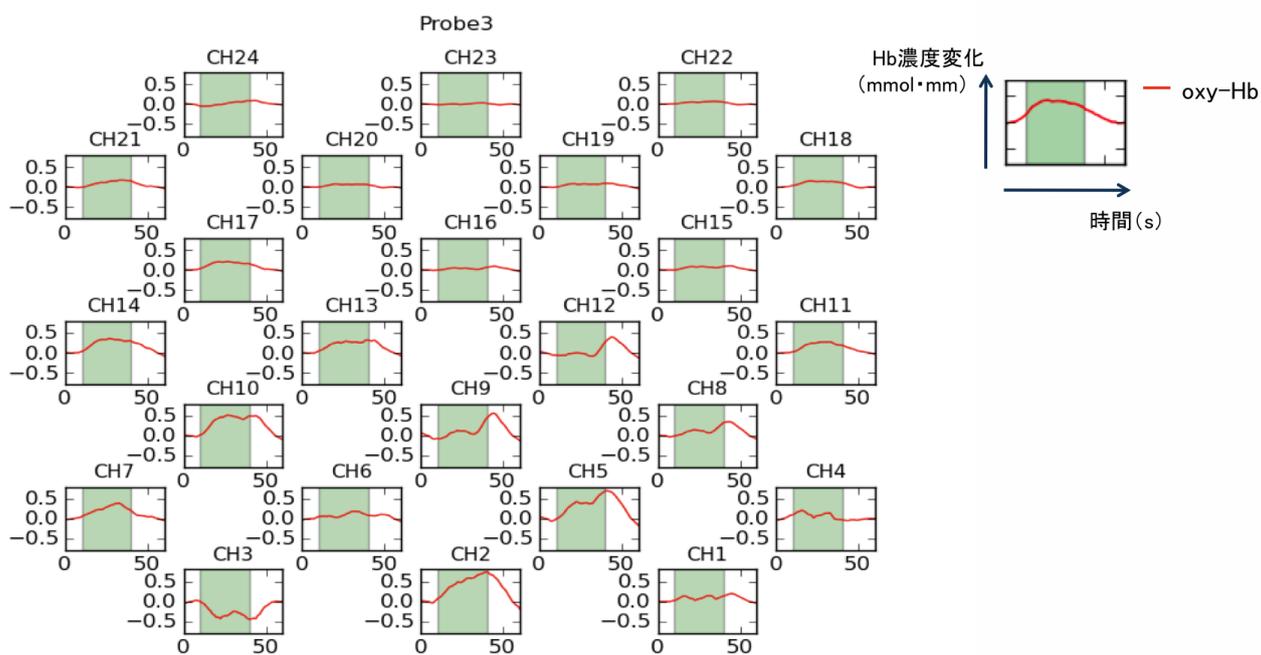


Fig. 15 静止視力実験における40代後頭葉のヘモグロビン濃度変化データ一例

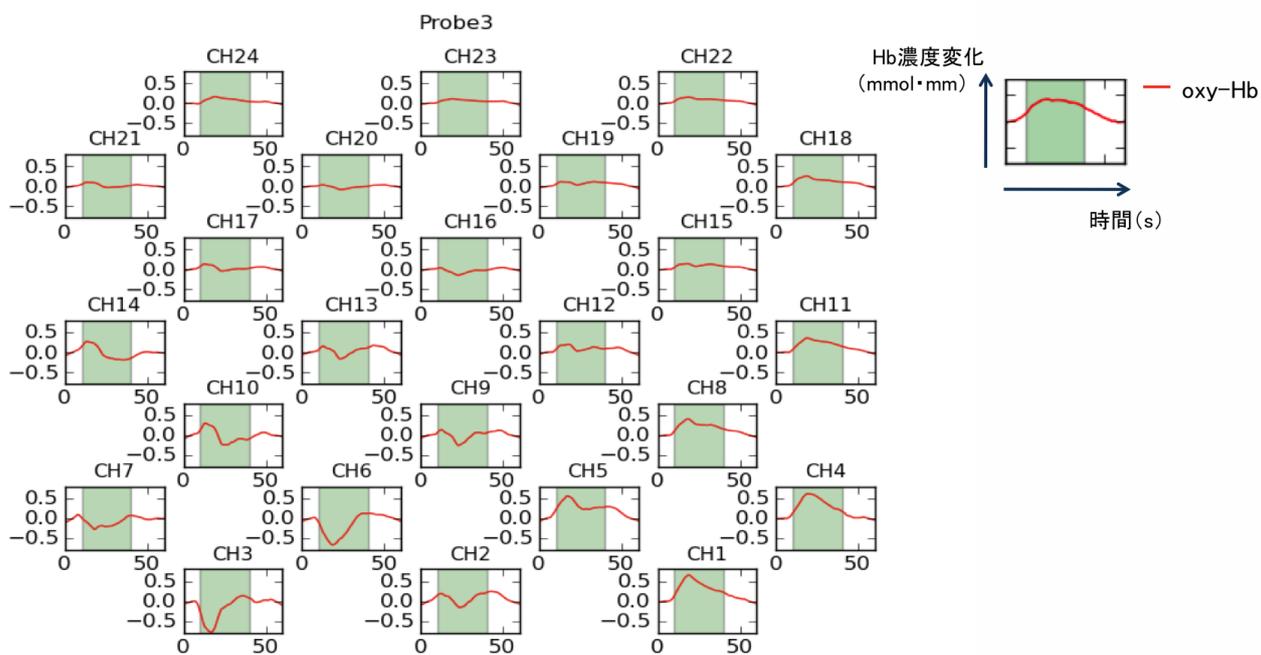


Fig. 16 静止視力実験における50代後頭葉のヘモグロビン濃度変化データ一例

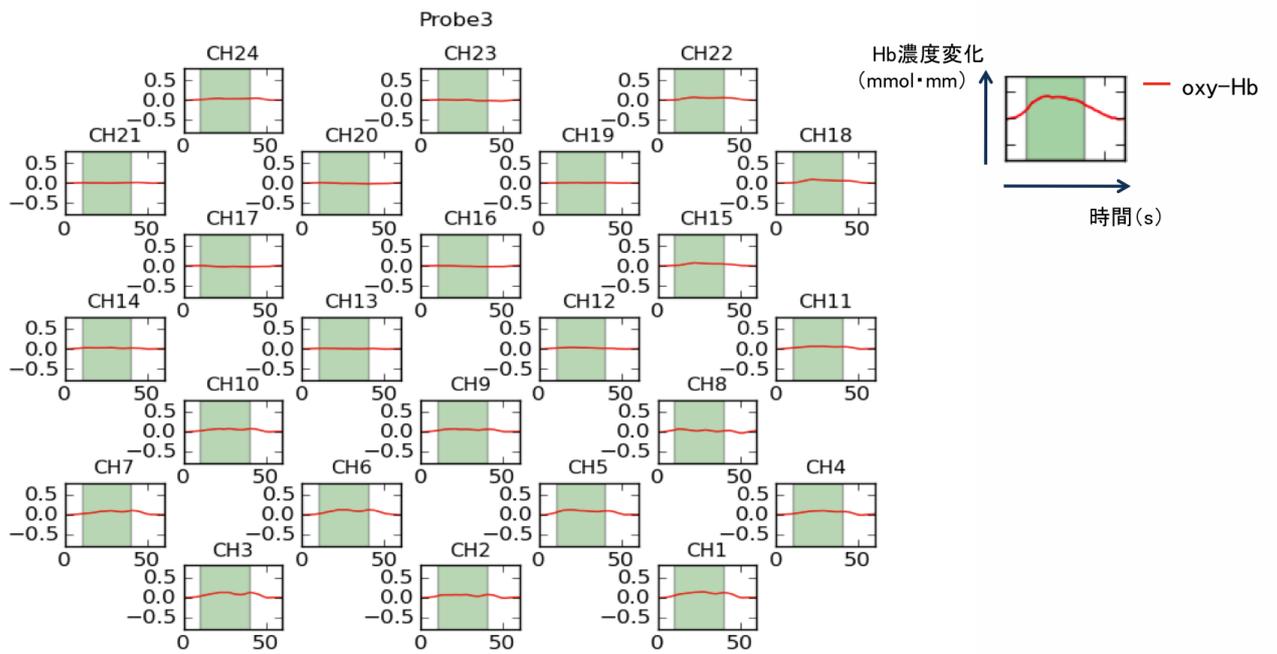


Fig. 17 静止視力実験における 60 代後頭葉のヘモグロビン濃度変化データ一例

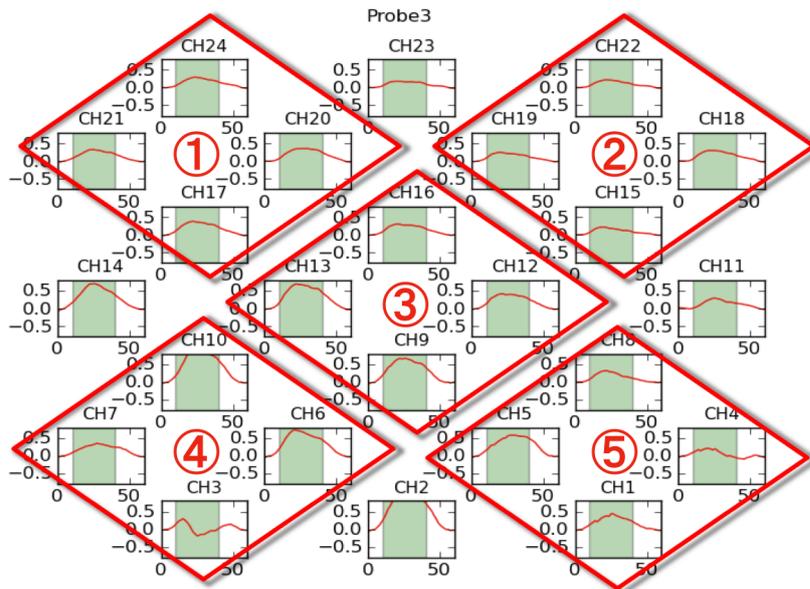


Fig. 18 静止視力実験における後頭葉データの Section 分け (例：20 代後頭葉)

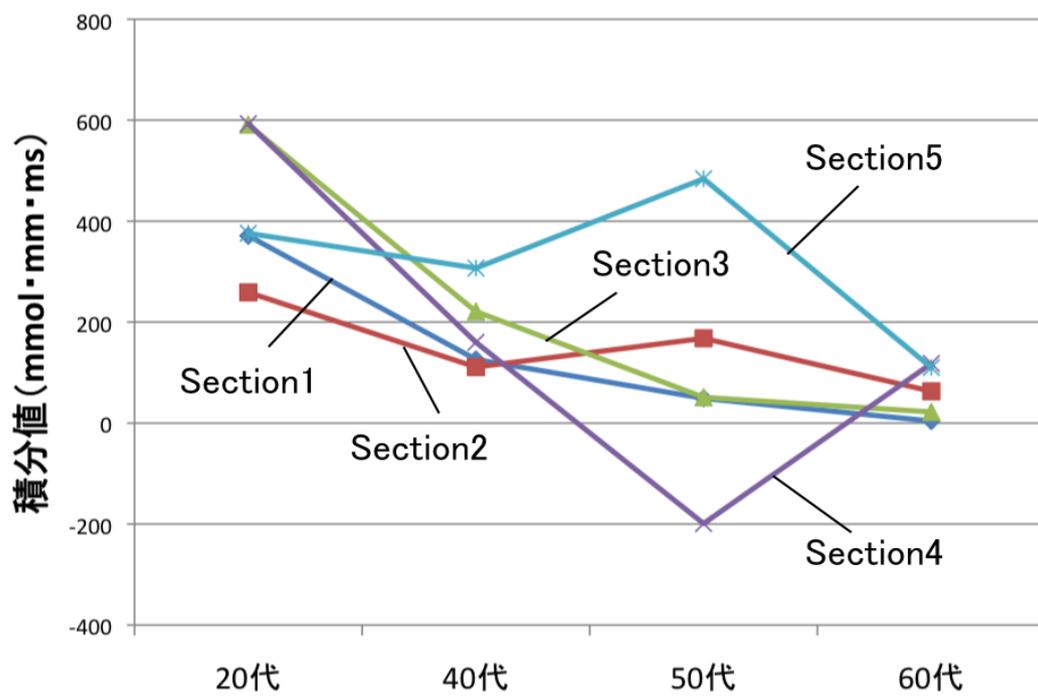
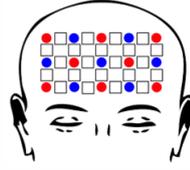


Fig. 19 世代ごとの後頭葉における Section 別平均積分値比較

難易度「易」

oxy-Hbの20代の
全ch平均積分値：45



難易度「難」

oxy-Hbの20代の
全ch平均積分値：28

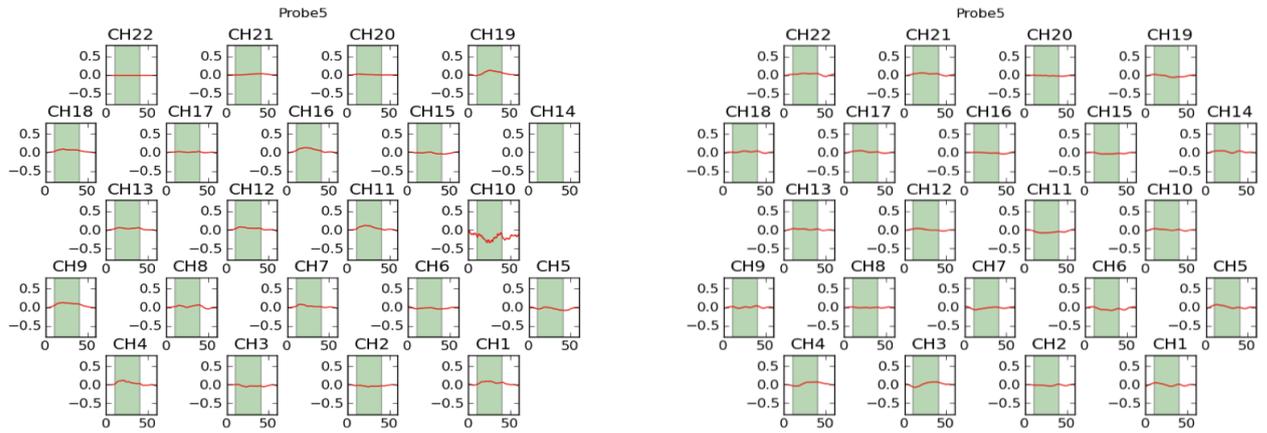
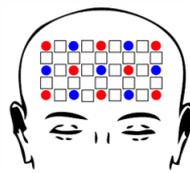


Fig. 20 前頭葉における難易度による脳活動比較 (例：20代前頭葉)

難易度「易」

oxy-Hbの50代の
全ch平均積分値：75



難易度「難」

oxy-Hbの50代の
全ch平均積分値：264

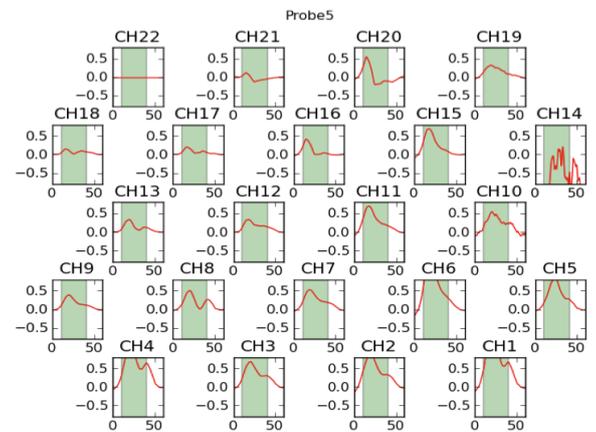
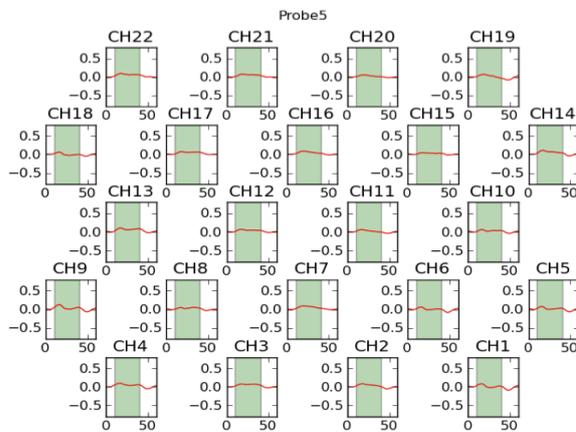


Fig. 21 前頭葉における難易度による脳活動比較 (例：50代後頭葉)

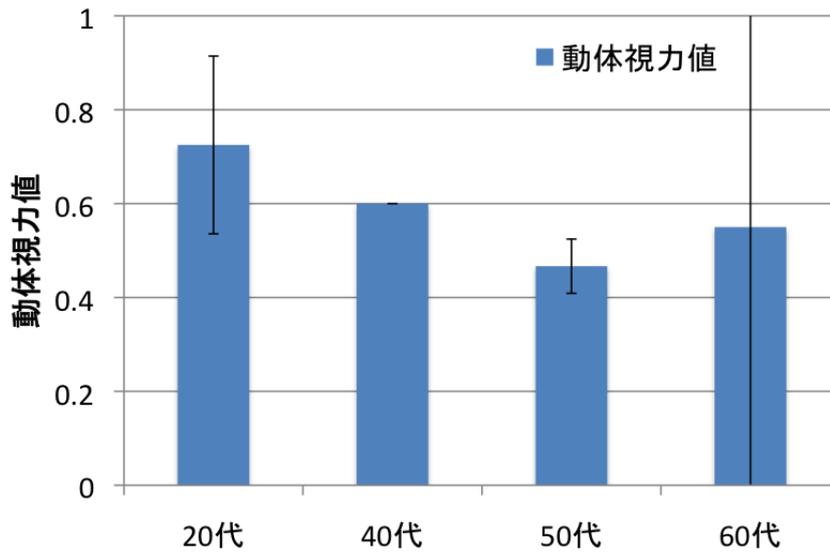


Fig. 22 動体視力値の世代間比較

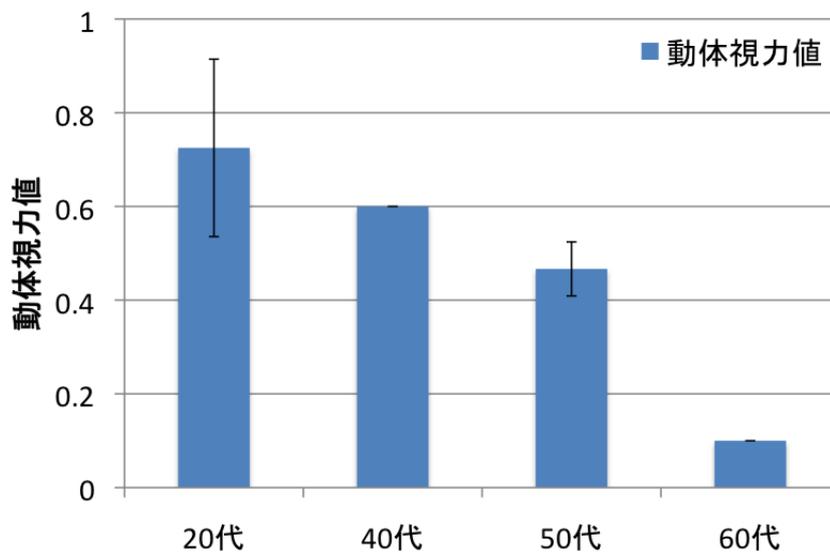


Fig. 23 動体視力値の訓練者を除いた世代間比較

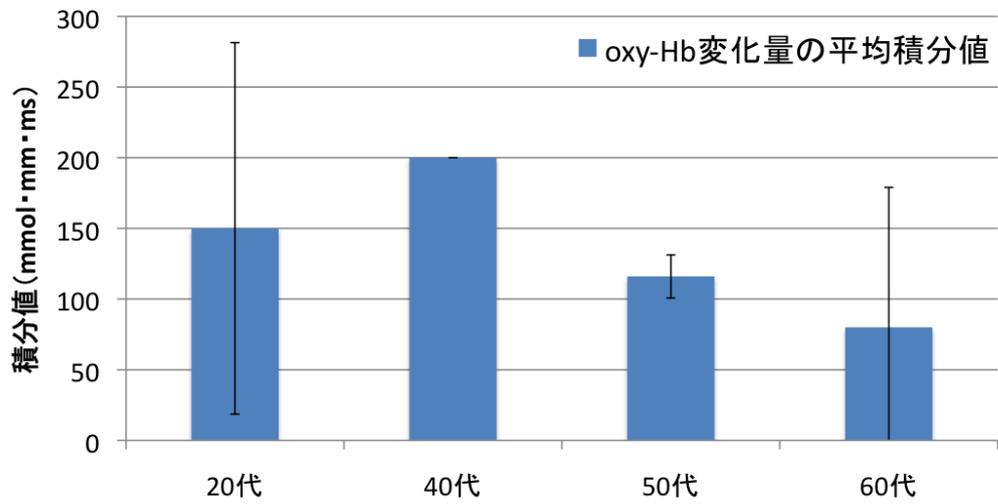


Fig. 24 動体視力実験における後頭葉の oxy-Hb 変化量の平均積分値の世代間比較

Table 1 他の脳機能計測装置との特徴比較

装置	規模	空間分解能	時間分解能	価格	計測時自由度
脳波計		×			
脳磁計	×			×	×
PET	×		×	×	×
f-MRI	×			×	×
光トポ					