

博士論文

生体情報に基づく身体的負担の計測手法  
に関する基礎研究

諏訪東京理科大学大学院  
工学・マネジメント研究科 工学・マネジメント専攻

井上 拓晃

2015 年



# 目次

## 第 1 章

序論 .....	1
1.1 研究背景 .....	1
1.2 研究目的 .....	2
1.3 研究概要 .....	4
1.4 本論文の構成 .....	7
参考文献 .....	7

## 第 2 章

生体情報に基づく身体的負担の計測の必要性と現状課題 .....	9
2.1 製品設計・開発における課題 .....	9
2.1.1 脳活動計測装置 .....	11
2.1.2 NIRS 計測原理 .....	13
2.1.3 NIRS における解析方法 .....	15
2.2 ユニバーサルデザインへの対応 .....	16
2.3 少子高齢化による課題 .....	17
2.4 身体的負担について .....	19
2.4.1 疲労と脳活動 .....	20
2.4.2 疲労と筋肉について .....	20
結言 .....	22
参考文献 .....	23

## 第 3 章

生体情報に基づく身体的負担の定量的計測手法の確立 .....	25
3.1 自動車運転中の脳活動計測 .....	26
3.1.1 脳機能局在について .....	28
3.1.2 視覚系と情報伝達経路 .....	28
3.1.3 脳内におけるイメージ .....	30
3.1.4 感覚と運動のイメージ .....	30
3.1.5 空間認知特性 .....	31
3.2 本実験の目的 .....	33
3.2.1 仮想運転動作時の脳活動計測 .....	34
3.2.2 測定方法 .....	34
3.2.3 測定・解析結果 .....	36
3.2.4 実験考察 .....	41
3.3 実車運転時の脳活動計測 .....	41
3.3.1 測定方法 .....	41
3.3.2 測定・解析結果 .....	42
3.3.3 実験考察 .....	47
3.4 自動車運転時の脳活動についての詳細解析 .....	48
3.4.1 解析手法 .....	48
3.4.2 解析結果 .....	50
結言 .....	55
今後の課題 .....	55
参考文献 .....	55

第 4 章	
生体情報に基づく身体的負担の定量的計測手法の検証 .....	57
4.1 立ち座り時の動作及び筋電位計測の実験目的 .....	58
4.1.1 計測した筋肉部位 .....	58
4.1.2 筋肉 (muscle) と筋電位の発生機序について .....	60
4.1.3 筋電位の測定法及び解析法 .....	60
4.1.4 心電図 .....	62
4.1.5 床反力計 .....	63
4.1.6 3次元動作解析装置 (Motion capture) .....	64
4.1.7 DLT 法 (Direct Liner Transformation method) 及びキャリブレーション .....	64
4.1.8 転倒防止について .....	66
4.1.9 重心動揺計測 .....	66
4.2 立ち座り動作時の動作計測 .....	68
4.2.1 3次元動作計測と筋電位計測の計測結果 .....	69
4.2.2 重心推定について .....	72
4.2.3 実験考察 .....	73
4.3 立ち座り動作時の脳活動計測 .....	74
4.3.1 実験目的 .....	74
4.3.2 実験方法 .....	74
4.3.3 実験結果 .....	76
4.3.4 実験考察 .....	79
4.4 NIRS による立ち座り動作の計測 .....	79
4.4.1 実験目的 .....	79
4.4.2 実験方法 .....	80
4.4.3 動作課題について .....	81
4.4.4 実験結果 .....	82
4.4.5 実験考察 .....	86
4.5 負荷を課した際の脳活動計測 .....	87
4.5.1 実験目的 .....	87
4.5.2 実験方法 .....	87
4.5.3 実験結果 .....	87
結言 .....	89
今後の課題 .....	89
参考文献 .....	90
第 5 章	
結論 .....	91
付録 .....	94
参考文献 .....	102
研究業績 .....	103
謝辞 .....	105



# 第 1 章

## 序論

### 1.1 研究背景

近年、消費者ニーズの多様化によってヒトの特性に適合した“ものづくり”が行われ[1]、身体的負担や使用ミスが少なく、安全で使いやすい製品が求められている。このような製品設計・開発には、感覚特性、動作特性、認知特性などといったヒトの特性を十分に調べる事が不可欠であり、主に経済産業省において通商産業省のころより 1990 年以降、「人間感覚計測応用技術プロジェクト」などの国家プロジェクトとして、生活動作や労働環境内でヒトが受ける種々の刺激によって生ずるストレスや疲労・覚醒等といったヒトへの生理的影響を非侵襲かつ簡易に計測できる技術の開発や、生理量と心理量との関係を把握する技術など、定量的計測技術に関する基礎技術の調査・開発が行われてきた[2]。

しかしながら、バブル崩壊やリーマンショック等の景気減退により、企業における“ものづくり”においてヒトの特性を十分に考慮した製品設計・開発が実施されていないのが現状である。特に、生体情報として、血圧、血流、血中ガス、血管運動による体温変化、心拍数、心拍出量、呼気量、呼気ガス分圧、呼吸パタ

ーン、発汗、脳波、心電位及び筋電位等が用いられてきたが、これまでの調査・研究においては生理的及び心理的な側面を十分に反映するデータが示されていない等の課題も残されている[3]。よって、未だ科学的に明確に解明されていないヒトの認知特性と生理的・心理的身体状態との関連を明らかにすることは極めて重要である。その打開策として、主に2つの方法が考えられる。1つは、上記の項目において更なる研究を推進する方法と、もう1つは新たな計測項目における研究を実施する方法である。

一方近年、製品設計・開発においてはユニバーサルデザインという概念が重要視されている。これは、高齢者や障害を有する人々のみならず小児等の限られたユーザに限定して製品の設計指標等を決定せず、すべてのユーザにとって使いやすさや安全性を考慮して製品の設計・開発を行うものである。その為に、ヒトの特性に関する計測データや知見が強く求められている。このような研究手法は、高齢社会における新たな技術革新（イノベーション）と社会システムの構築を推進する日本の長期国家プロジェクトとしても広く組み込まれている [4][5]。

また、日本のみならず主たる先進諸国において少子高齢化が進行している。総務省統計局の調査では、平成26年9月15日現在で日本の65歳以上の人口は3296万人であり、1999年に報告された予測値[6]を100万人超で上回る状況で進行している結果となっている。つまり、総人口の25.9%が65歳以上であり、日本は超高齢社会となっている。さらに、高齢者のいる世帯数は2000万戸を超え、全世帯数の21%に相当する[7]。

以上のように、「製品設計・開発における課題」、「ユニバーサルデザインの観点」そして、「少子高齢化による課題」のような社会問題が浮上し、それらに対処すべく本研究を推進することとした。

## 1.2 研究目的

本研究の目的は、ヒトの生体情報に基づく身体的負担を計測する手法を確立す

ることである。今までの福祉・介護分野で用いられる身体機能を補う器具はもとより、あらゆる製品の開発における評価項目としては、機器の安定性、耐久性や一部の操作性およびモニター評価であり、製品の利用場面における身体的負担に関する評価項目は、筋電位計測手法や動作計測手法に限られているケースがほとんどとなっている。これに対し、従来手法に脳活動計測手法を追加して、製品の設計・開発および評価において、ヒトの認知特性と生理的・心理的身体状態との関連性を活用できれば、有用な手段となることは上述より明らかである。一方、近年では脳活動計測装置の中で、近赤外光分光装置（Near Infra-Red Spectroscopy：以降 NIRS とする）と呼ばれる計測機器が開発されている。NIRS についての詳細は第 2 章にて後述するが、NIRS は非侵襲且つ低拘束で計測を行い、運動を伴う計測の可能性を有するなどの特徴を持つことから、本論文における脳活動計測には NIRS を用いることとした。

よって、本論文では、ヒトへの身体的負担の計測手法の確立のために、身体的負担における人体力学的側面である物理的負担については、従来手法で 3 次元動作解析装置、筋電位計および床反力計を用いて計測し、身体的負担の内面的側面に内在する物理的負担と精神的負担の双方については、脳活動計測装置（NIRS）を用いることで生体情報の変化を定量的に計測する（図 1）。これは、脳活動計測装置（NIRS）を用いて実験データに基づき、有用な手法が布告されていない、

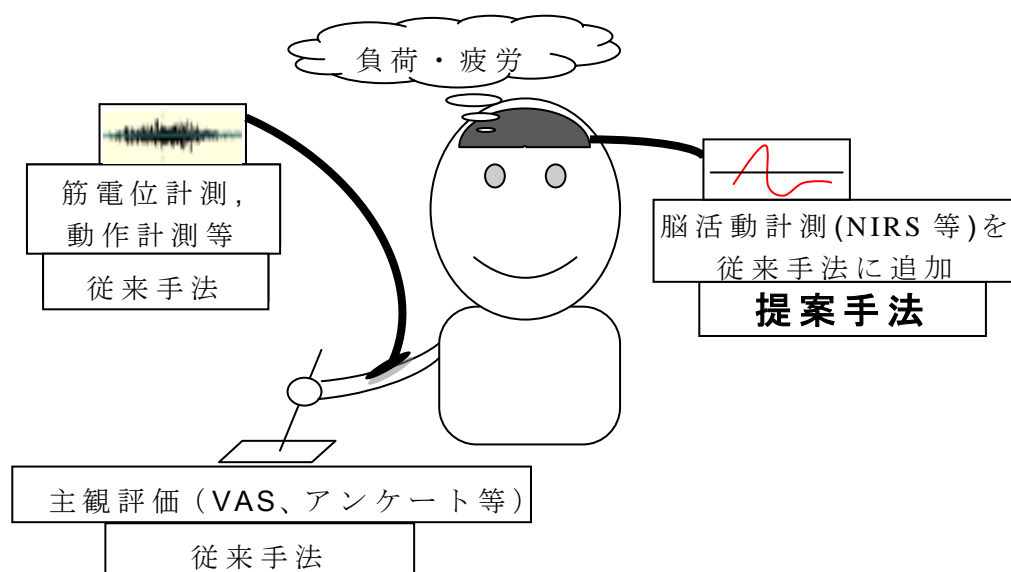


図 1 本研究における提案手法



ヒトの負担や使いやすさに対して、新たな計測手法を提案するものであり、有用性を検証することから始めることとなる。

### 1.3 研究概要

近年、脳活動を計測する装置は改良され、運動中においても脳活動を計測することが出来るようになってきている。特に、光を用いて脳活動を計測する装置は、光脳機能イメージング装置などと呼ばれ、その装着性や低拘束性などから BMI ( Brain Machine Interface ) 技術や BCI ( Brain Computer Interface ) 技術など医療・福祉分野にのみならず VR ( Virtual Reality ) 分野などで有用な技術として活用が進められ、その成果が強く期待されている。とくに、医療分野では、“てんかん”や“うつ”の診断においてもその有用性が示され、医療現場で NIRS が用いられている [8][9]。その理由の一つに、運動を伴う計測において、他の脳活動計測装置では物理的制約がある一方、NIRS ( Near Infra-Red Spectroscopy ) などの光を用いる脳活動計測装置では、対応の可能性を有するからである。しかし、実際には、運動による身体および、特に頭蓋骨内外の血流変化がノイズとして計測されるため、従来の NIRS を用いた研究報告においては、できるだけ姿勢を安定させて計測している [10]。

本論文では、冒頭の「研究背景」で前述した課題に対応すべく、製品の使いやすさや有用性を定量的に計測するために、2つの要素に着目した。まず、使いやすさや有用性はヒトの認知行動と深く関与していると考えた。よって、福祉介護分野で認知行動に関する研究を行うにあたり、空間認知と意思決定に深く関連する自動車運転に着目した。また、運動を伴う脳活動の計測手法を確立するにあたって、一般性に重点を置き生活動作における「立ち座り動作」に着目した。

自動車の運転は、空間内を多くの情報に基づき、認知・判断・決定を瞬時行うことが求められ、車いすの自動運転や運転支援技術の確立にも必要不可欠な研究対象である。そこで、第3章の目標として、認知科学研究として高い目標である自動車運転動作を対象とした脳活動の計測が可能であるか確認し、計測手法の確立の第一歩とした。

第4章の目標として、自動車運転操作よりも、運動量の多い生活動作である立ち座り動作において、第3章で確立した計測手法が有効かを確認し、さらに運動量の変化が定量的な変化として計測可能であるかを検証した。そして、立ち座り動作においてさらに身体的負荷を付して、計測手法が有効であるかを検証実験により確認し、計測手法としての有効性を考察した。

先にも述べたが、従来の製品設計・開発の評価における使用中の身体的負担の計測は、その製品使用時のみの動作において、動作と筋電位計測のみによる計測しか行っていなかった。特に筋電位計測においては、製品を使用するとどれだけ筋の活動が減少したかという点のみで身体的負担を計測し、製品使用による効果としていた。しかし、近年の介護において、残存の機能をできるだけ維持し自立した生活を送らせ、高齢による身体機能が低下しても社会参加させるという介護および医療現場での方針がある。この考え方は単に要介護者の必要な運動をさせない製品とは合致しない。本研究で用いたNIRSは、被験者が運動を行った際に被験者の物理的負担と精神的負担を双方を計測することができる。このことは、要介護者に残存機能を有効に活用させるような運動を行わせたり、運動を促進させるような製品の開発に寄与する効果が期待できると考える。

また過去の補助器具等の設計・開発における研究での身体的負担の計測に関して、計測のために用いられる動作は、その機器を使用する際の特定の動作のみであり、同様の種類に分類される補助器具であっても、その計測結果を比較検討することはできない。このことから、計測手法の確立には、一般性を重視する必要があり、多種多様な補助器具それぞれに特化した動作を計測するのではなく、一般的にその補助器具を生活上で使うことを想定した計測を行うことが必要であると考える。本論文では、日常において高い頻度で行われる立ち座り動作に着目し計測を行った。これにより、日常動作の一部を切り出すことで、一般的な計測手法の確立を目指した。また、「立ち座り動作」時における被験者の筋電位計測と動作計測に加えて脳活動計測を行うこととして、補助器具を使用する際の身体的負担の人体力学的側面(物理的負担)と内面的側面(物理的負担と精神的負担)の計測を試みた。

補助器具の使いやすさや有用性を定量的に計測するためには身体的負担に基

づき補助器具の効果を示す必要がある。たとえば、姿勢安定性や疲労の度合いなどがあげられる。前者は従来手法の改良により対応可能であり、3次元動作解析装置、筋電位計、床反力計で対応できる。後者に関しては、脳活動を計測することにより、精神的負担の影響が混在した身体的負担を脳活動データとして解析・検証することで対応可能であり、本論文では NIRS を用いた。

ヒトは日常生活において様々な生活動作を行っている。1つ1つ全てを計測し検証していくことは不可能に近い。介護現場における身体的負担の大きな介護動作に焦点を絞り、本論文においては、特に多岐にわたる生活動作の中で、「立ち座り動作」に着目した。これは、立ち座りに伴い腰を上げ下げする動作が、日常的に行われる移乗動作に深くかかわっているためである。移乗とは、ベッドから車いす、車いすから便器…といった座る対象を変える際に必要な動作である。この動作は日常的に行われ、介護従事者にとって大変な負担を伴う介助動作であり、要介護者の腰を上下させる際の負荷により介護者に腰痛を引き起こす大きな原因ともなっている。よって、本論文では、先述の脳活動計測手法を用いて、生活動作である「立ち座り動作」に伴う疲労の程度を包含する身体的負担を定量的に計測することを試みるものである。この成果は、生活動作中の身体的負担を計測することで、どの様な補助器具を開発すれば身体的負担を軽減することができるかという指針を示すことができると考えた。また、本研究成果に基づき補助器具の有効性を評価することで、より適切な補助器具の活用が促進され高齢社会における新たな社会システムの構築に対して一助となれば幸いであると考えている。

残念ながら本研究では被験者を健常者とし、高齢者や障害をもった方々を被験者として計測することは行っていない。理由としては、計測手法を確立するという観点から考えると身体に何らかの疾患のある被験者を計測・解析した場合、比較検討し難いからである。まず健常者を計測対象とすることで、ヒトの感じる身体的負担を明らかにし、デファクトスタンダードとして明確な基準を定めることが必要であると考えたためである。つまり、健常者の計測結果に基づく基準値が、加齢や障害を伴うことにより身体機能の低下が認められる高齢者や障害を有する方々において、自立して豊かな日常生活を送るために求められる身体機能の目標値を指し示すものである。

## 1.4 本論文の構成

本論文は、全5章から構成される。各章の内容は以下に示すとおりである。

第1章では本研究の研究背景と研究目的を述べる。

第2章では“生体情報に基づく身体的負担の計測の必要性和現状課題”について述べる。

第3章では、“生体情報に基づく定量的計測手法の確立”について述べる [11][12]。

第4章では、“生体情報に基づく定量的計測手法の検証”について述べる [13] [14]。“生体情報に基づく定量的計測手法の検証”という部分においては、体を動かす動作課題を遂行中における脳活動計測の可能性について論じた。

第5章では、本論文の内容のを各省ごとにまとめ、今後の課題と展望について述べる

## 参考文献

- [1]工業技術院，“産業科学技術研究開発 平成6年度 人間感覚計測技術研究開発 政界報告会資料,” 1994.
- [2]吉岡 松太郎，“人間感覚計測応用技術”，繊維学会誌，Vol52，No.6，pp.242-246，1996.
- [3]社団法人 人間生活工学研究センター，“人間適合性評価支援技術に関する調査研究報告書,” pp.208-212, 1998
- [4]独立行政法人 科学技術振興機構，“戦略的イノベーション創出プログラム，“高齢社会を豊かにする科学・技術・システムの創成,” (<http://www.jst.go.jp/s-innova/research/h22theme05.html>).
- [5]田中孝之，“軽労化アシストシステムと情報ロボット技術のチャレンジ,” 福祉情報工学(WIT), 113(195), pp.37-39, 2013.
- [6]中野いずみ，“介護福祉ハンドブック 高齢社会とは何か,” 一橋出版, pp.13-18, 1999.
- [7]経済産業省統計局，“統計からみた我が国の高齢者（65歳以上）,” 統計トピックス, No.84, 2003.
- [8]福田正人，三國雅彦，“心理現象・精神疾患への NIRS の応用,” IEICE, Vol.95, No.5, pp.372-376, 2012.
- [9]Watanabe.E, Nagahori.Y, Mayanagi.Y, “Focus diagnosis of epilepsy using near-infrared spectroscopy,” Epilepsia, Vol.43, Issue Supplements 9, pp.50-55, 2002.
- [10]Kousuke Takahashi, Takayuki Tanaka, Hiroyuki Nara, Shunichi Kaneko, Masao Inoue, Shunji Shimizu and Satoru Kojima, “A Modeling of Cerebral Blood Flow Changes due to Head Motion for fNIRS,” IEEE ISOT’2012, pp.1-7, 2012.
- [11]Hiroaki Inoue, Shunji Shimizu, Hiroyuki Nara, Hirotaka Ishihara, Takeshi Tsuruga, Fumikazu Miwakeichi, Nobuhide Hirai, Senichiro Kikuchi, Eiju Watanabe, Satoshi

- Kato, "Basic Study for New Assistive Technology Based on Brain Activity during Car Driving", International Journal of Advanced Computer Science and Applications, Vol.5, Issue 10, pp.7-12, 2014.
- [12]Shunji Shimizu, Hiroaki Inoue, Hiroyuki Nara, Hirotaka Ishihara, Takeshi Tsuruga, Fumikazu Miwakeichi, Nobuhide Hirai, Senichiro Kikuchi, Eiju Watanabe, Satoshi Kato, "Basic Study for New Assistive Technology Based on Brain Activity during Car Driving", Journal of Robotics and Mechatronics, Vol.26, No.2, pp.253-260, 2014.
- [13]Hiroaki Inoue, Shunji Shimizu, Hiroyuki Nara, Noboru Takahashi, Takeshi Tsuruga, Fumikazu Miwakeichi, Nobuhide Hirai, Senichiro Kikuchi, Eiju Watanabe, Satoshi Kato, "Fundamental Study to New Evaluation Method Based on Physical and Psychological Load in Care," IARIA, Cognitive2012, pp.101-106, 2012.
- [14]Hiroaki Inoue, Shunji Shimizu, Hiroyuki Nara, Hirotaka Ishihara, Takeshi Tsuruga, Fumikazu Miwakeichi, Nobuhide Hirai, Senichiro Kikuchi, Eiju Watanabe, Satoshi Kato, "Fundamental Study to New Evaluation Method Based on Physical and Psychological Load in Care", International Journal of Advanced Computer Science and Applications, Vol.5, Issue 10, pp.110-114, 2014.

## 第 2 章

# 生体情報に基づく身体的負担の計測の必要性と 現状課題

### 2.1 製品設計・開発における課題

過去、使いやすい製品設計・開発の為にヒトの特性について調査・研究が実施されてきた。これまでの調査・研究においては、生理的及び心理的な側面を十分に反映するデータが示されていない等の課題も残されている。その指標としては、血圧、血流、血中ガス、血管運動による体温変化、心拍数、心拍出量、呼気量、呼気ガス分圧、呼吸パターン、発汗、脳波、心電位及び筋電位等が用いられてきた。ヒトの認知特性に深く関与する項目としては脳波が主となるが、脳波データに基づき定量的に生理状態及び心理状態を計る事は非常に困難であった。よって、未だ科学的に明確に理解されないヒトの認知特性と生理的・心理的身体状態との関連を明らかにすることは重要である。

また、現在の製品の使いやすさや有用性についてヒトの特性計測においては内観法など主観的な計測手法が用いられ、代表例として VAS (Visual Analog Scale)

[15]と Face Scale がある[16]。VAS は、1 つの調査項目を 10cm の直線で例え、その度合いを被験者が直線上に指示し、内観つまり主観的な大きさを図示する方法である（図 2 上）。直線の両端は、一方が内観において良い状態を示し、他方は内観において悪い状態を示す。例えば、痛みにおいて直線の一方が痛みのない状態を示し、他方が耐え難い痛みの強さを示す。ここで、被験者には現在の痛みの度合いがどの程度であるか直線上に記入してもらおう。これは簡易に行える計測手法であり微小な内観の変化にも十分な感度を有する。しかしながら、この計測手法は個人差が大きいため被験者間のデータを比較することは困難である。また計測方法を十分に理解していない被験者では、VAS を行うことが難しいと言われている。Face Scale では直線の代わりに図 2（下）のような表情を用いる。こうした主観的な計測手法のほかに、近年脳活動計測が用いられるようになった。脳活動計測装置には大きな制約があり、これまでの製品設計・開発にはほぼ活用されていない。次節において現在利用されている脳活動計測装置とその利点及び欠点について述べる。

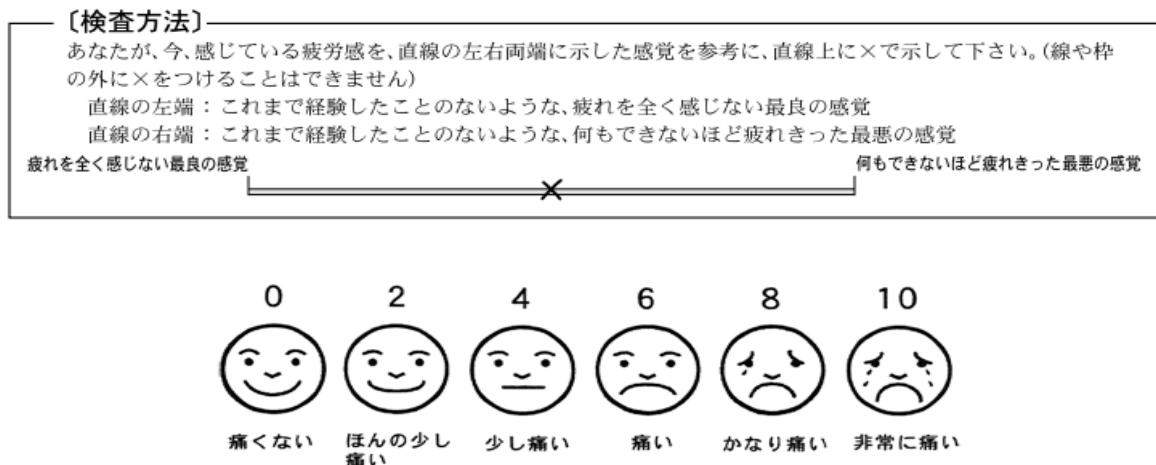


図 2 上： Visual Analog Scale 検査用紙の表示例[15]  
 下： Face Scale 検査用紙の表示例[16]

### 2.1.1 脳活動計測装置

脳活動計測には、脳波（EEG）や MEG（脳磁計：Magneto EncephaloGraph）のように一次信号である脳神経細胞の電氣的活動を計測対象とするもの、PET のように放射性同位体を試薬に用いるもの、及び NIRS や fMRI のように二次信号である神経活動に付随した脳循環代謝変化を計測対象とするものが在る（表 1）。

EEG は頭皮に電極を張り付け、大脳皮質のカラム構造部や大脳皮質に投射する神経束に関わる脳神経細胞の脱分極に起因する電位変化を計測する手法である。過去より脳科学研究においても、脳活動の計測には頻繁に用いられてきた。EEG 計測は、差動増幅回路を用いるため、耳や鼻といった部位に接地し電位を計測する。しかし、その接地する部位によって脳波の信号が変化してしまうため、EEG の計測データの解釈が非常に複雑になる。

MEG は脳活動に伴う微弱電流により誘発される微弱な磁気変化を超電導量子干渉計（SQUIDS）で計測する手法である。その為、現状技術では図 3 に示すような非常に巨大な装置となる。また、被験者の頭部を固定して計測を行うため、動作を伴う脳活動計測には不向きである。

PET は被験者に放射性同位体の試薬を服用させ、試薬成分が集中した部位を撮影する手法である。現状技術においては連続的な計測は難しく、動作を伴う計測にも不向きである。

fMRI や NIRS は脳活動による二次的な代謝活動を計測する手法である。fMRI（functional Magnetic Resonance Imaging）は、赤血球内のヘモグロビン（Hemoglobin：以降 Hb とする）は鉄分を含むため、磁場をかけることで核磁気共鳴現象が起き、それを利用して生体内部を画像化する手法である。fMRI の利点として、脳深部の計測が可能である。しかし計測設備が巨大であり脳活動計測の際に被験者の身体を固定しなければ計測ができない為、本研究のように運動を伴う計測には不向きである。また計測においては強い磁場を発生させるため、fMRI の稼働時に磁性体を含む製品は使用不可能である。



以上のように MEG、PET 及び fMRI は被験者の動きを強く制限するため、製品の利用時の脳活動計測には非常に不向きである。本実験では、被験者を拘束することなく、実際の環境下により近い条件下で非侵襲且つ低拘束で計測を行える NIRS を選定した。NIRS に関する詳細は次節で述べる。

表 1 脳活動計測機器の特徴

	fMRI	MEG	EEG	PET	NIRS
	磁気共鳴画像法	脳磁計	脳波計	陽電子放射断層撮影法	近赤外分光法
低拘束計測 任意環境 長時間計測	×	×	○	○	◎
空間分解能	○ 2mm	○ 5~15mm	△ 20mm	○ 2mm~5mm	△ 20mm
時間分解能	1s	0.001s~	0.001s~	1min~	0.1s~
脳深部計測	○	△	×	○	×
装置サイズ	大	大	小	大	小
機能局在	◎	○	△	○	○
計測対象	脱酸素化ヘモグロビン	神経電流	神経電圧	γ線	酸素・脱酸素化ヘモグロビン



図 3 脳活動計測を行う MEG の一例 [17]

## 2.1.2 NIRS 計測原理

NIRS は近赤外光を用いて、脳活動の計測を行う手法である。近赤外光は、生体への透過性が光である。また血中の赤血球に含まれる Hb は、近赤外光を吸光する特性を持っている。その為、体内に照射された近赤外光は、Hb に吸収されながら反射・回折を繰り返す。NIRS を用いた脳活動計測は、近赤外光を照射するプローブと照射された近赤外光を検出するプローブを頭部に装着することで行う。照射プローブから発せられる近赤外光は、頭皮を通過し吸収・散乱を繰り返して頭皮に戻り、検出プローブで収集される。照射プローブと検出プローブの間隔が 30mm である場合、近赤外光は頭蓋骨の下に存在する大脳新皮質において 25mm~30mm の深さを通過すると言われている（図 4）。Hb の濃度変化により検出される近赤外光の強度は変化するため、検出部位の脳活動が活発になると酸素を補うために血流が変化し、Hb 濃度が変化することから、その変化を近赤外光の強度変化として計測することができる。

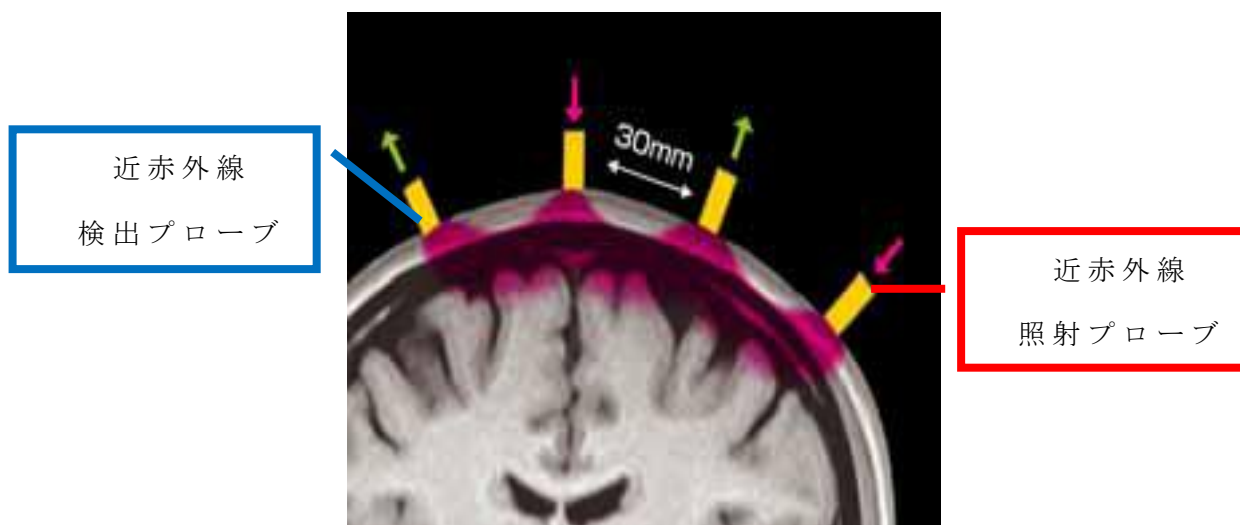


図 4 NIRS における近赤外透過光の経路図[18]

実際には NIRS における計測値は、血中の Hb の濃度と近赤外光の光路長により算出されるため、現在 Modified Lambert Beer method (MLB 則) が用いられている（図 5）。MLB 則は、通常 of Lambert Beer method (LB 則) を拡張したものである（(1) 式）。LB 則は、透明な溶液への入射光と透過光を比較することで、溶

液中の溶媒の濃度を推定する方法である。この時、光は直進し、通過した距離（光路長）を計測できることが前提である。しかしながら NIRS でこの LB 則をそのまま適用することはできない。生体組織は強散乱体であるため通過する光は反射・回折を繰り返す。そのため、生体組織内の光路長は一意に定まらない。そのため NIRS で計測される値の単位は Hb 濃度と光路長の積である濃度・長となっている。実際には、生体組織において入射プローブと検出プローブの距離が 30mm の場合、その実効光路長は 30mm の 5~10 倍の距離であると報告されている [18]。これが、NIRS における計測値の理論的な確からしさが問われている原因である。しかしながら、医療の臨床現場では、てんかん患者の病巣部を NIRS は他の脳活動計測手法に比べて高い確率で特定することが出来る。

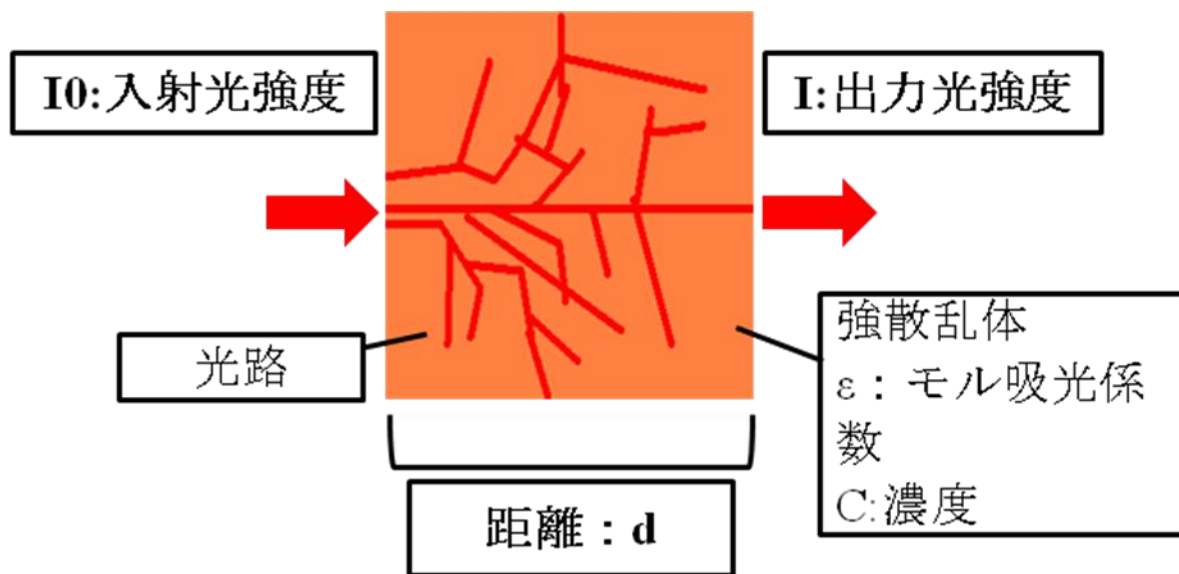


図 5 Modified Lambert Beer Method 模式図

$$\text{Log}_{10}\left(\frac{I_0}{I}\right) = \epsilon C d' + S \quad (1)$$

血中を流れる Hb には、細胞へ運搬する酸素と結合した酸素化ヘモグロビン (Oxygenated Hemoglobin:以降 Oxy-Hb とする) と、酸素が離脱した脱酸素化ヘモグロビン (Deoxygenated Hemoglobin:以降 Deoxy-Hb とする) の 2 つの状態が存在する。Hb の状態により近赤外光の吸光特性が異なる。島津製作所の NIRS では、830nm、780nm 及び 805nm の 3 つの波長を用いて、Oxy-Hb、Deoxy-Hb 及び両者の和である Total-Hb の濃度・長を算出している。以下に Hb の近赤外光吸光特性を図 6 に示す。

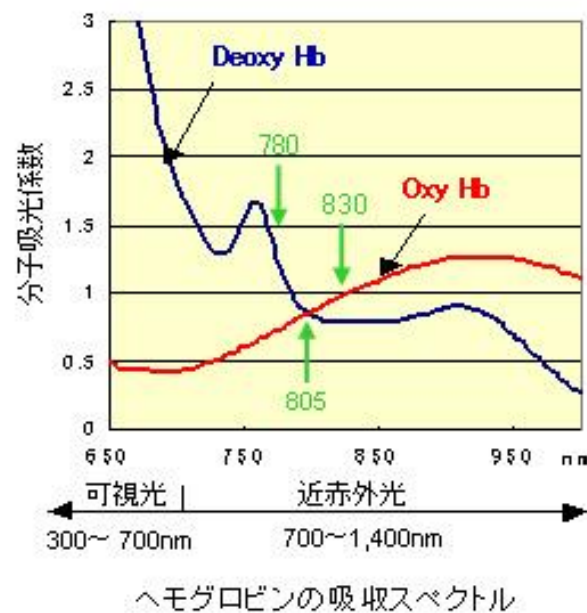


図 6 近赤外光における吸光特性[18]

### 2.1.3 NIRS における解析方法

NIRS における計測値は正規分布に従うことから、その解析には一標本 t 検定が用いられる。これは、帰無仮説が正しいと仮定した場合に、統計量が t 分布に従うことを利用する統計学的検定手法の 1 つである。本研究においても一標本 t 検定を用いた。 $n$  個の 2 群のデータを考える場合、その差  $d$  から、平均値  $\bar{d}$  を (2) 式で求め、さらに標準偏差  $S_d$  を (3) 式で求めると、t 値は (4) 式で算出できる。これが一標本 t 検定で用いる基本式である。残念ながら、NIRS における計測値においては、血流の増減を容易に観測できる反面、体動により頭蓋骨外の血流変

化もノイズとして混入した状態となるため、上記の単純な一標本 t 検定によって、Hb 濃度・長の増減を単純に脳活動の変化として解釈できない課題は残る。

$$\bar{d} = \frac{\sum d}{n} \quad (2)$$

$$s_d = \sqrt{\frac{\sum d_i^2 - (\sum d_i)^2/n}{n-1}} \quad (3)$$

$$t = \frac{\bar{d}}{\frac{s_d}{\sqrt{n}}} \quad (4)$$

## 2.2 ユニバーサルデザインへの対応

使いやすい製品の研究開発は様々な研究機関・企業で実施されているが、商品化し事業として成り立っている事例は少ない。独立行政法人 新エネルギー・産業技術総合開発機構では、経済産業省の前身である通商産業省のころより福祉用具実用化事業などを行っている。この事業で、平成 5 年から平成 25 年度まで 209 件の研究開発のテーマが採択されているが、実際に実用化に至った件数は全体の半数以下の 102 件であり、さらに商業化できたものは少なく成功事例は非常に少ない。その原因はユニバーサルデザインを意識しヒトの特性を考慮して使いやすい製品の開発推進の難しさにある。特にその価格設定や使いやすさなどにより販売が進まない例が多々ある。その原因は、使いやすい製品の開発において使いやすさや有用性の観点からの定量的な身体的負担の計測方法が確立されていないためであると考えられる。

## 2.3 少子高齢化による課題

先進諸国を主として高齢者の割合が急増し、特段日本は先陣を切っている現状は周知の事実である。この社会構造の変化に対し、老齡学（Gerontology）と呼ばれる学問分野が進展している。それはヒトの高齡化に伴う諸問題解決を図る学問である。さらに、工学が加わった Geron-Technology と呼ばれる工学的技術を用いて高齢者を支援する技術分野などが話題となっている。このような分野は、加齢によって自立した生活や社会参画が困難になった高齢者を支援することが主目的とし、自立して労働に寄与する高齢者を増やすと共に、高齢者が生きがいを持ち、高齢社会における労働者不足や社会保障費の増加（図7）などといった問題にも対処することができる新たな社会システムを構築すること寄与するものである。

高齢者が QOL の高い生活を営むために、介護施設や在宅介護サービスの利用が現在主流である。しかしながら、日本において急速な高齢化と同時に少子化も

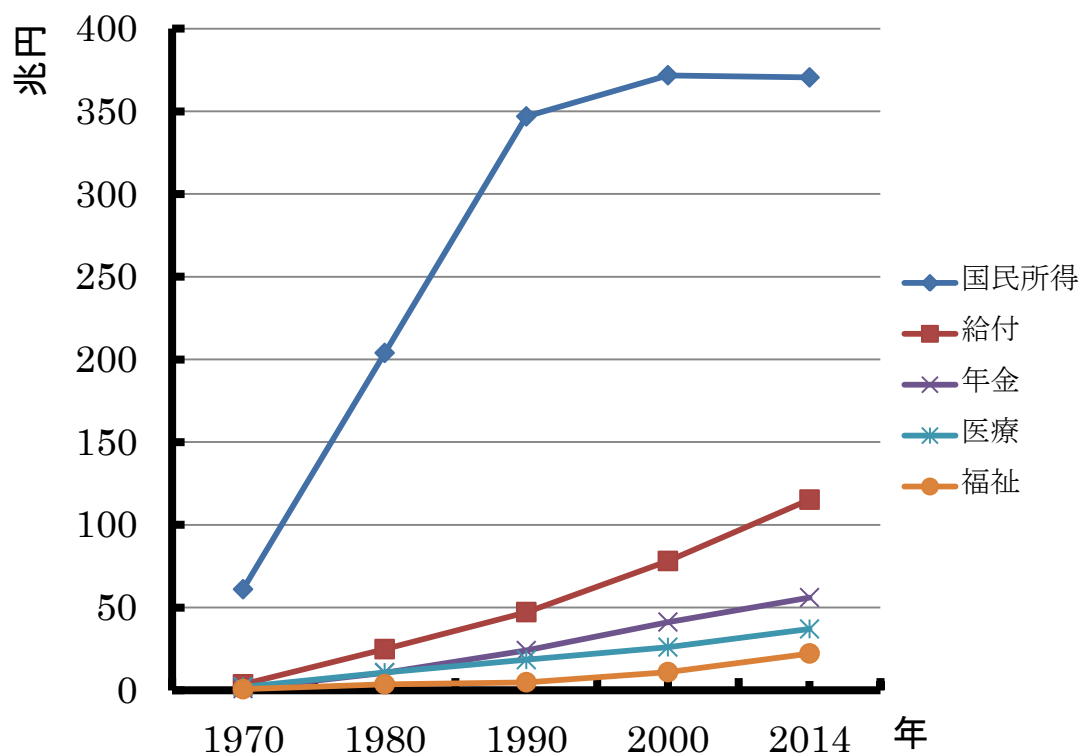


図7 国民所得と社会保障費の推移  
(厚生労働省統計調査、介護給付費実態調査データ[19]を基に作成)

進行しつつあり、労働力を介護サービスに注力することは日本における産業を維持するうえでも最小であることが望ましい。その為には、高齢者が介護サービスに頼ることなく、適切な補助により自立した生活を送るようにすることが求められている。これは、補助器具の利用者の身体的負担を減少させるだけでは不可能である。その為に補助用具を利用するなどといったケースも含まれることになる。高齢者が補助用具を利用する場合、大きく2つの場面が考えられる。1つは、介護・福祉施設で福祉用具を利用する場面であり、他方は、自宅等で利用する場面である。福祉用具の所有とその利用についての調査が行われている[20]。これによると移乗動作の補助に関わる杖や車いすの所有率は非常に高くなっている。

高齢化とともに核家族化によって世帯内で高齢者の介護を行う事が難しくなっている。そして介護作業に従事する者は長時間重労働を強いられ、急務な社会問題となるとともに、要介護者は機能的に限られた補助器具を使用しなければならない現状にある。一方、上記の課題は障害を有する人々においても以前から大きな課題であったが、その人口比率の小ささからいまだ解決しておらず、共通の社会問題である。現在、身体負担を軽減するための様々な補助機器が開発されつつあり、日本国政府の関連機関においても助成金制度があり福祉向けの補助用具開発の振興を進めてきている。また介護保険の利用により高齢者の金銭的な負担が少なくなることによって、補助器具の普及も進んでいる(図8)。しかし、移動、移乗、食事、入浴、排泄などなどの介助作業を個人で行うのは依然として非常に負担が大きい。たとえば、移乗動作を例にとる。移乗動作とはベッドから椅子や椅子から車いす、車いすから便器などに乗り移る動作のことであるが、介護者が要介護者の移乗動作を介助する場合、一般的には要介護者の腰の衣服等を掴み、腰を浮かせて移乗先まで要介護者を持ち上げ、動かし、座らせるものである。特に、この時の要介護者の腰を浮かせる際の動作が非常に大きな負担であり、介護従事者の腰痛の原因ともなっている。介護従事者の6割が腰痛を経験している[21]。

このように身体的な負担が非常に大きく、さらに精神的な負担もあって、介護福祉士の離職率は高い傾向となっている。このため、移乗動作に焦点を絞った研究開発が重要であると考えられる。

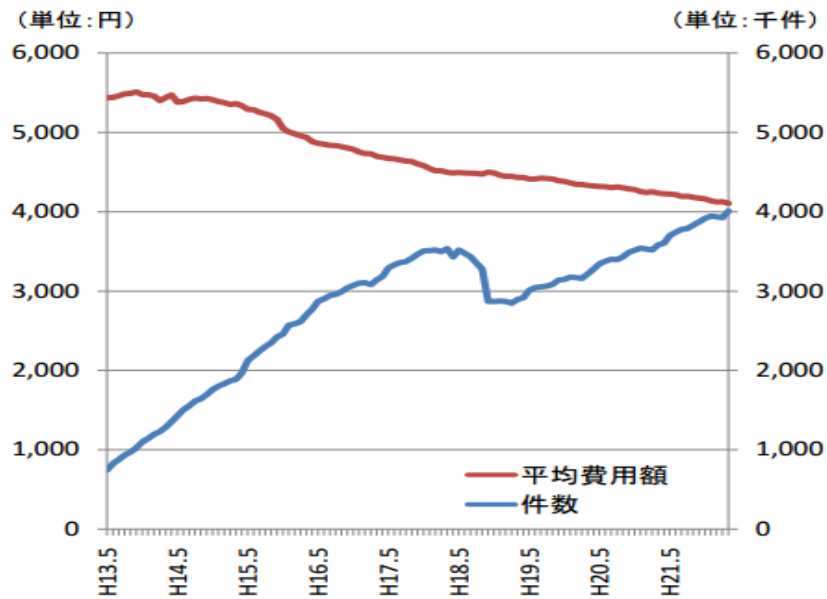


図 8 補助器具の貸与件数と 1 件当たりの費用額の年次推移 [22]

## 2.4 身体的負担について

物理的負担と精神的負担の双方が混在する身体的負担に対して、その中に疲労度が包含されることから、疲労やストレスといった評価項目で論じられることが多い。しかしながら、身体的負担と疲労との関連性は明確に定義されていない。本研究においては、身体的負担の一要因として疲労の度合いの変化を指標として、製品設計・開発における評価への利用を目指すものである。

身体的負担が長期的に蓄積することで慢性疲労症候群といった疾患状態に至る例もある [23]。疲労については、日本疲労学会によると、疲労とは次のように定義されている。

疲労とは過度の肉体的および精神的活動、または疾病によって生じた独特の不快感と休養の願望を伴う身体の活動能力の減退状態である。疲労は「疲労」と「疲労感」とに区別して用いられることがあり、「疲労」は心身への過負荷により生じた活動能力の低下を言い、「疲労感」は疲労が存在することを自覚する感覚で、多くの場合不快感と活動意欲の低下が認められる。様々な疾病の際にみられる全身倦怠感、だるさ、脱力感は「疲労感」とほぼ同義に用いられている [15]。



### 2.4.1 疲労と脳活動

疲労には、作業能率の低下、集中力の低下、意欲の低下、味覚の異常及び睡眠障害などがある。集中力には前帯状回が重要な役割を果たしている。また並行していくつかの作業における脳内メカニズムに、ワーキングメモリや注意の振り分けに関わる脳の部位 9/46 野、12 野などが関係している。意欲にはうつ病との関係も深い 9 野下方、10 野、11 野の関与が報告されている。味覚の異常には 11 野にある二次味覚中枢による影響が示唆されている。また睡眠障害についてはサイトカイン類やプロスタグランシン類が関与している。PET による活動計測では 9/46 野や前帯状回（24 野）が慢性疲労症候群の患者では機能が低下していることがわかっている。渡辺氏ら[24]前頭前野の 9/46 野、前帯状回の機能低下から機能変化の神経回路の同定を図 9 のように行っている。

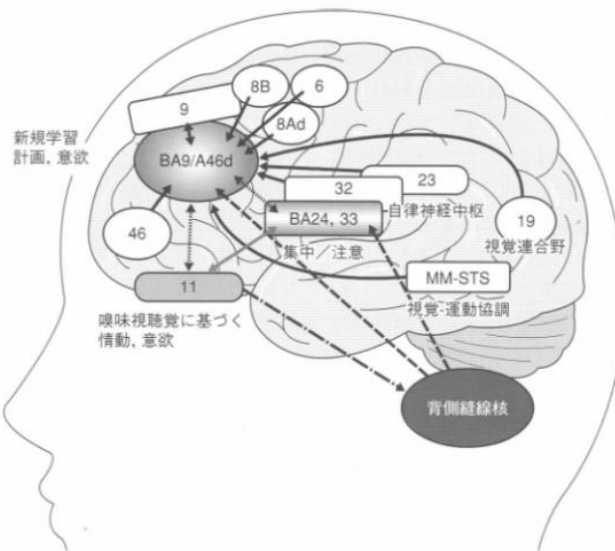


図 9 急性疲労から慢性疲労へとなる神経回路仮説 [24]

### 2.4.2 疲労と筋肉について

疲労について身体的な側面で論じられるテーマは筋疲労である。筋疲労の定義は様々である [25][26] が、補助器具開発をテーマとした研究では、筋疲労を計測する場合で筋電位計測、血液検査などがある。血液検査では血中の乳酸値を計測することが多い。この検査は特にスポーツ工学の分野で長時間の運動のヒトへの影響を検討する際によく行われている。筋電位計測はより一般的で、福祉用具な

どの研究開発における身体的負担の計測ではほとんどの場合において行われている。近年、被験者に負担の少ない非侵襲性の高い表面筋電位計測を行う場合がほとんどである。筋電位から筋疲労を計測するには一定の運動を計測し、筋電位の発現する要因を特定できるようにする。筋電位の解析には周波数解析、積分解析が一般的である。周波数解析は、周波数の変化により筋疲労を解析することができる。一般的に筋に疲労が蓄積した場合筋電位の中心周波数は低域に変移すると言われている。積分解析では、筋の張力を推測することができる。基本的に筋電位信号の振幅が大きいと筋の張力は比例して大きくなる。この比例関係から筋張力を推測することで被験者がどれだけ筋を使用しているかが分かる。

#### ・ 乳酸原因物質説

筋疲労は、定義も概念も様々である。運動性疲労については、過去には乳酸が原因となっているという仮説があった。これは運動によって筋肉に起こる代謝変化において ATP (アデノシン三リン酸) の低下と乳酸の増加によって引き起こされる筋肉の酸性化が起こる。通常ヒトの人体の酸塩基平衡は pH7.4 で保たれている。平衡状態が酸性化、つまり pH が 7.4 よりも低くなる状態のことをアシドーシスという。また塩基性化、つまり pH が 7.4 よりも高い状態をアルカレミアという。このアシドーシスやアルカレミアという状態になると、疾患を伴う場合がある。過去に乳酸がアシドーシスを引き起こすため疲労の原因であると言われていることがあった。しかし筋肉内の炭酸イオンが緩衝作用として働くため、pH が 7.4 を下回ることはないと言われている。

また乳酸が疲労回復を遅らせるとも考えられてきた。1929 年 Hill と Kupalov[27]は、筋活動の持続により乳酸濃度が上昇し、その筋繊維内の乳酸を生理食塩水で灌流したところ筋活動レベルが回復することを報告している。この研究成果以降、乳酸が疲労の原因物質であるという誤った考えが広まった。

近年の研究により、乳酸が神経細胞周辺のグリア細胞によって作られ神経細胞に供給されていることが分かってきており、血中の乳酸が疲労原因物質だという考えも否定的となっている。渡辺氏ら[24]はラットを用いて乳酸についての検討

を行なった。運動負荷・回復時の乳酸値とラットの運動・活動レベルには相関がないこと、血液中に、激しい筋肉運動中に上昇する 10 倍量までの乳酸を pH に留意して代謝性アシドーシスの pH まで投与しても運動のパフォーマンスに変化がないことを明らかにした。他の疲労に関する研究において、乳酸が無酸素運動などの激しい運動後の疲労回復を促進させる重要な物質であると多数報告されている。

#### ・アミノ酸説

激しい運動後の疲労感において、血中のアミノ酸のトリプトファンの濃度増加という組成変化による脳内のセロトニンの増加を原因物質として捉えた仮説がある。運動後の疲労感の改善のために、アミノ酸を投与しトリプトファンが脳に移行しにくいようにする方法もある。このようなことから血中のアミノ酸組成またはアミノ酸輸送・代謝も疲労の原因物質として考えられるようになった。

しかし、当初言われたトリプトファンの脳内濃度上昇によるセロトニン量の上昇自体が否定的であるという見解が一般的となった。神経周辺のグリア細胞がセロトニンを取り込み、輸送を行うトランスポーターの高発現によりシナプス間隙のセロトニン濃度の減少が起こった際に疲労が起こることや、慢性疲労症候群患者の脳内ではセロトニン神経終末そのものが低下していることがあげられる。

アミノ酸は、様々な蛋白質を合成する材料である。蛋白質の中には疲労による細胞の損傷などを修復する働きをもつものもある。様々なアミノ酸の変化をみると疲労で酸化ダメージを受けた蛋白修復と神経伝達物質補充に多くのアミノ酸が寄与している。

#### 結言

本章では、「製品設計・開発における課題」、「ユニバーサルデザインの観点」そして、「少子高齢化による課題」について述べた。その中で、NIRS の計測原理、脳活動計測に関する計測機器、身体的負担や疲労における先行研究及び筋疲労について述べ、特に NIRS については計測原理の不確らしさを示した。

具体的には、主に以下 2 つの課題がある。

- ① NIRS の計測原理において、計測に用いる近赤外光の光路長を計測できないため、Hb 濃度・長変化を正確に算出できない。
- ② 動作を伴う脳活動計測においては、動作による血流変化が頭蓋骨外の頭皮部に大きく生じるため、NIRS の計測結果にノイズとして影響を与える。

従って、本研究では従来の計測手法を改良することによって、上記の課題を解決するものである。次章では、限られた動作を伴う運動動作を対象とし、脳活動計測手法の確立を試みる。

## 参考文献

- [15]日本疲労学会, ”抗疲労臨床評価ガイドライン,” 第 5 版, 2011.
- [16]長櫓巧, ”ペインクリニックと東洋医学,” 真興交易医書出版部, 2004.
- [17]横川電気株式会社, (<https://www.yokogawa.co.jp/me/me-pindex-ja.htm?nid=left>).
- [18]島津製作所株式会社, (<http://www.med.shimadzu.co.jp/products/om/qa01.html>).
- [19]厚生労働省, 介護給付費実態調査, (<http://www.mhlw.go.jp/toukei/list/45-1.html>).
- [20]水野映子, “福祉用具の入手・利用の現状,” 第一生命経済研究所ライフデザインレポート, 2003.
- [21]上田喜敏伸, 伊藤伸一, 佐藤克也, 藤澤正一郎, “介助作業中の腰痛調査とベッド介助負担評価 富山県腰痛予防対策推進研修会腰痛アンケート結果から考えられるベッド介助の作業負担の評価,” 日本福祉のまちづくり学会, 福祉のまちづくり研究, 第 14 巻, 第 2 号, 2012.
- [22]厚生労働省老健局振興課, 第 5 回「福祉用具における保険給付の在り方に関する検討会」資料, (<http://www.mhlw.go.jp/stf/shingi/2r9852000000gs1g.html>).
- [23]倉恒弘彦, “慢性疲労症候群(CFS)” , 第 54 回日本心身医学会総会ならびに学術講演会,” 日本心身医学会, Vol.54, No.11, pp.1002-1009, 2013.
- [24]渡辺恭良, “最新・疲労の科学-日本発: 抗疲労・抗過労への提言,” 医歯薬出版株式会社, 2010.
- [25]片山憲史, 田中忠蔵, 西川弘恭, 平澤恭介, “筋疲労,” 体力科学, pp.309-317, 1994.
- [26]永田晟, 横山祐樹, 島栄治, 福江千英里, “運動時の表面筋電位スペクトルと筋疲労,” ジョイント・シンポジウム講演論文集, スポーツ工学シンポジウム, ヒューマン・ダイナミクス, pp.7-10, 2006.
- [27]Hill AV, Kupalov P, “Proc R Soc London Ser,” pp.105-313, 1929.



## 第 3 章

# 生体情報に基づく身体的負担の定量的計測手法 の確立

近年、消費者ニーズの多様化、及びユニバーサルデザインの観点から、身体的負担や誤使用の少なく安全で使い易い製品の設計・開発の為に、企業の”ものづくり”において、ヒトの生体情報の特性が重要視されている。特に、脳科学研究の進展から、ヒトの認知特性と脳活動の関係を考慮した製品設計・開発、さらにはコンサルティング[28]なども進められている。しかし、これまでの調査・研究においては生理的及び心理的な側面を十分に反映するデータが示されていない等の課題も残されている。よって、本研究では脳活動を **NIRS** で計測し、その新たな計測項目の特性が製品設計・開発に有用であるかを検討することとし、本章ではその計測手法を確立することを目指す。特に、生活動作における身体的負担を指標とするため、逐次空間情報が変化する周辺状況に対して、運動時の認知・判断・決定することを求められる状況での脳活動の計測とその定量的な分析が可能であることが求められる。よって、対象動作は自動車の運転動作とした。この結果は、車いすの操作との類似性からも、自動運転や運転支援技術の確立にも貢

献するものである。また運転動作に関連する動作は、ハンドル操作やペダル操作、周辺確認のための限られた頭部の動作を伴うが、基本的に着座姿勢で行うものである。本研究で脳活動の計測装置として選定した NIRS は、非侵襲・低拘束性を有することから動作を含む認知課題には有効な装置であるが、動作による頭蓋骨外の血流変化の影響を受けるため、多くの研究報告では、動作を出来るだけ制限した計測手法が用いられている。そこで本章では、運転動作に伴う計測値の変動を受ける状況で脳活動の計測およびその計測データの解析が可能であるか確認し、計測手法を確立する第一歩とした。

### 3.1 自動車運転中の脳活動計測

ヒトの動きは回りの状況に応じて変わりうるが、同時にヒトは動きを変えながら次に何をすべきかを考え行動を決定することができる。また、「歩く」という行為一つとっても、脳内で場所や周辺の空間の位置情報を処理し、それを運動としてシミュレートしながら時系列の運動に変換している。このようなヒトの元々の能力は、自立歩行ロボットや自動運転システムへの応用が期待され、そのためにはヒトの生体信号や行動を解析し、ヒトが有するシステムを理解することが必要である。

加えて、高齢社会である日本においては、高齢者のための支援システム或いは代行システムの開発の必要性に迫られていると共に、福祉産業の需要も増加している。身体機能が衰えた高齢者にとっては、杖一つとっても生活において必要不可欠なものであることは想像に難しくない。また、認知や判断力の低下した高齢者の安全を確保することは、社会にとっても安全な生活を送る上で有益なことである。

外部機関においても、脳活動に関する研究は盛んに行われている。自動車運転に関連した研究では、ドライビングシミュレータを操作中の被験者へ外乱を与え、その結果  $\beta$ 、 $\theta$  帯域におけるパワースペクトラムが増加したことが報告されている[29]。加えて、運転動作に関連した課題として、迷路課題における脳活動の計

測結果が Kahana.MJ 等により報告されている[30]。しかし、空間上の位置情報メーカーやオブジェクト（物体）の認知と $\theta$ 波の発現に相関関係が高く、記憶の想起に関連している等の報告があるが、認知特性と脳活動の計測データとの関連においては未だ不明確な状況であり、製品の設計・開発に有効な知見が得られてないのが現状である[31]。

運転動作における脳活動の計測は、シミュレータを用いた前頭連合野の計測[32]や単チャンネルの光トポグラフィ計測装置を用いた実車での車両実験等が行われてきた[33]。しかし、未だ運転時の脳活動部位について明確な知見がほとんど無い。実際問題として、実車での車両実験を行う場合、単チャンネルの計測装置では、1カ所の計測しかできず、運転時の前頭葉全体の活動変化を捉えることができない。

このような現状から、諏訪東京理科大学 工学部コンピュータメディア工学科清水研究室では、擬似的運転課題や実車運転中の脳活動を計測・解析することで脳の認知過程に関する考察を深めてきた[34][35][36]。しかしながら、傾向は見出せているもの、運転支援システムの開発などにおいては詳細な研究が必要である。アプリケーション開発にはより詳細な研究が必要と言える。そこで、認知の中でも左右の空間認知に焦点をあて、本研究を通じて考察を行っていきたい。

今までの研究で傾向が見られている運転課題を軸として、脳活動を計測・解析することで、左右の空間認知に関わる脳部位を明確にする。加えて、これまでの計測結果をさらに細分化することで、脳活動と認知課題の関係を詳細に考察する。

運転動作は、身体の動作を伴う動作である。過去、NIRS を用いた脳活動計測において、大きく体動の要する運動は、頭蓋骨外の血流がノイズとして見られていた。この実験により、動作中においてもヒトの認知行動以外の血流変化による信号を除去する実験の方法、脳活動データの解析方法について本章で述べる。



### 3.1.1 脳機能局在について

脳機能局在論とは、脳の大脳皮質が部位によって異なった機能を担っているという説である。種々の精神機能が其々の脳の一定の部位に局在することを主張したのが Gall と Spurzheim だといわれている[37]。この思想は P.Broca や C.Wernike の失語症例の臨床改造学的記述によって、いわゆる脳局在論へと発展した[38][39]。特に K.Kleist は第一次大戦の戦傷例の研究から徹底的な局在論へと発展した[40]。しかし、局在論の最も良く当てはまるのは要素的な感覚-運動機能であり、失語、失行、失認やその他の精神機能は局所病床（単病床）ではあっても要素的障害と違って単純な局在論ではつくすことのできない諸問題を含んでいる、それゆえ局在論には全体論的傾向をもった学説がいつもアンチテーゼとして存在した。第二次世界大戦後、カナダの神経学者で脳外科医の W.Penfield は脳手術に際して大脳皮質の電気刺激に基づいて新たに機能的局在論を実証的に展開した [41][42]。

### 3.1.2 視覚系と情報伝達経

網膜から伸びる神経節細胞の軸索は脳幹の中でシナプスを形成する前に 3 つの組織を通過する。視神経、視交叉、視索（視神経路）である。ここで、網膜と視野の関係について概説する。全視野とはまっすぐ前方を見た際に両眼が捉える空間の全領域である。また、全視野の左右半分を半視野と呼ぶ。加えて、右半視野と左半視野の重なる領域を両眼視野と呼ぶ。視神経繊維は視交叉で交差するので、左半視野は右脳半球で観測され、右半視野は左半球に投影される。

視索の軸索の多くは外側膝状体（LGN）を經由し、1次視覚野（V1野、17野とも呼ばれる）に至る。外側膝状体は、6層からなる階層構造となっており、網膜から送られてきた情報を仕分けし各層ごとに処理している。1次視覚野は LGN と同様に約 6 層に配列された神経細胞を持つ。これらの層は皮質のニッスル染色を行なうことで、他の領域の細胞よりもはっきりと見ることができ、細胞の形からさらに細分化され 10 層構造として扱われる場合もある。V1 ニューロンの特徴と

しては、方位選択性を持つことが挙げられる。それぞれのニューロンが適刺激となる方位をもっており、複数の細胞が協調することで情報の処理を行なっている。

次に、1次視覚野から投射される神経は、処理される情報ごとに2つの経路に分かれるとされている(図9)。1つは、背側を通り、頭頂葉へと至る背側皮質視覚路である。もう一つは、腹側を経由し側頭葉に向かう腹側皮質視覚路である。V1野から側頭葉に至る腹側路では、運動視以外の視覚属性の特っていると考えられており、視界の知覚と物体の色や形の認知に関わることからWhat経路とも呼ばれる。腹側路視覚領野で色と形の認知に深く関わりとされるのがV4野である。V4野は、V2野からの入力を受け、細胞の多くは方位と色の2つの選択性を有するためである。臨床症状としては、色覚障害が挙げられ、この障害を持つ人は、視界が灰色の影ばかりとなってしまう。色覚障害は、後頭葉と側頭葉の皮質損傷と関係しており、V4の損傷による所が大きいとされている。

加えて、V4野の投射先は下側頭葉であり、この領域は複雑な受容野のニューロンを有し、多彩な色や複雑な図形が適刺激となることが知られている。また、この領域の神経細胞の一部は、顔の写真に著しく反応し、顔選択性細胞と呼ばれている。近年、fMRIを用いた研究で、相貌失認症との関係が注目されている。

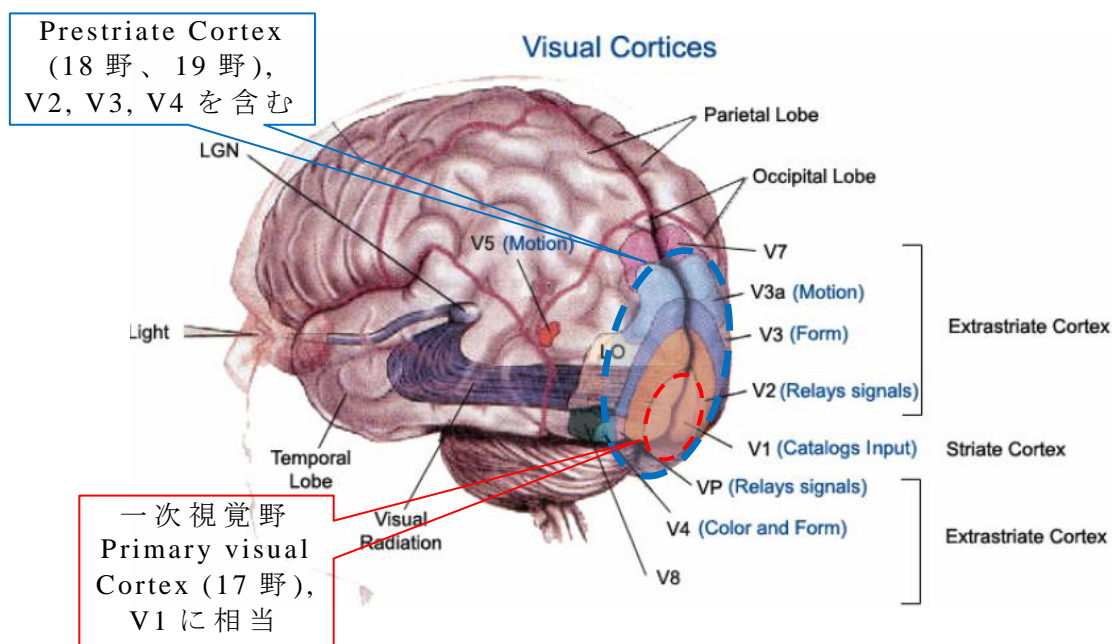


図 10 視覚情報の流れと視覚野 [43]

### 3.1.3 脳内におけるイメージ

人間は環境との間で、実際に情報のやり取りを行うことなく、頭にイメージを思い浮かべ、それを膨らませ、自由に操る事が可能である。こうしたイメージ操作の能力は人間の柔軟な行動力と豊かな創造力の基盤となっている。同時に、現実の目の前に発生している現象以外の事をシミュレートし、自分が選択する行動によって発生する未来の状況を予測することにより、生命の危機を回避し、より効果的な生存を手に入れることが可能となる。

### 3.1.4 感覚と運動のイメージ

感覚情報の受容は、生体に与えられる刺激によって誘導される「反応」であり、情報の流れは感覚受容器から初期の感覚野を経て、徐々に複雑なネットワークの中に入っていくというボトムアップを基本とすると考えられている。これに対して感覚イメージの形成は、外界からの情報入力なしに何らかの像を自ら創り出す。能動的な側面を持った「行為」であり、その点で感覚受容反応とは本質的に異なる側面をしている。こうした相違点があるにもかかわらず、環境からの感覚情報受容反応と感覚イメージの形成とは、多くの神経機構を共有している事が、最近の脳機能イメージングの検討により明らかにされてきている。視覚イメージの形成について Roland らは、被験者が予め記憶した複雑な図形を頭に思い描く時には、安静条件と比較して、後頭葉の視覚関連皮質の内、高次視覚領域には血流増加が認められるものの、一次視覚野には血流増加は認められないと報告した [44]。これに対し、Kosslyn らは、被験者があらかじめ記憶した多数の絵について、それらの画像的な特徴を答えるときには、一次視覚野の活動が増大するとし、被験者が描くイメージが大きくなるに従い、一次視覚野の活動が、実際に中心視野からの視覚情報を受容する部位から周辺視野を担当する部位へと活動が広がっていくと主張した [45]。こうした見解の相違が生まれる一因として、脳活動の変化を相対的に計測する脳機能イメージングにおいて、課題条件と比較する対象条件の違いが大きく影響する可能性が上げられる。このように、「反応」と「行

為」と言う 2 つの異なる側面を持つ感覚受容と感覚イメージが、一定の範囲内で共通の神経機構を動員することは、重要な意味を持つ。外界から入ってくる限られた情報を手がかりに、頭の中に環境を構築すると言う認知の作業は、実は単純に受動的な「反応」ではなく、イメージ形成という能動的「行為」が不可分なペアとなることにより効率よく遂行されている可能性が強い。

一方、運動のイメージ形成についても、実際の運動発現と極めて共通性の高い神経機構が動員されることが知られている。これは、運動のイメージトレーニングが実際の運動機能の向上において重要な役割を果たすことともよく調和する。Deiberら[46]は、予め定められたルールに従って、実際には運動を行わずにイメージした時に、背外側運動前野、補足運動野の前方部分（前補足運動野）、帯状回前方部、後部頭頂皮質といったように、高次の運動制御に関連の深い大脳皮質に強い活動が認められることを示した。一方、ルールに従って実際に運動を行った時には、これらに加えて一次感覚運動野、補足運動野の後方部分（固有補足運動野）、小脳などが活動する。こうした運動制御に関与する脳領域の内、一次感覚運動野、補足運動野、小脳は、筋収縮と弛緩の組み合わせにより、質量を伴う身体部位を一定の距離だけ移動させるという、さまざまな制約の下でタスクを現実的に遂行するためのプログラムと関連が深いのに対して、前補足運動野、外側前頭前野、帯状回前方部、後部頭頂皮質は、予め定められたルールに基づいて感覚情報から運動の種類を決定し、運動の開始に向けて注意を集中するといった、運動のプログラムの中でも意識的かつ抽象的な側面とより強い関連を持っている事が示唆される。

### 3.1.5 空間認知特性

空間の認知には、視覚による空間認知と聴覚による空間認知がある。ヒトは日常生活の多くを視覚に基づく情報に頼り生活している。視覚系から得られる情報は、見えているものが何であるか、そして見えているものの位置関係に大別される。前者は、対象認知機能或いは物体認知機能と呼ばれ腹側経路により処理され、

後者は空間認知機能と呼ばれ、背側経路によって処理される。脳内視覚情報処理経路の研究の進展により、ヒトに近い視覚性動物であるマカク属サルの視覚経路が多数の小領野から成り立ち、それら小領野間に直列・並列の階層構造があることが、Fellemanら[47]研究から明らかにされた。そして、これら二つの認知機能は直列・並列の階層構造のなかで別々のルートを経ることで反映されている。本稿では、後者の空間認知機能及び背側皮質視覚路について概説する。

背側皮質経路は対象の動きの分析と視覚による運動の制御に関わり、視覚対象がどこにあるか、その物体の動きを理解する空間認識に関わることから **Where** 経路や **How** 経路とも呼ばれる。また詳細な区分では、背側内側経路と背側外側経路に分岐することが知られており、上肢運動を例に挙げると背側路は到達運動[48][49][50][51]、内側路は把持運動[52][53][54][55][56]に大きく関わるとされている。背側路を構成する皮質領野は厳密な階層構造を示してはいないが、領野が視覚野から離れるにしたがって、複雑化あるいは特定の情報の処理に特化していくとされている。主な投射先として、**MT**野（**V5**野）及び**MST**野が知られている。**MT**野の役割として、対象物の動きの視覚処理がある。先行研究から、**MT**ニューロンは運動方向選択性を持ち、対象物の形よりも運動が重要となる。例えば、移動する光源といった他領域の細胞には刺激とならないタイプの運動刺激に対しても反応を見せている。**MST**野では、直線の運動、放射状の運動、回転運動に選択性を示すことが知られている。

背側経路の損傷による臨床症例としてよく知られている視空間失認は、半側空間無視である。これは行動にあたって自己が認知している空間の半側を無視する症状であり、頭頂葉を含む大脳右半球後半部損傷による左半側無視の報告が圧倒的に多い。また空間全体ではなく、空間に配置された対象物の左側を無視してしまう症状も報告されており、その発現機序は単純ではない。しかし、半側空間への方向性（空間性）の注意の障害が、発現機序の重要な要因であることは確かである。

空間性注意に関する脳イメージング研究は数多く発表されている。最初に視空間注意に関して系統的なイメージング研究を行ったのは **Corbetta** ら[57]であり、

PET を用いて、左右両視野に注意を向けた時の脳活動を計測し、前頭連合野と上頭頂小葉を結ぶ神経ネットワークが空間性注意に関連することを示している。

さらに右半球の上頭頂小葉は両側の、左半球の上頭頂小葉は右側の空間への注意と関連があることも示している。また、前頭葉と頭頂葉の機能差に関しては、前頭葉は意図的な注意の制御に、頭頂葉は注意の移動に関連すると主張している。

大脳左半球の頭頂間溝皮質、両側半球の下側頭回－後頭葉移行部では、両眼視差情報を手がかりにしている時に、明るさ情報を手がかりとしている時と比較しても、より強い有意な活性化が認められることも分かった。すなわち、人においては、形を認知するための脳内情報処理システムは、その情報のモダリティーによらない共通のシステムが頭頂葉－後頭葉－側頭葉を結ぶネットワーク内に存在するが、左半球の頭頂間溝皮質、両側半球の下側頭回－後頭葉移行部は、より両側視差情報の処理に特化した領域であると考えられる。ちなみに、下側頭回－後頭葉移行部は、V5 野に相当する。

### 3.2 本実験の目的

本実験は、運転課題における認知行動と脳活性部位の関連性を考察することを目的としており、脳表皮の血液に含まれる Hb の変化から認知行動を行う時の脳の活動部位を計測・解析を行った。被験者に左右の方向を矢印あるいは漢字で提示し、それを基準にゲーム用のハンドルを回してもらった。その時の脳血流に含まれる Oxy-Hb の濃度・長を NIRS により測定する。ハンドルを操作する前後の Hb の濃度・長変化に重点をおいた。被験者には、実際にハンドルを操作する課題と操作をイメージする課題を行なってもらった。また、準備した 3 種類の課題は、提示された方向は同じであっても、ハンドルを回す方向は異なるように設定されている。これにより、認知過程、情報処理の過程に違いを出し、これらを一標本 t 検定により解析を行なうことで、入力（方向の認知）から出力（課題ごとに設定されたハンドル操作）までの脳活動を考察・検討する。

ブレインマシンインターフェースに代表される脳活動を応用したインターフェースの開発は、現在非常に関心の高い分野であり、いくつかの開発事例があ

る。しかしながら、実際の使用に関しては価格、機器のサイズ、さらに操作性など問題点が多く、一般的なユーザーには浸透していないのが現状である。本研究の最終目的であるインターフェースの開発は、この問題点をクリアすることが含まれる。しかしながら、機器開発への課題が多く存在する。そこで、まずは簡易的なアプリケーションの開発を目指し、「右、左」「はい、いいえ」「好き、嫌い」のような対義である二者択一の選択を被験者の脳活動から検出できるアプリケーションの開発を目指し、本研究では左右の判断に焦点をあてた実験を行なった。

本研究の最終的な目的であるヒトの感じる身体的負担の計測手法の確立においてこの実験は動作を含む課題を遂行している際のヒトの認知行動に関わる脳活動を検定する方法を確立するために行っている。運転動作は、比較的共通した動作や認知行動の多い動作である。そのため、動作による血流変化を除去しやすく、実験方法を構築しやすかったために行った。

### 3.2.1 仮想運転動作時の脳活動計測

被験者に実際の自動車に乗り、運転時の脳活動計測を行う前に HMD (Head Mount Display) を用いて仮想条件下における脳活動計測を行った。この実験の場合には、被験者は自動車に乗車するのみで運転は行っていない。道路上における実験の前に予備実験として本実験を行い、ハンドル操作や認知行動による脳活動の変化を NIRS によって計測できるかを確かめた。

### 3.2.2 測定方法

本来ならば、一度に測定箇所を脳全体（前頭葉、側頭葉、後頭葉、頭頂葉）を計測すべきであるが、測定機器の都合上今回の実験では、計測範囲は、前頭葉の前頭前野から運動野にして実験を行った。これは、NIRS のチャンネル数に限りがあるため、前頭前野に部位を優先して計測を行った。図 11 は NIRS のチャンネルと測定部位の目安である。被験者には、計測開始前に実験内容を十分に説

明し同意を得た上で同意書に署名して頂いた。

被験者にはディスプレイが設置された机正面の椅子に座ってもらった。そして実際のハンドルに見立てた仮想のハンドルを握ってもらった、NIRS の計測用のプローブホルダと遮光用の暗幕を装着してもらった。装着後、被験者には NIRS のプローブホルダの装着時の感覚と実験で行なう課題を確認してもらうために、練習用プログラムを用いて各課題を 1 回ずつ行なってもらった。

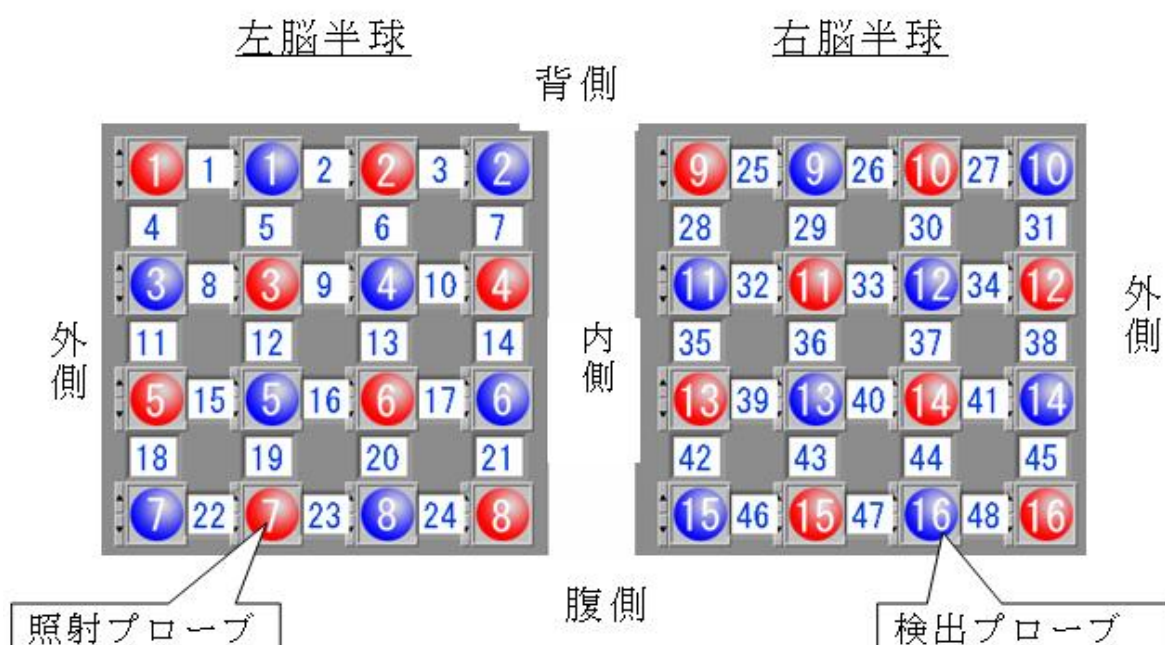


図 11 NIRS チャンネル対応

次に、被験者に対する課題中の教示と実験課題の内容について述べる。

被験者には、ディスプレイに表示される矢印を基準に、3 種類の課題を行なってもらう。

3 種類の課題は、以下のとおりである。

- ①ディスプレイに表示された矢印に対しハンドルを正しい方向に回転
- ②ディスプレイに表示された矢印に対しハンドルを正反対の方向に回転



③ 呈示された矢印に対して 1 回前の刺激に対して回転方向を判断しハンドルを回転させるさせる 1 バック課題を実行。

ハンドルは、左右各方向に 90 度回転させるよう被験者に指示している。角度情報はディスプレイに表示されるよう設定してある。

また、ハンドルを実際に動かす動作を伴う課題に加えて、上記の課題をディスプレイを注視しながらイメージのみで行なう課題（以下注視課題とする）も行った。

加えて、被験者への実験中の注意点として、姿勢、特に首の角度を変えないようにとの指示を与えた。これは、体動による血流変化が計測結果に影響を与えないようにするためである。また、首の角度変化が脳血流に大きな変化を与えることが、先行研究にて示されているため、首の角度変化には特に注意を払った。

実験プロトコルは、脳活動の変動が落ち着くまで十分な安静時間を取った上で、最低 10 秒の安静時間を設けその後 90 秒間で課題を行い、その後 10 秒の安静時間を設定した。

計測には、NIRS（島津製作所製 FOIRE-3000）を用い、被験者はそれぞれ運転経験のある 20 代右利きの男性 15 人である。

### 3.2.3 測定・解析結果

本実験では、ヒトの空間認知と運動制御に関わる脳部位を考察することを目的としている。そこで、左右方向の矢印を提示し、被験者が方向認知、方向決定、ハンドル操作する間の脳活動を計測した。まず図 12、13 に被験者 1 名分の測定結果を示す。また図 14 は有意差がみられたチャンネルのトレンド画像である。

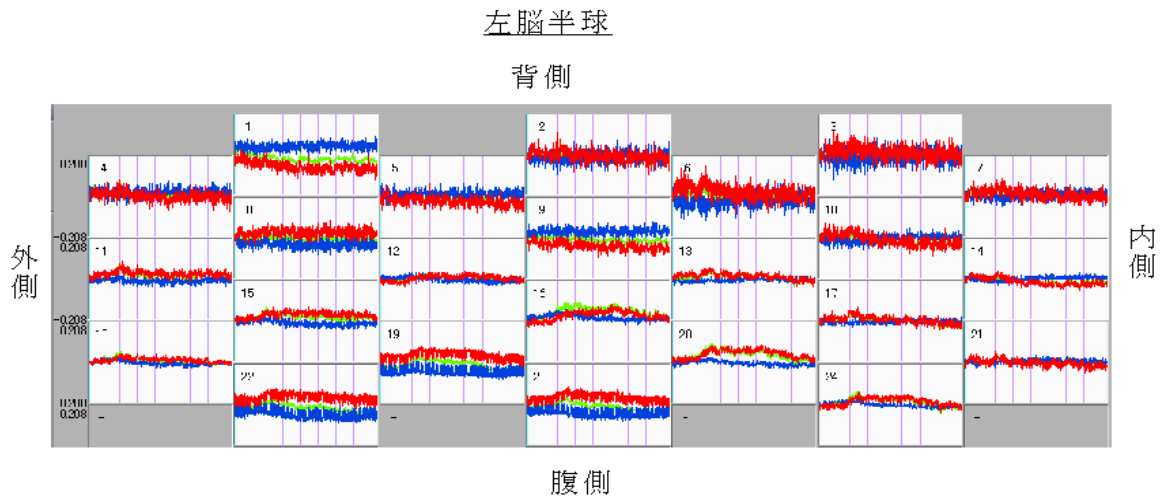


図 12 正転課題における左脳半球健側結果（矢印）

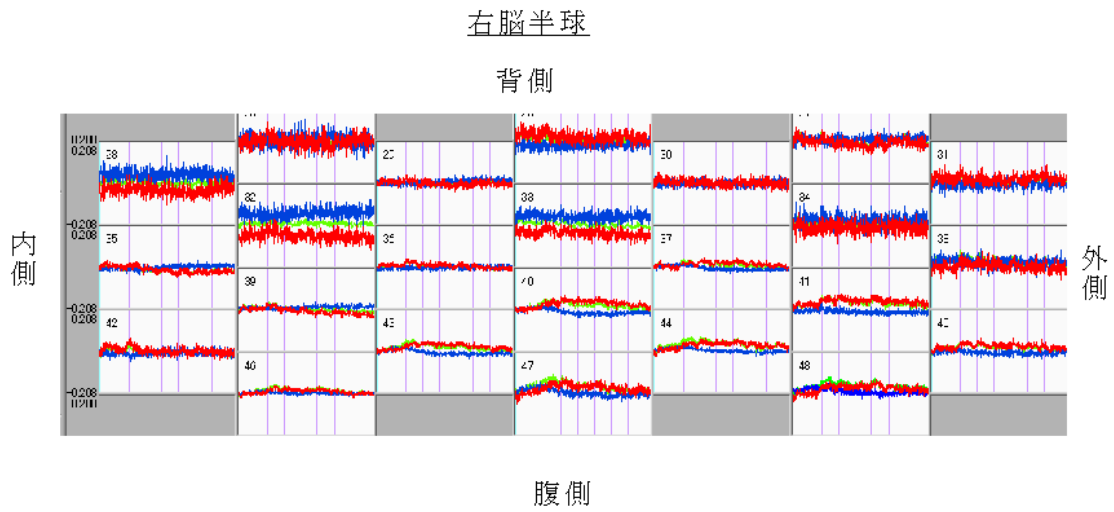


図 13 転課題における右脳半球健側結果（矢印）

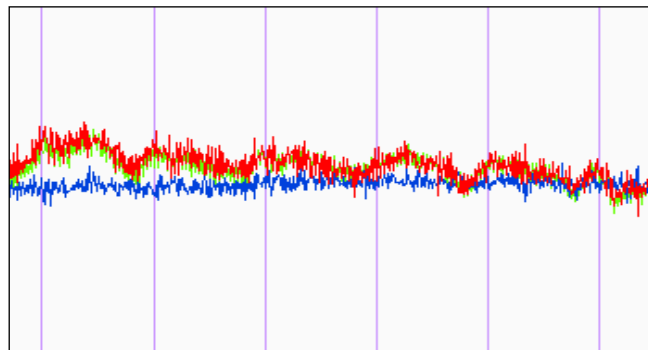


図 14 正転課題トレンド画像

被験者全員に共通した結果として、課題中にハンドルの操作と同期して、Oxy-Hb の増加が見られる。また、有意差がみられた被験者は、大きく 2 つのパターンに大別出来た。1 つは、有意差が見られるものの後半の試行に進むにつれ、ハンドル操作の際の Oxy-Hb 増加が少なくなるパターンであり、もう 1 つは Oxy-Hb の変化量に増減が見られないパターンである。

次に解析について述べる。本研究の解析では、下記標本を対として一標本 t 検定を用いた。また標本としたデータは方向提示前後の約 3 秒間の脳活動データである。図 15 に詳細を示す。解析方法：課題①、②、③の運動課題と注視課題を解析の対象として下記 A と B を標本として解析した。

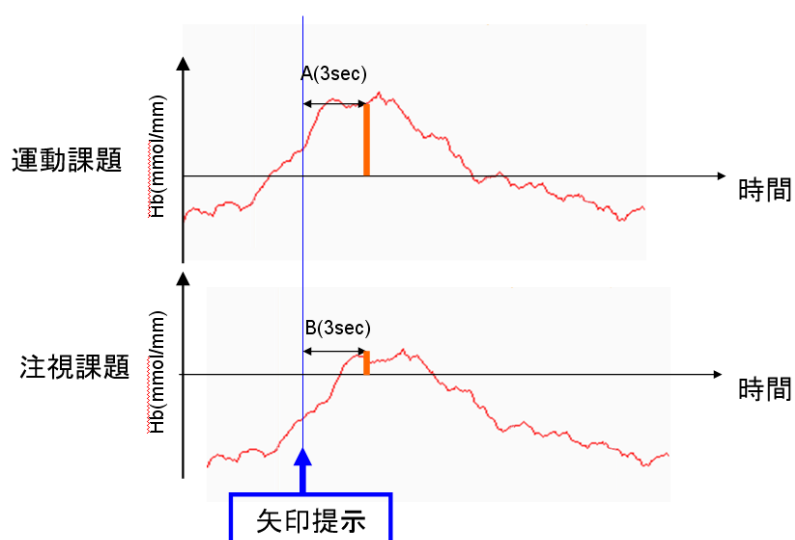


図 15 模擬運転課題の解析手法

次に解析の目的は、脳内での運動イメージと実際の運動イメージを検定にかけることで、実際の動作に関わる脳部位、特に脳からの出力やハンドル角度調節に関わる部位を考察することである。

ここで、一標本 t 検定について説明する。一標本 t 検定とは、帰無仮説が正しいと仮定した場合に、統計量が t 分布に従うことを利用する統計学的検定法である。母集団が正規分布に従うと仮定するパラメトリック検定法であり、t 分布が直接もとの平均や標準偏差にはよらない（ただし自由度による）ことを利用している。一標本 t 検定は、2 つのサンプル（標本）間の平均の差を検定する。2

つのサンプルには、独立した物と対応のあるものの2つがある。一標本 t 検定の前提条件は以下の3つになる。

1. 標本は母集団から無作為に抽出されること
2. 母集団の分布が正規型またはそれに近いこと
3. 2つの母集団の分散が等しいこと（等分散であること）

一標本 t 検定は、前提条件の1と2については、たとえ条件を満たしていなくても、影響を受けにくいとされている。ただし、前提条件の3については、調べておく必要がある。

解析結果に移る。図16は正転課題時の脳活動を一標本 t 検定により解析したものである。左にハンドルを回した際に有意差が見られたチャンネルを赤、右の場合には青で囲んである。黒数字はチャンネルの番号である。

右脳半球においては、左右ともに36、40、42、44、45チャンネルで有意差が確認出来た。左脳半球では、共通したチャンネルで有意差が見られたものの、右回転時に比べ、左回転時の方が活動は局所的となっていることがわかる。

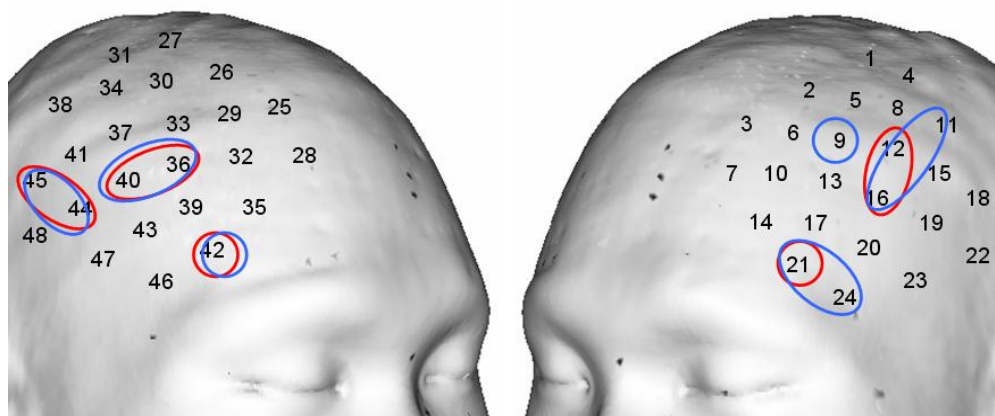


図16 正転課題解析結果（矢印）

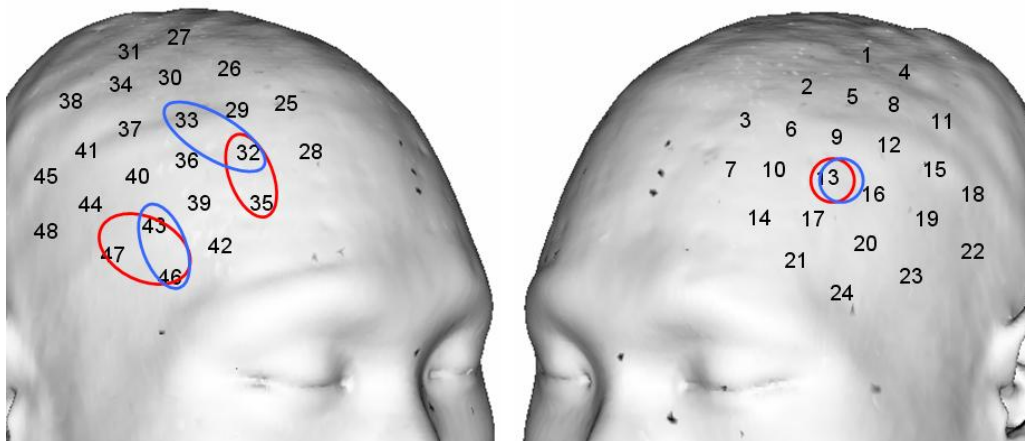


図 17 反転課題検定結果（矢印）

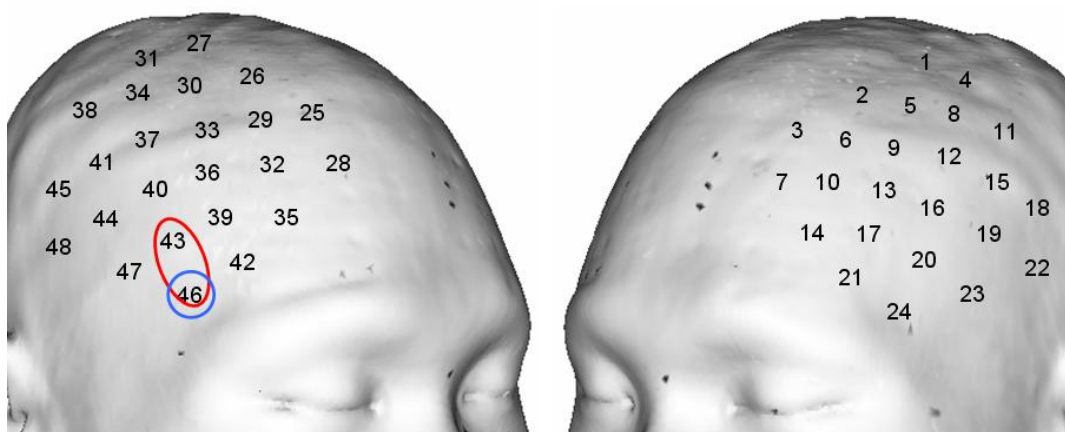


図 18 ワンバック課題検定結果（矢印）

次に反転課題の解析結果（図 17）に関しては、左脳半球の 13 チャンネルにおいて、左右ともに有意差が確認出来た。また右脳半球については 32、45、46 チャンネルにおいて左右共に有意差が見られた。

次にワンバック課題の解析結果（図 18）については、左脳半球においては有意差が見られず、左右共にブロードマンマップ 10 野付近の 46 チャンネルにて有意差が確認出来た[58]。

### 3.2.4 実験考察

正転課題と反転課題の解析結果に関しては、有意差が共通した部位にて統計的有意差がみられており、特に 13、16 チャンネルは外側前頭前野の 46 野（ワーキングメモリー）であると考えられる。外側前頭前野は高次の認知処理をして行動制御に関わると考えられており、ハンドルの角度調整等に関連して活性下可能性が高いと考えられる。また、正転課題で有意差がみられた 11、12 チャンネル付近は、運動前野と考えられ、視覚や体性感覚等の感覚情報を統合して運動を導くのに関わるとされており、動作のイメージに関連して活性した可能性が高いと考えられる。21、24 チャンネルに関しては、ブロードマンマップの 10 野と考えられ、46 野と共にプランニングに関連する脳領域であることから、46 野の活動の活発化と共に、活動が有意になったと考えられる。

## 3.3 実車運転時の脳活動計測

### 3.3.1 測定方法

擬似的な運転状況における脳活動の計測・解析結果を踏まえて、本実験では擬似実験における結果との比較・考察を目的とし、一般道路を走行し右左折をした時の脳活動計測・解析を行った。また、先行研究の結果の検証も目的としている。諏訪東京理科大学 清水研究室では 2 つの丁字路を含む一般道路走行時の脳活動の計測・解析に関わる研究を行っている。今回の実験では、主として交差点右左折時の脳活動を計測し解析することで左右の空間認知に関わる脳領域を明確にするという目的の元で、異なる実験設定においても同様の結果が得られるかを確認すること、更に詳細な解析を行なうことで、運転に必要とされる認知・判断・行動に関わる脳部位を考察することで、インターフェース開発のための基礎研究とすることが目的である。使用する車両は、計測装置を乗せる都合上、トヨタ自動車株式会社のハイエースを使用した。また計測には、NIRS を用い、計測部位は前頭葉の前頭前野から運動野にかけて計測した。被験者には、計測開始前に実験内容を十分に説明し同意を得た上で実験同意書に署名してもらった。

被験者には、事前に実験の流れを説明しておき、実験開始後にその都度曲がる方向を「1個所目の交差点を右折（左折）して、曲がった先に標識が呈示されるので、2箇所目の交差点で〇〇方面へ向かってください」または「次の交差点は標識を確認して〇〇方面へ向かってください、曲がった先の交差点を右折（左折）してください」と指示し、計測を行った。表 1 および表 2 にお計測中、右左折する際のウィンカー、交差点停止線上及び被験者が標識を目視した際に NIRS に解析用のトリガー信号を入れ、後にデータ処理をする際の目印を記録した。

同時に下図のように車両前方の状態を動画で記録すると共に、運転中の信号、歩行者、対向車の状態なども記録した図 19。この理由は後述の解析手法にて述べる。計測の時間設計は、安静 10 秒以上－タスク約 20 分－安静 10 秒で行なった。道路状況により、実験時間に差がありますが、こちらでの指定区間の走行が終わった段階で実験終了とする。被験者の条件は、年齢が 20 歳代で運転歴のある右利きの男性に限定し 25 名である。横断歩道などに歩行者が存在し、信号で停止するなどの外乱を受けたデータは除外して集計し、解析を行った。なお、雨天など天候不順の場合には計測を中止した。



図 19 記録した実験映像の一例

### 3.3.2 測定・解析結果

本実験は、自動車運転時の脳血流量の変化を捉えることで、運転中の脳活動から空間認知や意思決定に関わる脳領域を明確にすることを目指している。そこ

で、車両に NIRS、電源バッテリーパック、インバータ及び動画撮影用のカメラを積載し、一般道路において計測を実施した。

まず、本実験の計測結果について、図 20、21 にある被験者 1 名の脳血流量の変化を示し、本実験の傾向を説明する。また、図 22 は有意差がみられたチャンネルのトレンドが画像である。

図 20、21 に示すように、タスク開始（運転開始）後に前頭葉の広範で Oxy-Hb 濃度・長の変動が激しく、その後時間経過と共に徐々に低下している。これは、運転の慣れによるもので、脳内で作業の自動化が起こり、脳を局所的に使い始めているということが考えられる。したがって、運転開始 5 分後程度から、解析対象となる計測区間となるが、解析に用いることに問題はないと考えられる。また、全ての被験者に共通して見られた例として、タスク開始後に Oxy-Hb 濃度・長が急激に増加しその後、徐々に低下するが、交差点での右左折の動作が入ることで、再び Oxy-Hb 濃度・長が増加する傾向が見られた。したがって運転課題に由来する脳血流の変化は計測できると考えられる。

次に、脳活動の解析手法について述べる。まず、計測結果の交差点進入時の脳活動の解析手法は、直線に標識のある丁字路と標識のない丁字路を標本として、一標本 t 検定で解析を行なった。

実験により得られた一般道路を運転時の脳血流量の変化から、直前に道路標識のある交差点や道路標識のない交差点の右左折時に起こる血流の変化について解析を試みる。

解析は、図 22 に示すように、各黒点部（交差点停止線）の Oxy-Hb 濃度・長を基準として、タスク開始 0~4 秒後の Oxy-Hb 濃度・長の平均値の差から、一標本 t 検定による有意差の判定を行った。

具体的な結果を述べる前に、この解析手法と解析にかけるデータの扱いについて説明する。原理において、NIRS の実験上の長所として、身体拘束性が低く、運動課題中の脳活動計測が可能であることを述べた。しかしながら、運動中の脳



血流は体動や首の角度変化による影響を受けるため、本研究のように空間認知や意思決定による脳活動を計測するためには、計測結果から運動由来の血流変化を取り除き脳内の情報処理に由来する脳血流変化を抽出する必要がある。しかしながら、本実験の課題は安全性確保の観点から動作の制限は出来ないことも考慮する必要があると言える。そこで、2箇所の交差点において、右左折に伴う運転動作は基本的に同じであるため、それらの差を取ることで運動由来の血流変化の除去を試みている。加えて、道路標識のない交差点においては、「右に曲がる。」あるいは「左に曲がる。」という明確な進行方法を提示するのに対し、道路標識のある交差点では、「○○方向に曲がる。」という指示をだし、被験者本人に左右の方向を判断させ、脳内の処理過程を増やすことで、左右の空間認知に関わる脳部位の特性を試みた。

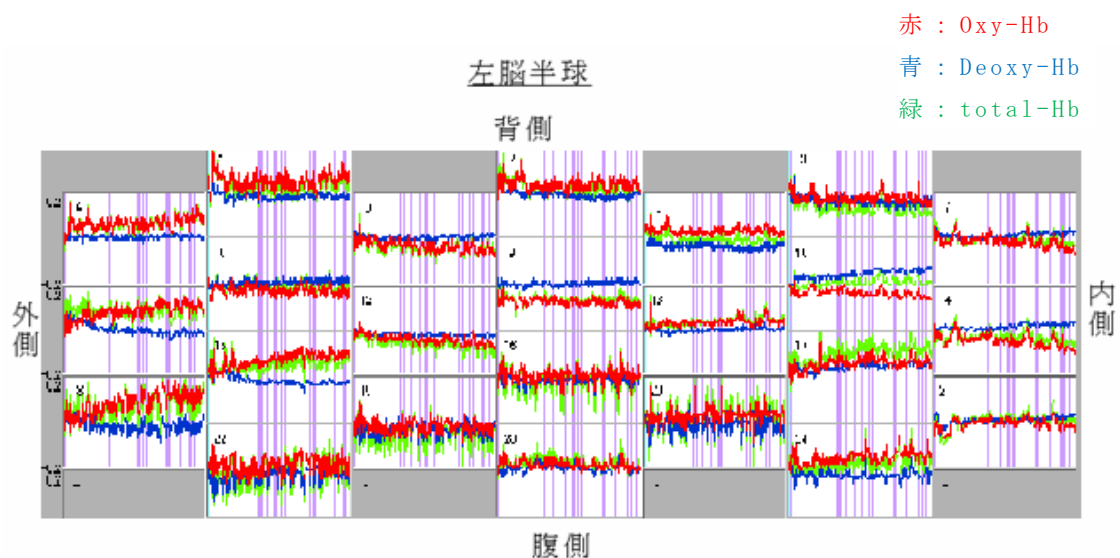


図 19 運転中の脳活動計測結果（左脳半球）

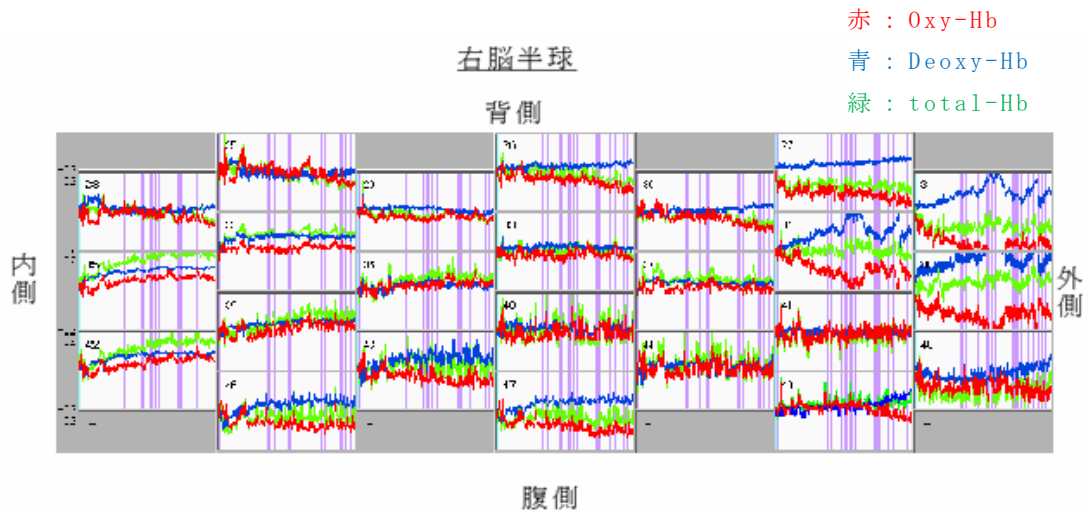


図 20 運転中の脳活動計測結果（右脳半球）

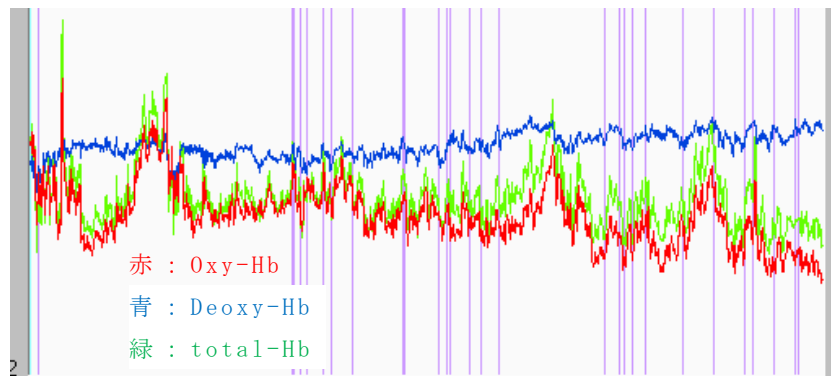


図 21 トレンド画像

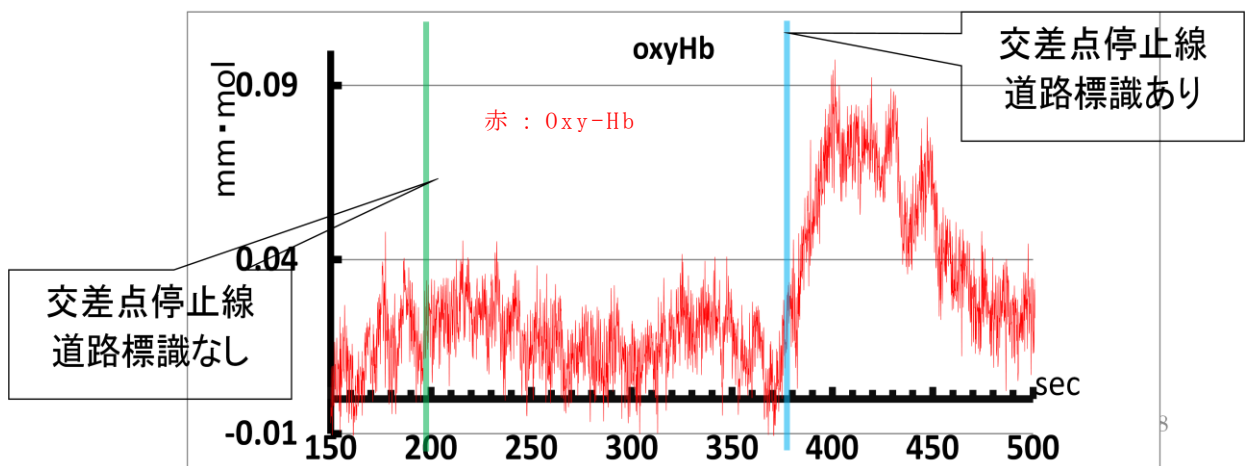


図 22 実車運転課題の解析手法

また、運転中の信号、歩行者、対向車の状態などの記録を元に、一部のデータは解析対象から取り除いている。これは、右折・左折や道路標識に基づく方向認知以外の認知・行動による脳血流変化を取り除くことで、解析結果の精度を上げるためである。無論、解析する上ですべての外乱となる要素を取り除くことは不可能であるが、この手法によりデータの信頼性はあがると考えられる。例えば、右折時に対向車がある場合や左折時でも信号が黄色の状態でも交差点に進入した場合である。前者の場合は、対向車の通過を待つため、ブレーキを踏んで減速する動作、後者であれば信号が黄色であることによる緊張の影響が脳活動への影響を与えると考えられる。このような場合、交差点進入時の脳活動を解析にかけても、左右の認知に由来する血流変化が、ブレーキを踏むための運動課題由来の血流変化に上書きされてしまう可能性があるためである。

一標本 t 検定を用いての解析結果を述べる、右左折の交差点進入時（停止線到達時）と進入後（約 4 秒間）の Oxy-Hb 濃度・長の差から空間認知による脳の活性領域を調べた。

まず、左折を行う時の脳活動について解析すると、8ch、10ch、12ch、14ch おいて、有意水準 5% 以下で統計学的に有意な差が見られた。これらの部位は、タスク開始前と後で有意に活性している（Oxy-Hb 濃度・長が増加）部位である（図 23）。

次に、右折時の脳活動について解析すると、4、8、13ch において、有意水準 5% 以下で統計学的に有意な差が見られた。この部位は、右折直前と直後後（4 秒後）で有意に活性している（Oxy-Hb 濃度・長が増加）部位である（図 24）。

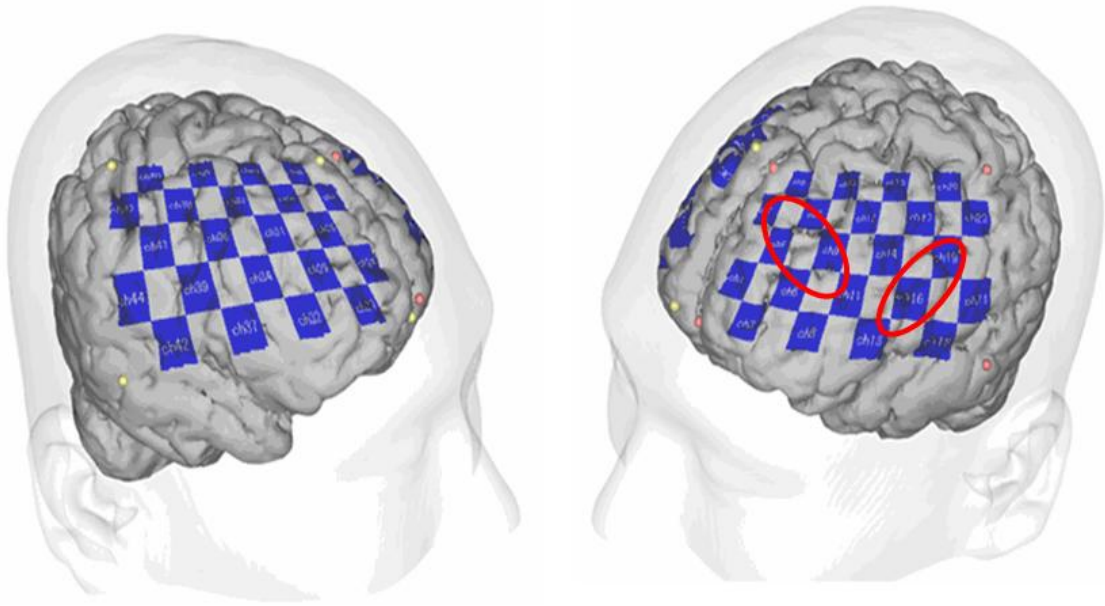


図 23 有意差が見られた脳部位（左折）

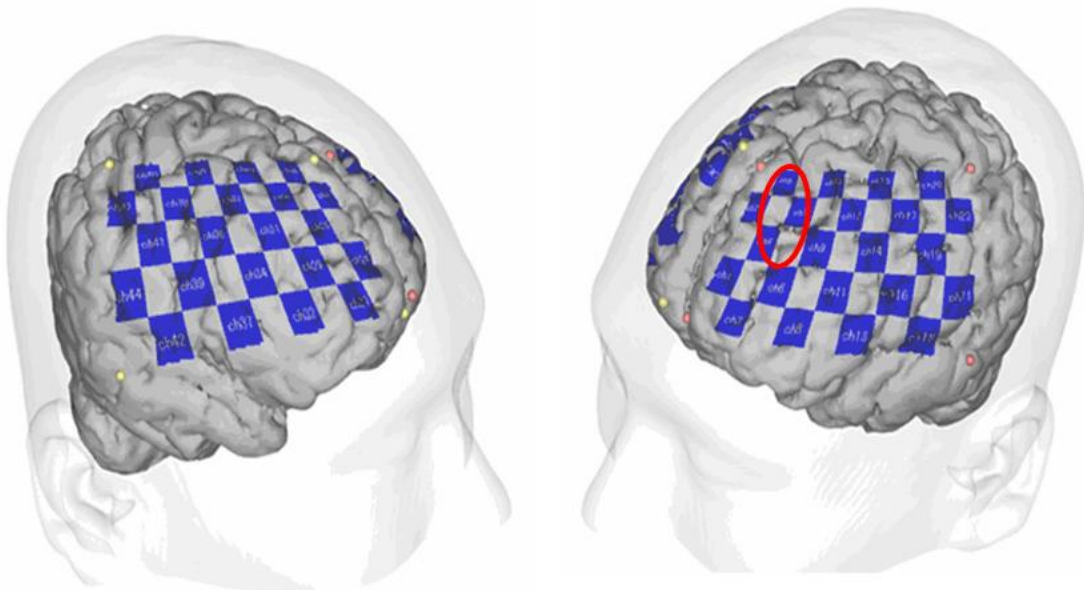


図 24 有意差が見られた脳部位（右折）

### 3.3.3 実験考察

ここで、有意差の見られたチャンネル箇所は、左脳の運動前野と 46 野（ワーキングメモリ）付近であると考えられる。運動前夜は交差点進入時にハンドルの操作するための運動制御や運動準備によるためと考えられる。交差点では、時々刻々と車の位置や速度が変わるため、右左折のために速度の調整や車の交差点進

入角度の調整が必要とされるためである。46野に関しては、運転に関する記憶の想起等を行っているため、活動が増加したと推測される。

次に、右折を行う時の脳活動について解析すると、4、8chにおいて、有意水準5%以下で統計学的に有意な差が見られた。この部位は、右折直前と直後（4秒後）で有意に活性している（Oxy-Hb濃度・長が増加）部位である。

以上より、実空間での右左折時には、左脳側の外側前頭前野から運動前野にかけて、有意な差が見られ、この結果は模擬運転時の脳活動と一致することから、右左折時に左脳側の外側前頭前野・運動前野が関わる可能性が高いと考えられる。

### 3.4 自動車運転時の脳活動についての詳細解析

#### 3.4.1 解析手法

3.4の実験において、左脳半球外側前頭前野に統計的有意差が確認出来た。特に、46野付近で統計的有意差がみられた点は、過去の仮想条件下の実験においても同様の結果が示されている。その為、先の実験の検証を目的とした今回の実験は一定の結果が残せたと考えられる。

一方で、実空間での運転に関しては、ヒトは様々な情報を処理していることが予想される。例を挙げるならば、対向車、歩行者、自転車、信号、さらにはそれらの移動速度や車からの距離、位置、色など、脳内で処理・判断すべき情報は多岐に渡る。交差点進入時の脳活動解析に関しては、対向車、歩行者などの有無により、統計解析の対象から外すことで、解析結果の信頼性向上を目指した。



図25 詳細解析の基準となる動作



図26 視線計測結果（株式会社ナックイメージ アイマークレコーダEMR-9）

しかしながら、対象から外したあるいは、解析対象としなかった計測データの中にも空間認知や意思決定の処理過程解明において有用となるデータが含まれている可能性がある。そこで、脳活動と並行して計測した被験者の視線及び上半

身の動作を元に脳活動データを細分化し、詳細な解析を行なった。図25、図26はそれぞれ同時計測した、被験者の上半身の記録映像と、視線計測の結果である。視線計測装置については、企業からお借りした製品のため、被験者全員で計測することは出来なかったため、日程上計測が不可能だった被験者については、図26と同様の角度で眼球運動を確認し、解析の基準とした。解析のための基準として、下図の①道路標識を確認する際の上下方向の眼球運動、②交差点進入前の左右の眼球運動、③交差点進入前の腕の動作（ハンドルを回す動作）を基準に一標本t検定を行なった。

眼球運動をトリガーとする解析は、垂直方向と水平方向の眼球運動の動作開始を基準とし、その前後 0.5 秒ずつを標本として、一標本 t 検定を用いて行なった。

上肢運動をトリガーとした解析では、交差点進入に伴う、ハンドルの回し始めるタイミングを基準とし、その前後 0.5 秒間を標本として、一標本 t 検定による解析を行なった。

### 3.4.2 解析結果

以下に、解析結果として統計的有意差が見られた脳部位を示す。図 29 は垂直方向の眼球運動、図 30 は水平方向の眼球運動時に有意差が見られた脳部位である。

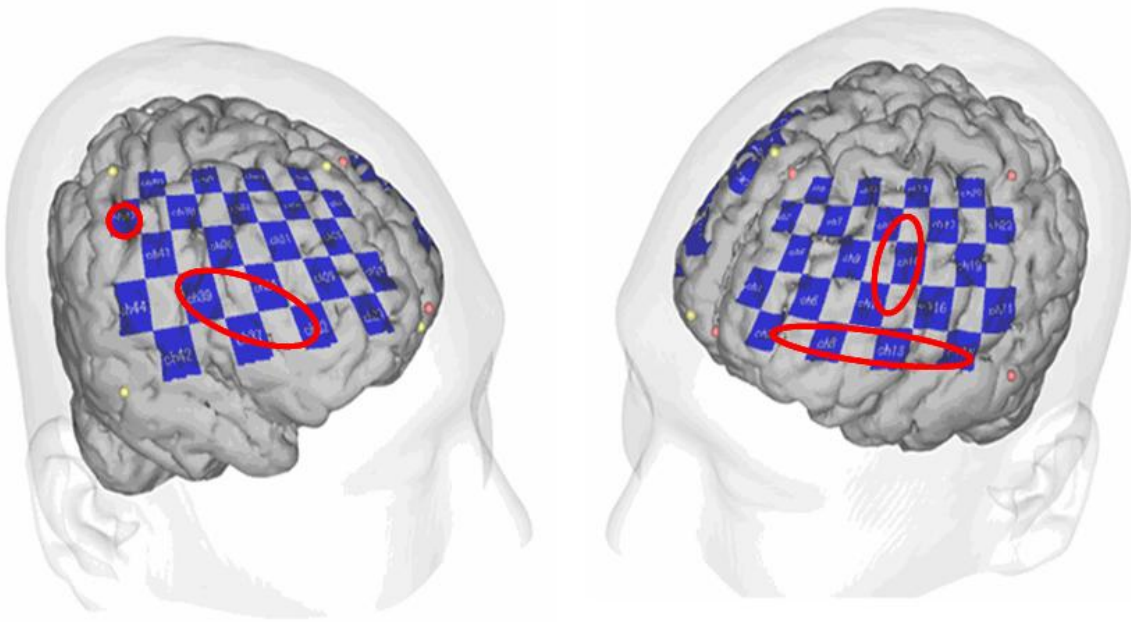


図 29 垂直方向の眼球運動検定結果（左）

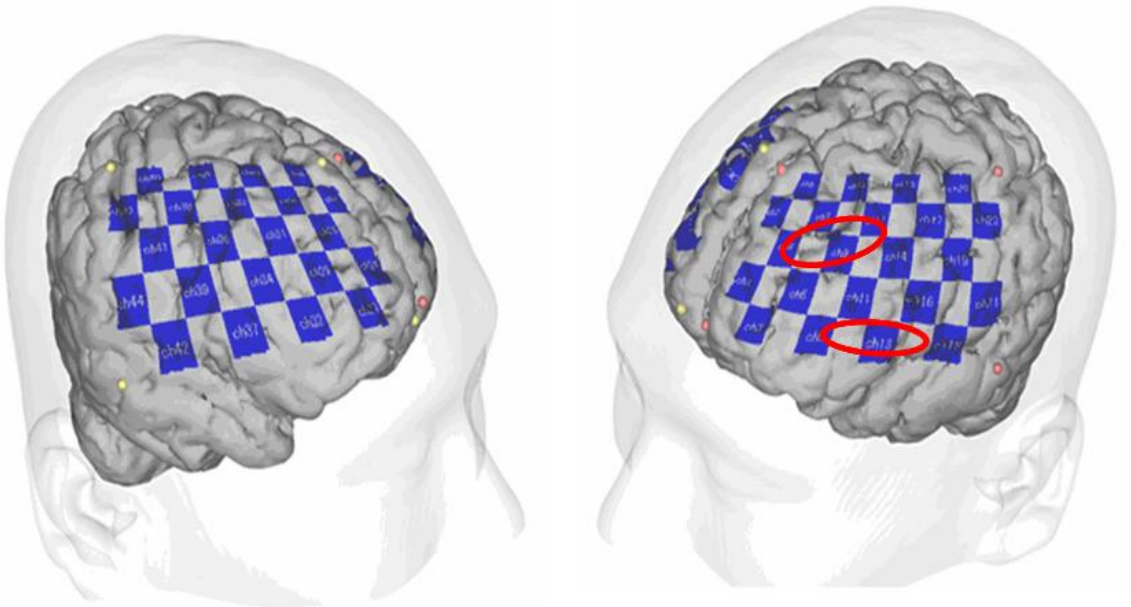


図 30 垂直方向の眼球運動検定結果（右）

解析の結果、次の交差点で曲がる方向に関係なく、左脳半球下前頭回から側頭葉にかけてと46野付近の脳領域にて、統計的有意差が確認できた。下前頭回はブロードマンマップにおける44野、45野、47野に当てはまる。44野はブローカ野にも対応する部位であり、下前頭回は言語活動に関連が深い部位である。これらのことから、被験者が右左折の方向に関して道路標識を基準に判断することで、標



識に記載された地名を文字あるいは音として認識したためこの部位の活動が有意になったと考えられる。特に、45野は言語理解に関わることが知られており、文字や音を基準に行動を決定する際に、下前頭回の関わりがある可能性が示された。また、46野についても、右左折に関係なく統計的有意差が確認されている。これは道路標識を目視し、曲がるべき方向が決まったことで、その交差点におけるハンドルの操作を想起したためと考えられる。また左折方向のみで有意差が確認された10野は、46野を制御し、プランニングに関わるとされることから活動が活発になったと考えられる。

左折時の眼球運動を基準として一標本 t 検定を行なった場合には 46野で統計的有意差が確認できた。水平方向の眼球運動をトリガーとした際には、すでに実験車両が交差点に近傍に到達しており、この結果は交差点進入時の脳活動解析結果と同様の理由によるものと考えられる（図 31）。

また右折の場合には、10野、46野付近での有意差が確認され、垂直方向の眼球運動の解析結果と同様の結果となった。（図 32）

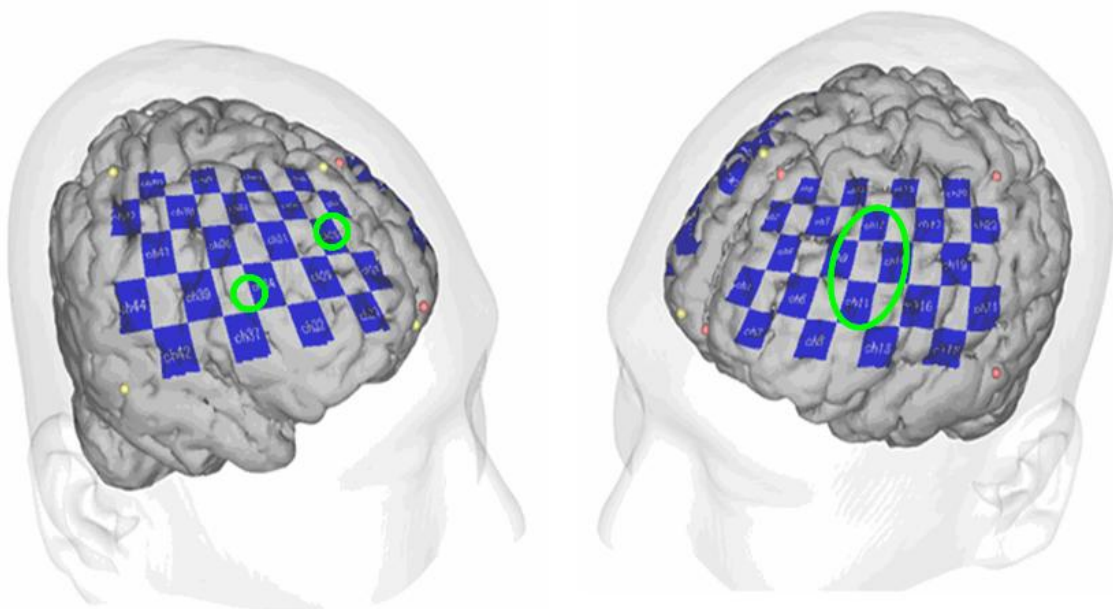


図 31 水平方向の眼球運動検定結果（左）

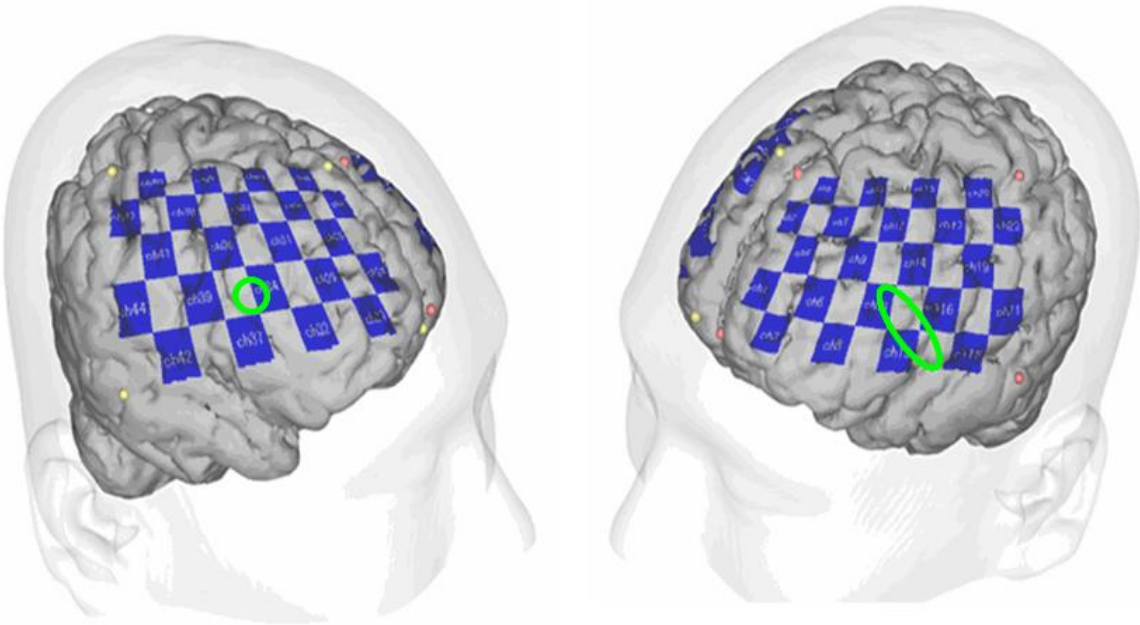


図 32 水平方向の眼球運動検定結果（右）

### 3.4.2.2 上肢運動に基づく解析

以下に、解析結果として統計的有意差が見られた脳部位を示す。

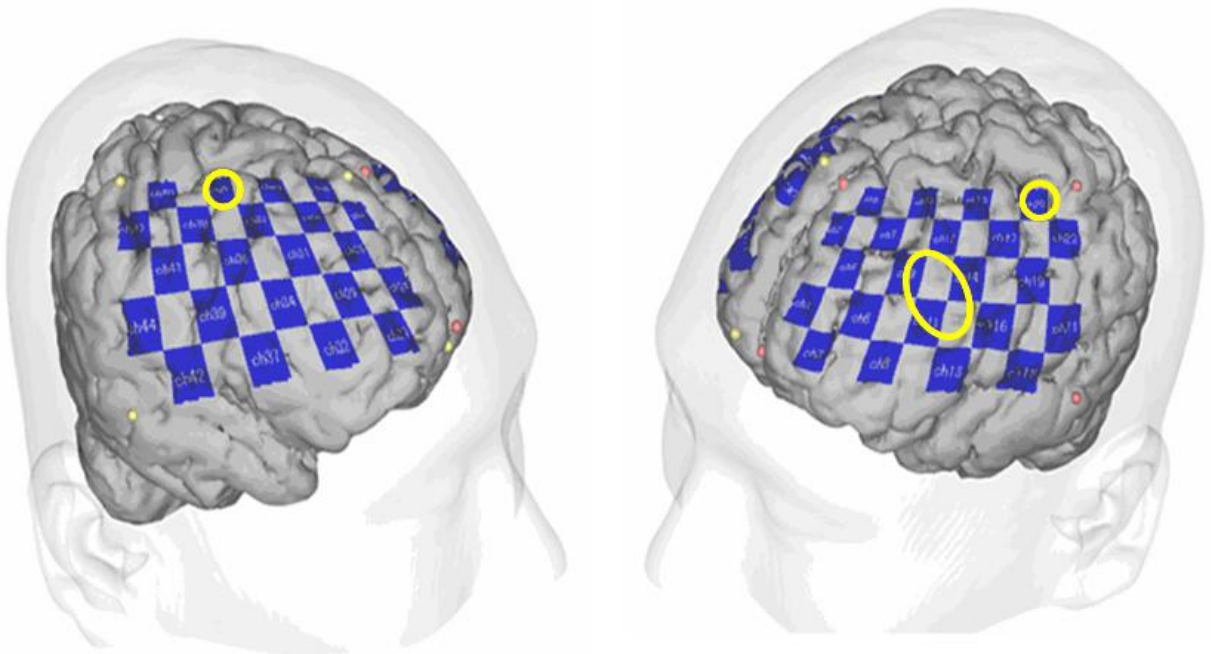


図 32 ハンドル操作検定結果（左）

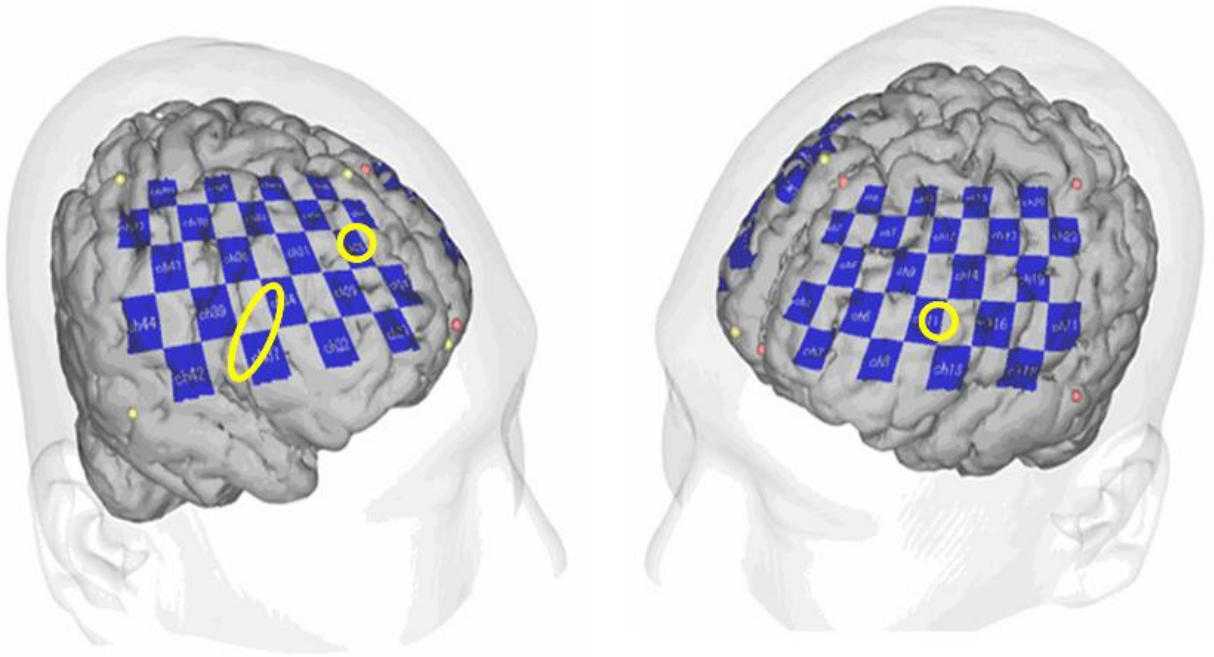


図 33 ハンドル操作検定結果（右）

左折時の脳活動に関しては 6 野の運動前野と 46 野で統計的有意差が確認出来た。これは、すでに実験車両が交差点に近傍に到達しており、ハンドル操作の準備や運転に関する記憶の想起に由来し活動が活発になったと考えられる。また右折時には、10、46 野付近での有意差が見られ、水平眼球運動を基準にした脳活動解析結果と同様の理由によるものと考えられる。

これらの統計的有意差の箇所は、ヒトの動作について解析した際に見られた有意差の個所である。これらの箇所は、左右の意志決定をする際に見られた統計的有意差の見られた脳部位とは異なる脳部位である。つまり、方向を指示されて丁字路を曲がる際の脳活動と地名を指示されて看板から丁字路を曲がる際の脳活動を比較した際の結果は、少なくとも動作によって統計的有意差が見られたのではないと考えられる。これにより、自動車運転という動作を含む認知課題においても動作による血流変化影響されることなく、方向判断による脳活動を検定することが可能であると考えている。この手法を用いて、動作課題を行い負荷をかけた際の被験者の感じる身体的負担の計測を試みた。

## 結言

本章では、逐次空間情報が変化する周辺状況に対して、運動時の認知・判断・決定を求められる自動車運転を行っている際の脳活動計測を行い、認知活動による脳活動が計測できるか検証した。運転動作は、周辺の状況を見る首や眼球、運転操作を行うペダル操作やハンドル操作といった動作を伴う行為である。NIRSの計測において身体の動作は頭蓋骨外の血流変化を引き起こすノイズであり、できるだけ体を動かさない静的な状態での計測を行うことが一般的であった。

本研究においては、一連の動作中における脳活動計測データから特定の2か所のデータを切り出し、その差分をとることで大きくノイズを低減し、さらにその2か所のデータを用いて一標本t検定という統計的手法を提案することによって、NIRSの計測結果に対して動作により生ずるノイズが重畳されたデータを用いても、ノイズの除去が可能なため正確に計測が行えることを明らかにした。

## 今後の課題

今回行った実験条件は運転動作という限られた動作を対象としたものであったが、今後は運動範囲を広げて一般の生活動作を行った場合についても本提案手法の有効性を検証する必要がある。また今回の被験者数は11名であり、より確度の高い結果を得るため被験者数を追加しなければならない。

## 参考文献

- [28]大日本印刷株式会社, DNP C&I 事業部, ニューロマーケティング, ([http://www.dnp.co.jp/cio/solution/detail/10011231\\_5309.html](http://www.dnp.co.jp/cio/solution/detail/10011231_5309.html)).
- [29]中野公彦, 大堀真敬, 山口大助, 山邊之, “パラレルファクター解析によるドライビングシミュレーター運転者の脳波分析,” 生産研究, 61巻, 2号, pp142-145, 2009.
- [30]Michael J Kahana, Robert Sekuler, Jeremy B Caplan, Matthew Kirschen, Joseph R Madsen, “Human theta oscillations exhibit task dependence during virtual maze navigation”, Nature Vol.399, 6738, pp.781-784, 1999.
- [31]John F Burke, Ashwini D Sharan, Michael R Sperling, Ashwin G Ramayya, James J Evans, M Karl Healey, Erin N Beck, Kathryn A Davis, Timothy H Lucas, Michael J Kahana, “Theta and high-frequency activity mark spontaneous recall of episodic memories,” Society for Neuroscience Vol.34, Issue34, pp.11355-11365, 2014.
- [32]Monuki ES, Walsh CA, “Mechanism of cerebral cortical patterning in mice and humans,” Nature Neuroscience.4(Suppl1), pp.1199-1206, 2001.
- [33]O’ Leary DDM, Nakagawa Y, “Patterning centers, regulatory gene and extrinsic mechanisms controlling a realization of the neocortex,” Curr Opin Neurobiol

Vol.12, pp.14-25, 2002.

- [34] Yasuhito Yoshizawa and Shunji Shimizu, "Fundamental Study for Relationship between Cognitive behavior and Brain Activity during Car Driving," AISM2008, pp. 113, 2008.
- [35] Shunji Shimizu, Hiroaki Inoue, "Basic Study for New Assistive System Based on Brain Activity during Car Driving," Japanese Journal of Cognitive Neuroscience, Vol.15, No.1, pp.41-46, 2013.
- [36] Hiroaki Inoue, Shunji Shimizu, Hiroyuki Nara, Noboru Takahashi, Takeshi Tsuruga, Fumikazu Miwakeichi, Nobuhide Hirai, Senichiro Kikuchi, Eiju Watanabe, Satoshi Kato, "Fundamental Study to New Consider for Evaluation of A Welfare Device," IARIA, International Conferences on Advances in Computer-Human Interactions, pp.293-298, 2013.
- [37] Simpson D, "Phrenology and the neurosciences: contributions of F. J. Gall and J. G. Spurzheim.," ANZ J Surg, 75(6), pp.475-82, 2005.
- [38] Memoir of Paul Broca, "The Journal of the Anthropological Institute of Great Britain and Ireland," Vol.10, pp.242-261, 1881.
- [39] Gertrude H Eggert, "Wernicke's works on aphasia : a sourcebook and review," 1977.
- [40] K. Kleist, "Die klinische Stellung der Motilitätspsychosen (Vortrag auf der Versammlung des Vereins bayerischer Psychiater)," Z. Gesamte Neurol. Psychiatr. Referate 3, pp.914-977, 1911.
- [41] Penfield W, Boldrey E, "Somatic motor and sensory representation in the cerebral cortex of man as studied by electrical stimulation," Brain, 60, pp.389-443, 1937.
- [42] Penfield W, Rasmussen T, "The Cerebral Cortex of Man: A Clinical Study of Localization of Function," Macmillan in New York, 1950.
- [43] Roland, P.E., and Gulyas, B, "Visuial imagery and visual representation," Trends Neurosis 17, pp.281-287, 1994.
- [44] Kosslyn, S.M., et al, "Topographical representations of mental images in primary visuial cortex," Nature, 378, pp.486-498, 1995.
- [45] Deiber, M.P., et al, "Cerebral processes related to visuomotor imagery and generation of simple finger movements studied with positron emission tomography," Neuroimage, Vol.7, pp.73-85, 1998.
- [46] Felleman DJ and Van Essen DC, "Distributed hierarchical processing in the primate cerebral cortex," Cereb Cortex, Vol.1(1), pp.1-47, 1991.
- [47] Flash T, Hogan N, "The coordination of arm movements an experimentally confirmed mathematical model," Journal of Neuroscience, Vol.5(7), pp.1688-1703, 1985.
- [48] Y. Uno, M. Kawato and R. Suzuki, "Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement," Biological Cybernetics, Vol.61(2), pp.89-101, 1989.
- [49] Harris.C.M and Wolpert.D.M, "Single-dependent noise determines motor planning," Nature, Vol.394, pp.780-784, 1998.
- [50] Emanuel Todorov and Michael I.Jordan, "Optimal feedback control as a theory of motor coordination," Nature Neuroscience, Vol.5, No.11, pp.1226-1235, 2002.
- [51] J.Napier, "The prehensile movements of the human hand," J.Bone and Joint Surgery, Vol.4, pp.902-913, 1956.
- [52] M.R.Cutkosky, "On grasp choice, grasp models, and the design of hands for manufacturingtasks," IEEE Trans. Robot. Automat., Vol.5, No.3, pp.269-279, 1989.
- [53] S.B.Kang and K.Ikeuchi, "Toward automatic robot instruction from perception-recognizing a 119 grasp from observation," IEEE Trans. Robot. Automat., Vol.9, No.4, pp.432-443, 1993.
- [54] T.Iberall, "The nature of human prehension: Three dextrous in one," Proc. IEEE Intl.Conf.on Robotics and Automation, pp.396-401, 1987.
- [55] M.Arbib, T.Iberall and D.Lyons, "Coordinated control programs for movement of the hand," A.W.Goodwin and I.Darian-Smith (editors), Springer-Verlag in Berlin, pp.111-129, 1985.
- [56] Corbetta, Shulman GL, "Spatial neglect and attention networks.," Annu. Rev. Neurosci., Vol.34, pp.569-99, 2011.
- [57] Lanre J.Garey, "BRODMANN'S Localisation in the Cerebral Cortex," 3<sup>rd</sup> Edition, Springer, pp.114-116, 1994.

## 第 4 章

# 生体情報に基づく身体的負担の定量的計測手法 の検証

第 3 章では、安全で使いやすい製品設計・開発において、ヒトの認知特性と脳活動の関係が考慮されていることから、NIRS による脳活動計測特性が製品設計・開発に有用であるかを検討するために、計測手法の確立を行った。その結果、運転動作のような限られた動作において、NIRS により脳活動を計測することが可能であり、その計測結果の解析方法も確立できた。よって、本章では、社会問題に対応すべく「運転動作」から「立ち座り動作」へ動作対象を変更し、生活動作における身体的負担が逐次空間情報が変化する状況下で脳活動の計測とその定量的な分析が可能であるかを検証する。

はじめに脳活動計測に基づく身体的負担の計測手法の妥当性を検証するため、従来手法である筋電位計測及び動作計測手法を用いて立ち座り動作時の身体的負担における物理的負担の計測を行った。

## 4.1 立ち座り時の動作及び筋電位計測の実験目的

ヒトの感じる身体的負荷の計測手法を確立するために、立ち座りという動作課題を被験者に与えることで、被験者の感じる疲労感を NIRS を用いて脳活動から計測を試みた。立ち座り動作は、移乗動作に関わりのある動作である。移乗動作は、日常において頻度高で行われている動作である。ヒトの生活で行われるすべての動作の行っている際の生体信号を計測・解析することは不可能である。移乗動作において行われる立ち座り動作は日常生活において必要不可欠な動作であり、一定の挙動でおこる動作であるので、NIRS で計測し解析することが可能である。その為、本研究ではヒトの感じる身体的負担の定量的計測の第一歩として立ち座り動作を計測した。

### 4.1.1 計測した筋肉部位

本実験において計測対象とした骨格筋について述べる。本実験において計測を行った筋肉は、尺側手根屈筋、尺側手根伸筋、上腕三頭筋、広背筋、大腿四頭筋、

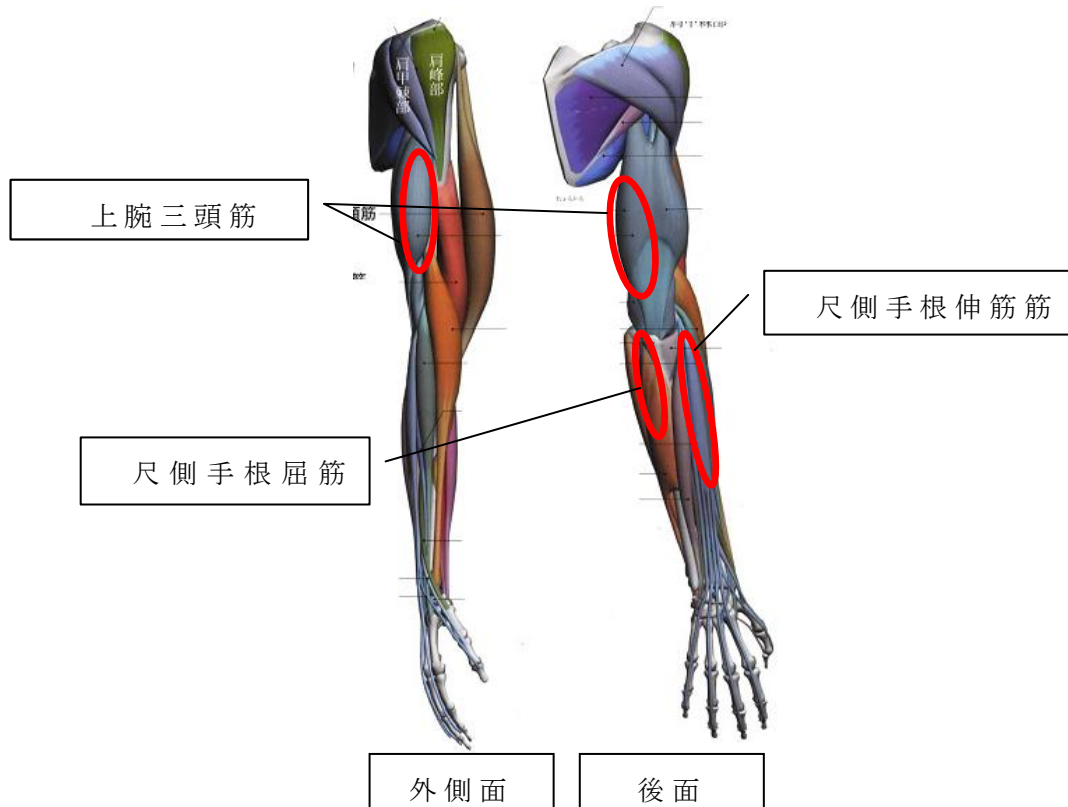


図 34 計測を行った上肢の筋肉

ハムストリング、腓腹筋及び前頸骨筋である（図 34、35）。これらの筋肉は、ヒトの立ち座り動作に深く関係する。

- ・ 尺側手根屈筋、尺側手根伸筋：前腕に存在する筋肉で、手首の屈伸に関わる。
- ・ 上腕三頭筋：上肢の上腕に存在し、肘関節の伸展に関わる。
- ・ 広背筋：背中に存在し、腕の内転に関わる。
- ・ 大腿四頭筋：膝に存在し、膝関節の伸展に関わる。
- ・ ハムストリング：ハムストリングとは、半腱様筋と大腿二頭筋の総称である。これらの筋肉は太ももに存在し、膝の屈折に関わる。
- ・ 腓腹筋：脛脛に存在し、足首関節の伸展に関わる。
- ・ 前頸骨筋：前頸骨の外側面に存在し、足首の屈折に関わる。

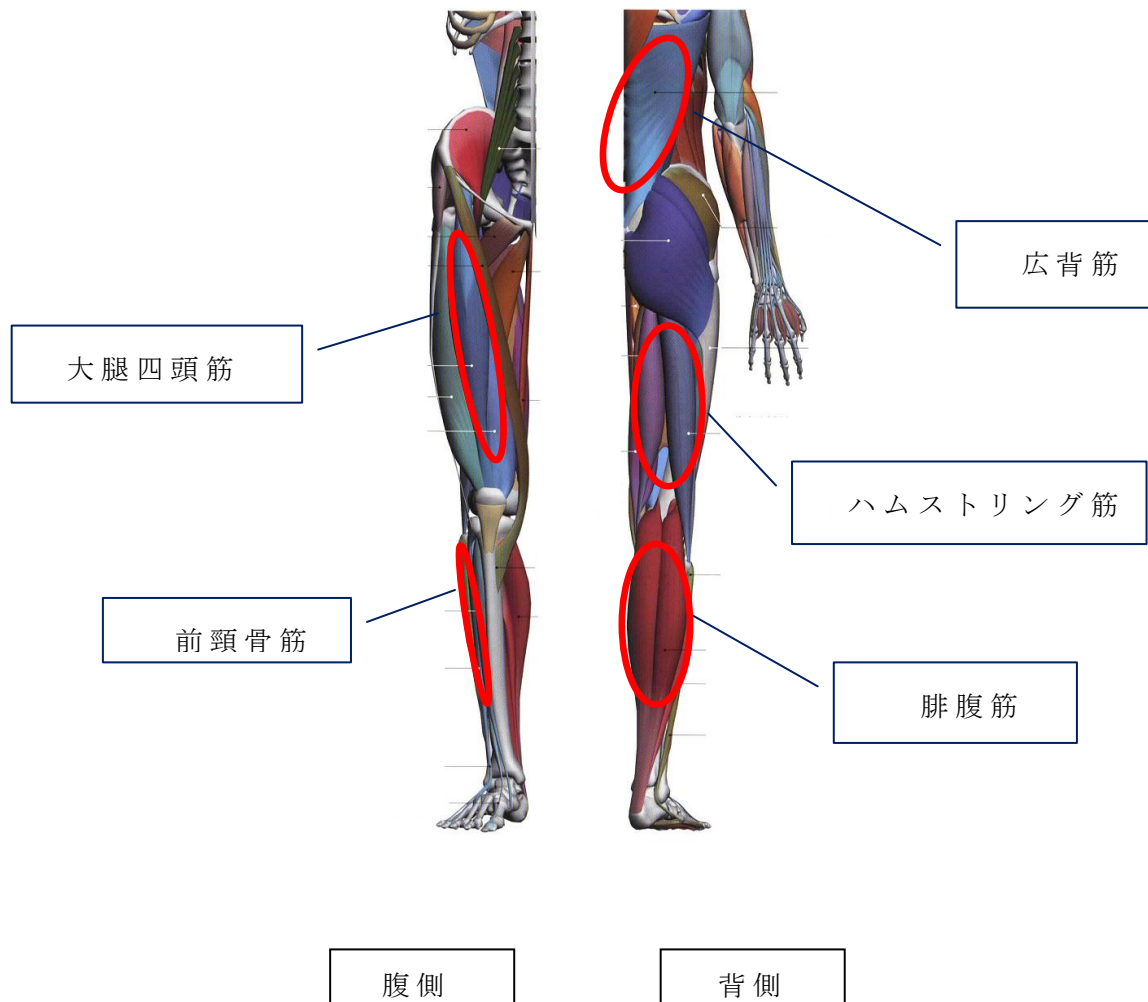


図 35 計測を行った体幹及び下肢の筋肉



#### 4.1.2 筋肉（muscle）と筋電位の発生機序について

筋肉とは、動物の持つ運動に全般に関わる器官である。筋肉は組織学的には横紋筋、平滑筋、心筋の3種類に分類される。動物の運動は、筋肉の活動による。詳細は、生理学的知見に基づくものであり、付録に後述したので参照されたい。筋肉は無数の筋線維によって構成している。筋線維は、化学エネルギーを運動エネルギーに変換することで様々な動物の動作に関わっている。筋線維は筋原線維、筋小胞体、T管、毛細血管、Z帯、神経筋接合部からなっている。筋原線維は、2つのたんぱく質、ミオシンフィラメントとアクチンフィラメントによって構成されており、これが結合することで収縮する。詳細は、生理学的知見に基づくものであり、付録に後述したので参照されたい。

#### 4.1.3 筋電位の測定法及び解析法

筋電位計測とは筋肉が収縮した際に筋組織で起きる化学変化を電位の変化として捉え、筋の活動を計測する方法である。筋電位の計測方法には、表面筋電位計測と針筋電位計測の2種類がある。表面筋電位計測は、計測対象である筋肉の部位付近の皮膚に電極を張り付け計測する方法である。特定の筋肉のみを計測することは難しいが、皮膚表面に張り付けるため一般的に侵襲性が低く扱いやすく被験者への負担は低く計測を行うことができる。針筋電位計測は、筋組織に細い針電極を刺して計測する。針筋電位計測は皮膚表面に電極を張る表面筋電位とは異なり、筋肉に直接電極を刺して計測するため明瞭に計測でき



図 36 尺側手根伸筋の筋電位計測

るが被験者への侵襲性が高く本研究のような動作中の被験者の筋電位を計測する方法としては向いていない。

本研究では、生活動作中の動作を低侵襲性で計測するため、表面筋電位計測を行った。図 36 に装着例を示す。一般的な筋電位の大きさは数十  $\mu\text{V}$  から十数  $\text{mV}$  である。また周波数は、 $10\text{Hz}\sim 10\text{kHz}$  である。筋電位計で用いるアンプは微弱電位を増幅するため、ノイズが載りやすくいため各種フィルタで  $10\text{Hz}\sim 10\text{kHz}$  前後の信号をカットしている。筋電位計測回路は、主に差動増幅回路である。2つの電極と GND で計測した 2つの信号の差分を計測する。表面筋電位計測の場合、皮膚表面の角質や皮脂などが抵抗成分となる。それを生体信号計測用の処理剤を用い皮膚が軽く赤くなるまで擦り、エタノールできれいにふき取ることで皮脂や角質といった抵抗となる物質を除去し電極を接着させる。筋電位の解析には、大きく分けて 2種類の方法がある。1つは筋電位の振幅について解析を行うもの、もう1つは周波数について解析を行うものがある。それぞれの解析方法について述べる。

#### ・ 積分法

筋電位波形を面積分する方法である。筋の収縮は活動電位よりも長く続き、筋の収縮強度は活動電位の頻度によって決まる。つまり筋が強く収縮運動すると、筋原線維で起こるイオンの移動量が大きくなる。結果として筋電位の振幅が大きくなる。このような特性を利用し筋電位を積分することで、筋の活動を解析している。

#### ・ APDF 解析 (Amplitude Probability Distribution Function analysis)

APDF 解析とは、動作中にどの程度の筋力がどの程度の確率で発揮しているかを解析するものである。一般的には、計測する筋肉を最大限強縮させてその時の筋電図を計測する。この時の筋電位を最大随意筋力 MVC (Maximum Voluntary Contraction) として捉える。そして MCV と計測の際の筋電位と標準化する。

## ・筋電位の周波数解析

これは筋電位の時系列データの周波数解析を行う方法である。ヒトの筋電位は一般的に 10Hz から 10kHz までの間で発生する。動作の速い運動であれば高帯域にピークが発現し、動作の遅い運動であれば低帯域に発現する。また同じ負荷であっても、筋肉が負荷によって疲労すると周波数のピークが低帯域に移動するといわれている。これを利用し、筋肉の負担を解析することができる。筋電位の周波数解析の結果の一例を図 37 にて示す。

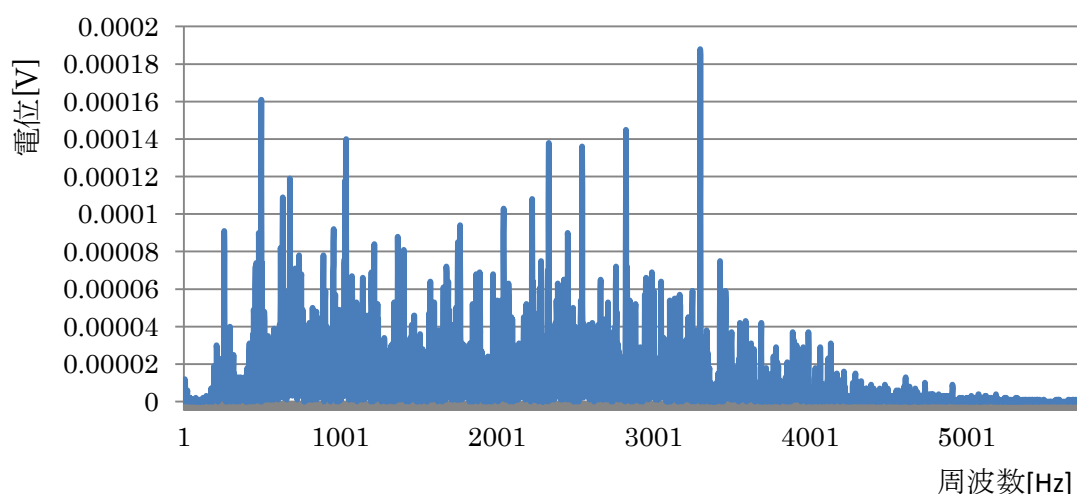


図 37 大腿四頭筋の筋活動における周波数解析

### 4.1.4 心電図

心電図は心臓を構成する心筋が収縮する際に発生する電位の変化を計測し、心電図波形や心拍数などから心臓疾患の診断に用いられている。基本的に、心臓が 1 回収縮するたびに図 38 のような波形が一組心電図上に記録される。それぞれの凹凸部分に書かれているアルファベットが波の名前であり、P 波、Q 波...と呼ばれる。心筋細胞は元々電気的なエネルギーを携えており、仕事のメッセージ(号令)を受けると一気に、そのエネルギーを放出する。

心房の心筋細胞から発せられた、エネルギーによって P 波が描かれる。次に、心室の心筋細胞が発したエネルギーで QRS 波が描かれる。その後、心室の心筋細胞がエネルギーを充電することで T 波が現れる。

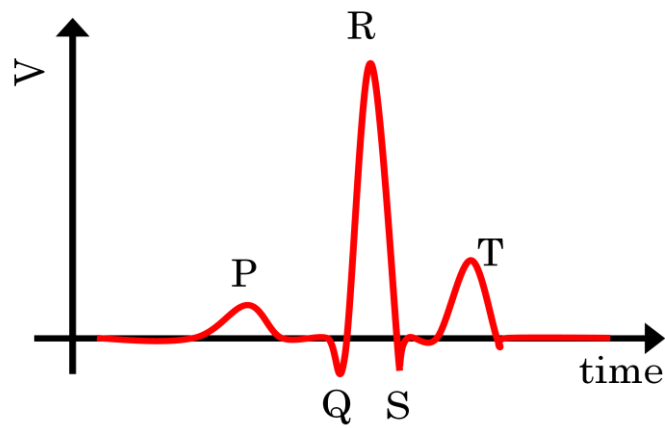


図 38 QRS 波の基本形

#### 4.1.5 床反力計

床反力計は、歩行動作を定量的に分析する際にリハビリテーションの場において、よく使用されている機材である。フォースプレート 1 枚の四方に圧力センサーが存在する。今回使用したフォースプレートは鉛直、前後、左右、3 軸の回転の 6 軸成分を計測することができる。また圧力がかかっている中心を計測することができる。しかし、2 つ以上の圧力が載っている場合、たとえば両足で 1 つのフォースプレートに立つ場合は、圧力のかかる位置座標や、圧力の 6 軸の成分は正しく計測できない。そのため床反力計は片足につき 1 枚ずつ使用する必要がある。



図 39 床反力計

#### 4.1.6 3次元動作解析装置 (Motion capture)

3次元動作解析装置とは、ヒトもしくは物の運動を計測・解析する装置である。この装置は一般的に、動きを捉えるために使用するため対象に装着するマーカー、マーカーが3次的にどのように動いたかを計測するトラッカー、複数トラッカーから得られた情報を統合し1つの動作として記録するPCで構成される。病院などのリハビリテーションや臨床の現場においては、患者の動作の計測などに使用される。近年、スポーツ工学ではスポーツ選手の動作や舞踊の動作の記録・解析に利用される。アメニティの分野ではコンピュータアニメーションなどでヒトらしい動きをCGで再現するために利用されている。

一般的に3次元動作解析装置は、光学式、磁気式、音響式、機械式などの方式がある。様々な方式が存在しているが、被験者にマーカーとなる機材を装着し、被験者の動作を計測するトラッカーがほとんどの方式の動作解析装置に存在する。詳細は付録に後述したので参照されたい。

また、近年は画像解析技術が向上しマーカーを設置しなくとも、カメラで捉えた画像から特定の色や輪郭や点などを定義し、マッピングすることで動作を計測する技術も開発されてきている。しかしながら、マーカーを用いる動作解析程の精度はそれほど高くはない。研究や臨床の分野ではマーカー・トラッカーを使用した3次元動作解析装置が一般的である。

#### 4.1.7 DLT法 (Direct Linear Transformation method) 及びキャリブレーション

光学式3次元動作解析装置はDLT法に基づいて計測を行っている。これは、あらかじめカメラパラメータを算出し、それに基づきトラッカーから得られた2次元座標位置から、マーカーの3次元座標位置を算出する一般的方法である。詳細は付録に後述したので参照されたい。多くの光学式3次元動作解析装置では、カメラパラメータの算出に事前に定めた距離におかれた6個程度のマーカーを撮影することでキャリブレーションを行う。この方法は以下のとおりである。

1. まず計測する動作に収まる空間を考え、その空間全体を写せるように、カメラの位置、向き、焦点を調整する。
2. 次に計測を行う空間内に任意に原点を設定する。原点からの距離を指定し4つのマーカーを設置する。この時の原点からの距離を3次元動作解析装置に入力する。
3. 次に2つのマーカーが接着してある棒を持ち、計測空間内網羅するようにオペレーターが振る。3次元動作解析装置には2つのマーカーの距離を入力する。この振る動作を3次元動作解析装置で撮影する。

本研究で使用した3次元動作解析装置においてもこのようなキャリブレーション方式をとっている。

本研究では、光学式の3次元動作解析装置(MotionAnalysis社製MAC3D System)を用いた。光学式は、反射シールを張り付けた球形のマーカーを関節や骨格上の皮膚に両面テープ等で張り付け、そのマーカーを赤外線などで照らし、反射光をカメラでとらえる動作解析装置である。マーカー1つに対し、2台以上のカメラで撮影することで、3次元的位置を連続的に計測し、1つの動作として計測している。ヒトを計測対象とする場合、回転運動や四肢と胴体の交差等がある。そのため動作の計測には複数台のカメラを使用し、計測を行う動作によってカメラ死角が発生しないようにカメラ配置や動作を準備する必要がある。光学式3次元動作解析装置には、計測対象である被験者に接着するマーカーが2cm程度の大きさで済むため被験者への拘束などが非常に軽減でき普段と変わらない動作を行うことが可能である。本研究での実験では移乗補助器具を使用した際の動作を計測するため、移乗補助器具と干渉せず、被験者への拘束性を低くすることを考慮したため、光学式3次元動作解析装置を使用することとした。

#### 4.1.8 転倒防止について

補助器具の有用性評価の為に製品利用時の被験者の身体的負担の計測を行う中で、転倒防止という観点は重要となる。高齢者に於ける転倒は健常者の比にならないほど致命的である。高齢者は身体機能が低下しており骨粗鬆症である場合が多く、転倒すると骨折することが多い。特に大腿骨頸部の骨折は、転倒の際に骨折することが多いそして治療のためにベッド上での生活を送ることで、更なる身体機能の低下を招き、寝たきりとなる場合が多い。そして90歳以上の高齢者の転倒による骨折後の1年後生存率は70%となる。よって高齢者の転倒防止は、補助器具開発を行う上で非常に重要視しなければならない。

#### 4.1.9 重心動揺計測

ヒトの身体運動の安定性を考えるには重心の運動を解析することが重要となる。運動中の重心の軌道を計測することは困難である。そのため運動学的なパターンと各身体部位の質量、質量中心などの身体部位のパラメータから幾学的に計算する手法や床反力を測定し、2階積分することで重心軌道を計算する手法も知られている。しかし、仮定したモデルが原因で本質的な誤差が生じるとの指摘もある。

先行研究に河村氏ら[59]において、動作中の床反力や身体姿勢から体節の質量、質量中心に関するパラメータ推定する手法がある。以下にその手法を示す。

身体の重心位置を運動学的に求めるには、各リンクの角度、質量、質量中心、身体の総質量が必要である。リンクとは体節のことであるが、身体の部位のパラメータは計測が困難である。その為、河村氏ら[59]、以下の式のように重心位置を推定した。

垂直軸に対する各リンクの角度  $\theta$  と質量  $m$ 、質量中心  $I$ 、リンク長、身体部位のパラメータと総質量  $M$  を用いて重心位置は次式で表される。また、 $i=1$  は足

部（足首からつま先）、 $i=2, \dots, 6$  は下腿部、大腿部、胴体、頭部、上腕部、前腕部をとっている。

$$x(t) = -\sum_{i=1}^6 \frac{\sin \theta_i(t)}{M} (m_i l_i + \sum_{j=i+1}^6 m_j L_j) \quad (5)$$

$$y(t) = -\sum_{i=1}^6 \frac{\cos \theta_i(t)}{M} (m_i l_i + \sum_{j=i+1}^6 m_j L_j) \quad (6)$$

ここで身体部位パラメータ  $m_i, l_i$  をまとめて推定パラメータ  $\mathbf{P}$  を以下のように表す。

$$P_i = m_i l_i + \sum_{j=i+1}^6 m_j L_j \quad (i = 1, \dots, 6) \quad (7)$$

式 (5)、(6) から重心の加速度 ( $x$ 、 $y$ ) は次式で表される。

$$\ddot{x}(t) = -\sum_{i=1}^6 \frac{\ddot{\theta}_i(t) \cos \theta_i(t) - \dot{\theta}_i^2(t) \sin \theta_i(t)}{M} P_i \quad (8)$$

$$= \sum_{i=1}^6 S_{i_x}(t) P_i$$

$$\ddot{y}(t) = -\sum_{i=1}^6 \frac{\ddot{\theta}_i(t) \sin \theta_i(t) - \dot{\theta}_i^2(t) \cos \theta_i(t)}{M} P_i \quad (9)$$

$$= \sum_{i=1}^6 S_{i_y}(t) P_i$$

ここで  $S_{i_x}$ 、 $S_{i_y}$  は、身体位置計測装置から得られた各リンクの角度  $\theta$ 、角速度  $\dot{\theta}$ 、各加速度  $\ddot{\theta}$  から求められる。また、床反力系から求められる前後・垂直方向の力  $F_z$ 、 $F_y$  をもちいて、重心の加速度 ( $x$ 、 $y$ ) のあたりは次式より得られる。

$$\ddot{x} = \frac{1}{M} F_x \quad \ddot{y} = \frac{1}{M} F_y - g \quad (10)$$



ここで  $g$  は重力加速度である。パラメータ  $P$  を加速度 ( $x, y$ ) の値と  $S_{ix}$ 、 $S_{iy}$  の値を用いて最小二乗法で推定する。誤差関数  $E$  を次式で定義する。

$$E = \sum_{k=2}^N \frac{1}{2} \left( \ddot{x}_k - \tilde{\ddot{x}}_k \right)^2 + \sum_{k=2}^N \frac{1}{2} \left( \ddot{y}_k - \tilde{\ddot{y}}_k \right)^2 + \frac{1}{2} \lambda \left[ \{x(t_s) - \tilde{x}(t_s)\}^2 + \{x(t_f) - \tilde{x}(t_f)\}^2 \right] \quad (11)$$

検証実験は、床反力計と 3 次元動作解析装置を用いて起立動作と静止姿勢を 2 種類の動作を指示して測定している。

3 次元動作解析装置や床反力計を用いて計測するため大規模になる。それに比べ重心動揺計は簡便であるため多くの研究報告が存在する。従来重心動揺計測では足圧中心 (Center of pressure : COP) の総軌跡長、面積、前後左右の最大範囲、分散が大きければ姿勢制御の能力が低いと論じられてきた。しかし COP の移動速度や動揺面積と加齢による変化は無関係であるという報告 [60] なされている。姿勢制御は動的に行われるため COP から姿勢制御について言及するには重心動揺の時間的パラメータにも注目する必要がある。時間成分を考慮した制御モデルは Collins と DeLuca によって提案された SDA 法 (Stabilogram-diffusion analysis method) がある。SDA 法では、境界点までの領域を短期間領域 (short-term region) と定義し、その領域では COP が遠ざかる動きを行うと定義している開ループシステム (open loop system) が働き、短期間領域を超える長期間領域では安定座標に COP を戻そうとすると定義する閉ループシステム (close loop system) が働くとしている。山下氏らは、この手法に基づく考察を行っており、SDA 法には転倒のリスク推定できる可能性を示唆している [61]

## 4.2 立ち座り動作時の動作計測

3 次元動作解析装置と筋電位計を用いた動作計測では、移乗補助器具と椅子を重ね合わせて配置した。移乗補助器具の操作はオペレーターが行った。

被験者には、5 回連続して移乗動作を行ってもらった。この実験での移乗動作とは、椅子から移乗補助器具、そして移乗補助器具から椅子までの動作を一連とし

ている。つまり立ち座り動作としては 10 回行っている。

実験の結果比較を容易にするために、被験者には 1 秒ごとに鳴るブザー音を聞かせ、動作に要する時間を一定、つまり動作速度を一定とした。動作の速度を決定するために、健康的な高齢者での可能な動作速度を考慮し、座った状態から座った状態に戻るまでを 8 秒間とした。被験者には実験の動作に十分に慣れてもらうために、計測前に動作の確認や試行を行ってもらった。また移乗補助器具の操作は被験者以外が行った。以下の図 40 に示す。

#### 4.2.1 3次元動作計測と筋電位計測の計測結果

まず、3次元動作解析装置で計測した被験者の立位姿勢による移乗動作と中腰姿勢移乗動作の一例を図 41、42 に示す。一回の立ち座り動作を姿勢ごとにステイックピクチャと実画像で示す。今回の計測では、腰を移乗補助器具に深くかけた時に、器具のひじ掛けのフレームに遮られたため、ポストプロセスにおいて補完作業を行った。図の波形は、上から転子点中点の上方向の変化、体幹角度である。次からの波形は筋電位の整流波形で前傾骨筋、腓腹筋、大腿四頭筋、ハムストリング、上腕三頭筋、尺側手根伸筋、尺側手根屈筋である。ここでの転子点中点とは、左右の両半身の転子点の中間の座標のことである。被験者の 3次元の動作のデータより、立ち座りの動作を切り出した。その際指標としたのが、頭頂部マーカー、転子点中点、体幹角度、である。また、立ち座り動作と移乗補助器具を使用した際の立ち座り動作を転子点中点の位置や体幹角度から立ち上がる動作、座る動作を切り出し、その区間の筋電位を積分した。そして移乗補助器具未使用時に対して使用時の筋電位積分値の変化を、表 3 に示す。また立ち上がり動作の重心の移動距離について比較し、表 4 に示す。

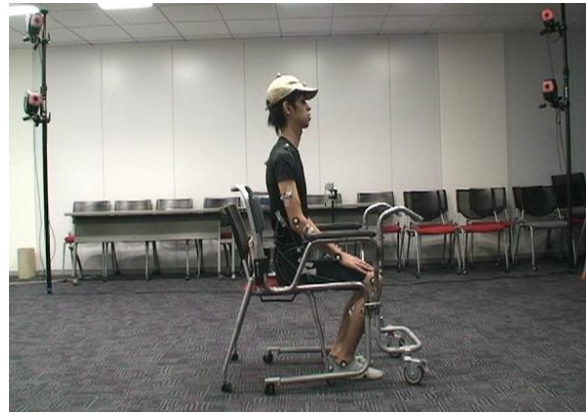


図 40 実験風景

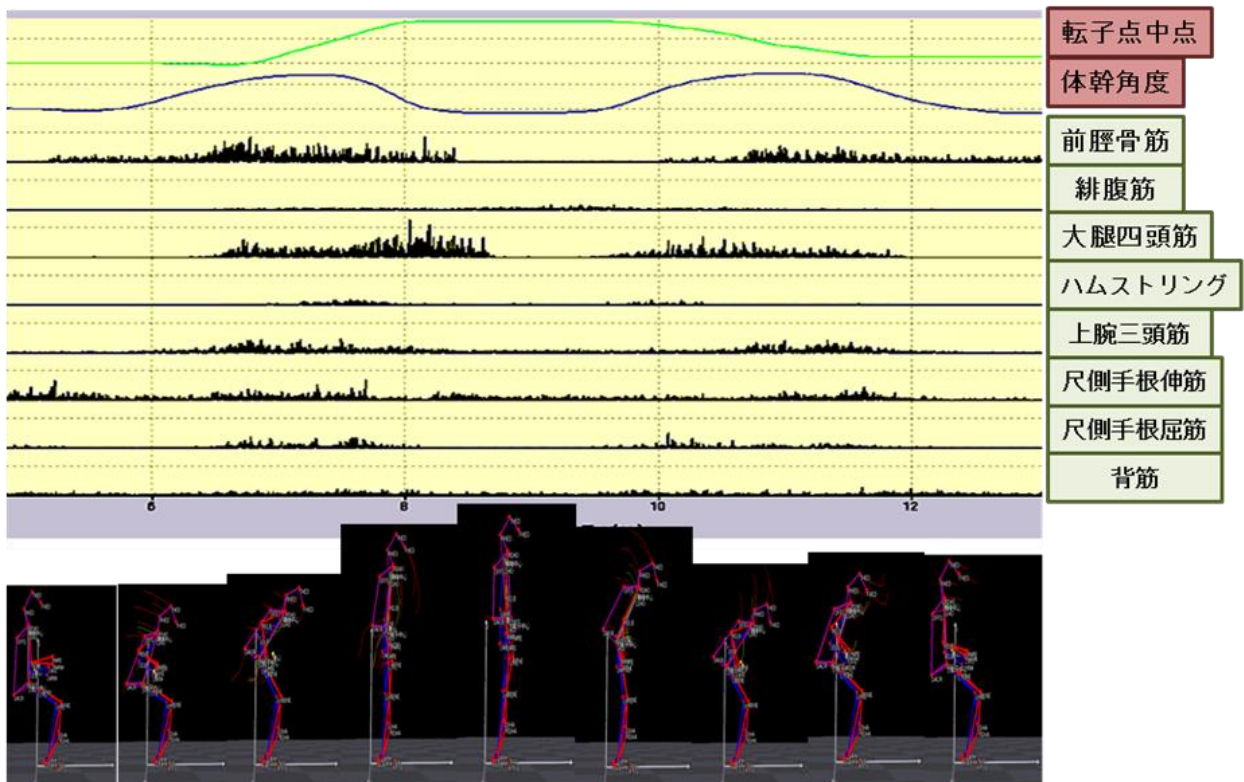


図 41 計測した立位による移乗動作の 3 次元動作と筋電位の結果

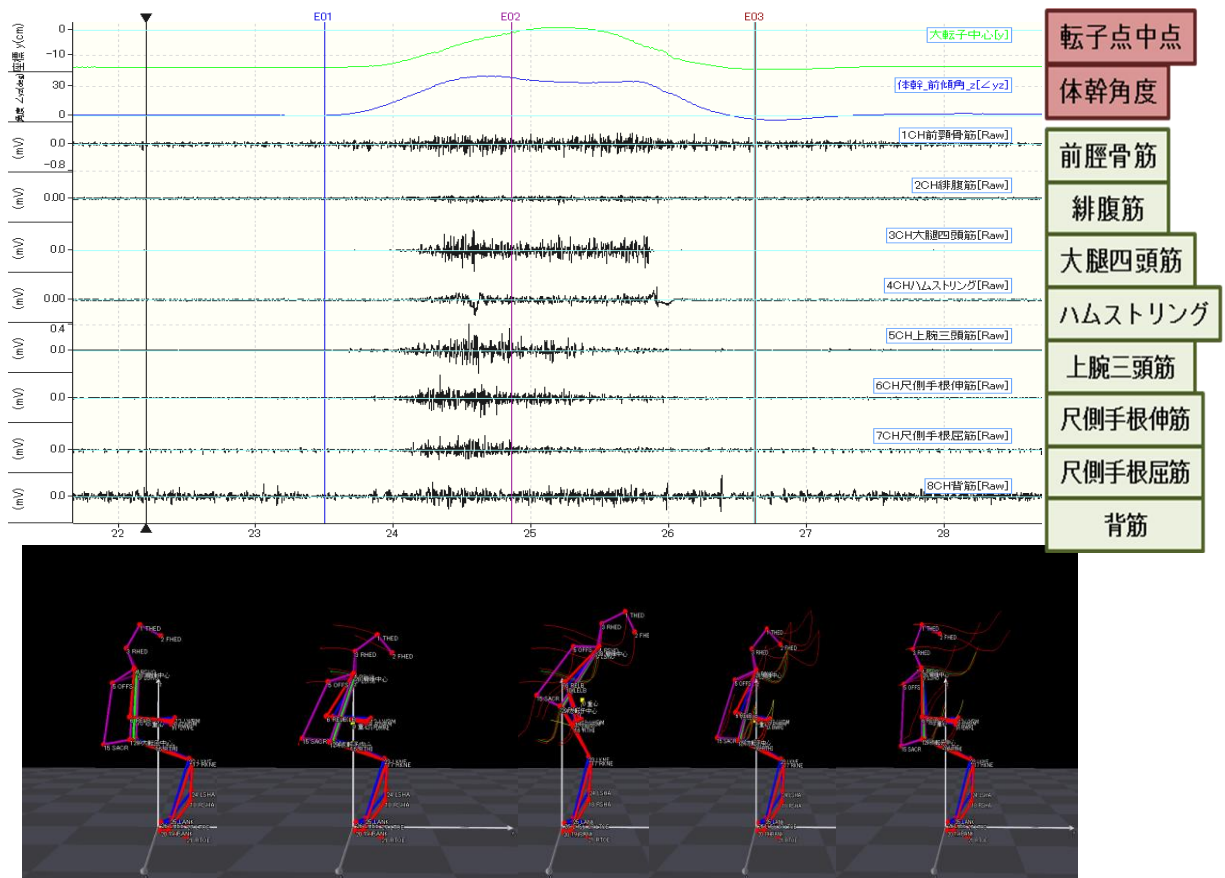


図 42 計測した中腰による移乗動作の 3 次元動作と筋電位の結果

表 2 筋電位比較

	筋肉の部位	被験者 1	被験者 2	被験者 3
立ち上がる	前頸骨筋	0.37	0.49	0.64
	緋腹筋	0.83	0.78	0.97
	大腿四頭筋	0.66	0.36	0.81
	ハムストリング	1.90	0.50	1.07
	上腕三頭筋	1.07	3.34	1.01
	尺側手根伸筋	1.08	1.31	0.96
	尺側手根屈筋	1.07	0.89	0.85
	背筋	0.98	0.87	1.20
座る	前頸骨筋	0.50	0.59	0.80
	緋腹筋	1.01	0.92	0.94
	大腿四頭筋	0.49	0.57	0.85
	ハムストリング	2.16	1.60	0.96
	上腕三頭筋	0.89	0.96	1.07
	尺側手根伸筋	0.79	0.89	0.86
	尺側手根屈筋	0.79	0.86	0.95
	背筋	1.16	1.18	0.93

表 3 重心の移動距離の比較

	被験者 1	被験者 2	被験者 3
座る	0.89	0.03	0.90
立ち上がる	1.00	0.84	1.08

#### 4.2.2 重心推定について

本実験では床反力計を使用しなかったため、重心推定には近似モデルを使用した。このモデルは、身体を胴体部、左右両半身の膝部、脛部、足首部の7つのセグメントの剛体モデルである。これに3次元動作解析装置から各肢体の動作を適用し、重心を推定した。これは国際姿勢歩行学会でも提唱されている方法である。今回はこの方法を用いて重心推定を行った。以下に重心推定のモデルを図42に示す。また計測した動作より算出した重心の軌道を図43に示す。

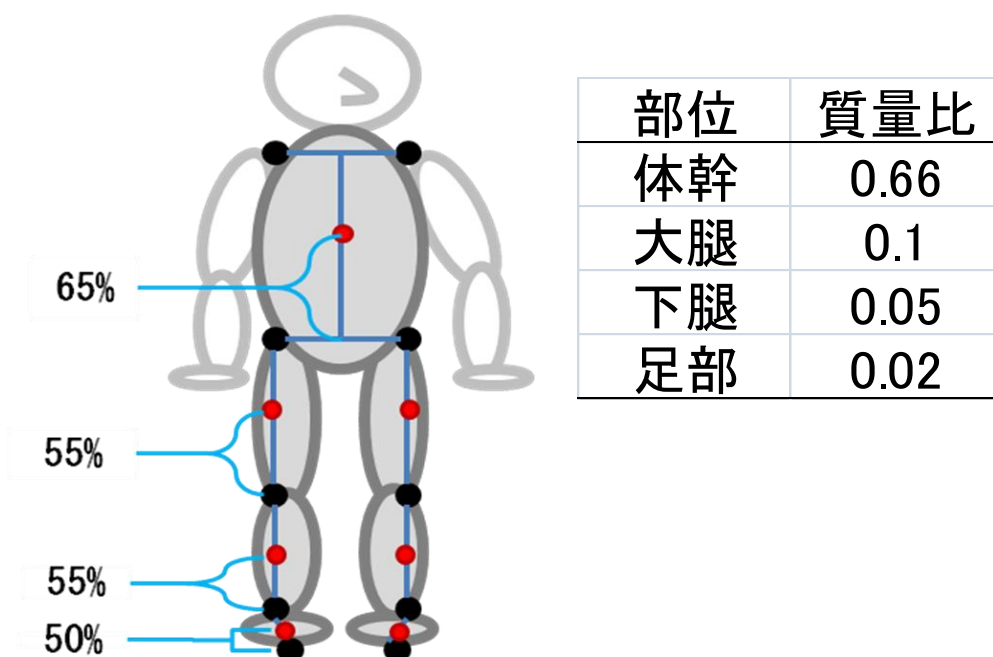


図 42 重心推定の剛体リンクモデルとリンクモデル体節ごとの質量比

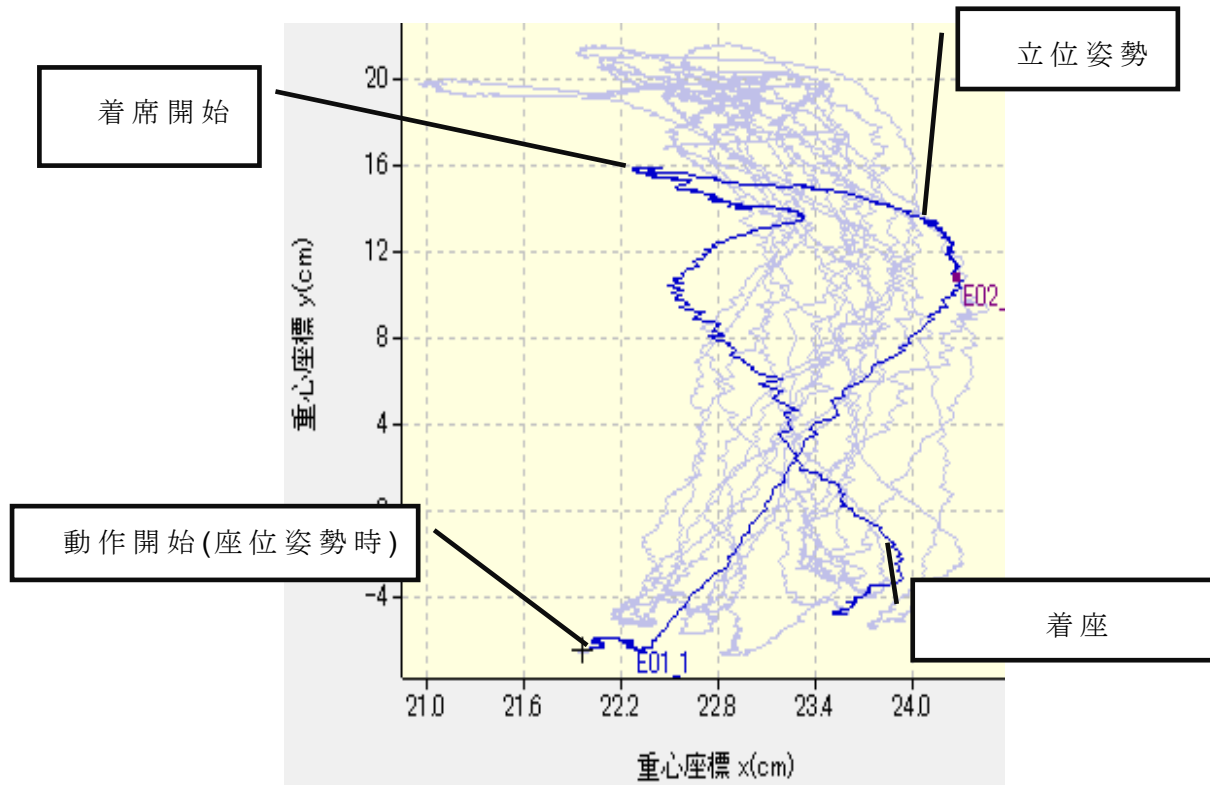


図 43 被験者の重心移動

#### 4.2.3 実験考察

前傾骨筋、大腿四頭筋に大きく差がみられ、移乗補助器具を使用した際の筋電位積分値が減少している。前傾骨筋は足首の屈筋、大腿四頭筋は膝関節の伸筋である。よってこれらの筋の筋電位が減少したことは、移乗補助器具によって負担がある程度軽減されたと考えることができる。考えられる原因としては、移乗補助器具と椅子の座面に高低差があるためと考えられる。本来の椅子よりも高い位置からの座位姿勢から立位姿勢を取るため、位置エネルギーが小さくて済むと考えることができる。

背筋の筋電位は大きく発生しなかった。背筋は、左右の体幹の傾斜に関わっている。今回の動作では、前後方向のみの体幹移動で行う。背筋の活動がみられなかったので、計測中に体の左右の傾きなど、比較検討するにノイズとなる横方向への動作はなかったと考えることができる。

また重心の移動距離は移乗補助器具使用時において減少した。重心移動は、転

倒の防止を考える上で重要である。特に高齢者の転倒事故は、骨折を伴い可能性がある。骨折した場合、運動が制限されベッドでの治療を余儀なくされるが多くの高齢者がそのまま寝たきりとなってしまう。このことから補助器具には転倒防止という観点も重要となってくる。補助器具からの立ち座り動作において重心移動が減少したことは、ある程度の転倒防止に寄与すると考えられる。重心移動距離が減少した原因としては、筋電位減少と同様に座面による差が出たものと考えられる。

このことから本研究で使用した移乗補助器具は下肢への身体的な負担を軽減する有用性があると考えられる。これより、立ち座り動作において移乗補助器具を使用した場合には、筋肉の負荷が減少し、重心変動が小さくなり重心が安定し転倒しにくくなると考えられる。立ち座り動作という一般的な生活動作を移乗補助器具で行った場合でも、筋電位積分値や重心の移動距離などにおいて差がみられるため、個々の補助器具使用の際の動作の以外の一般的な動作でも計測できる可能性が示せたと考える。

### 4.3 立ち座り動作時の脳活動計測

#### 4.3.1 実験目的

ヒトの感じる負担・疲労には、身体的な負担と精神的な負担があると考えられる。先の動作解析装置と筋電位計を用いて身体的な負担を計測・解析を行った。他の研究においても筋電位や筋張力や乳酸値などから身体的な負担を測っている。今回の実験では、前実験と同様に被験者の行う動作を一定に行い、ヒトの感じる負担・疲労を脳活動から計測・解析し定量的な身体的負荷の計測の可能性について検討した。

#### 4.3.2 実験方法

今回の実験では、ヒトの感じる負荷・疲労を計測するために、前実験において

身体的な疲労を計測した方法と同じ実験を行った。一般性を考慮した身体的負担の計測方法確立のため、以下のような動作時の脳活動を計測した。

### ① 座位移乗による移乗動作の脳活動計測

2つの椅子の間を腰で座面を滑るように移乗する。座位移乗は、腰を上げずに座面に滑るように移動する移乗方法である。この動作は、腰の上下運動が伴わないので介護者・要介護者にとって負担の少ない移乗方法であり、要介護者でも自立して行える可能性は高いと考える。一般的な座位移乗の手順としては以下のようになる。

1. 移乗前に座っている器具と移乗後に座る器具とをできるだけ近接させ、2つの器具の間に高低差やひじ掛けや柵など干渉するものを除く。
2. トランスファーシートもしくはボードと呼ばれるナイロン製のシート等を要介護者と座面の間に差し込む。これにより、車いすの凹凸や衣服と座面の摩擦を解消し、腰を滑りやすくする。
3. トランスファーシートもしくはボードの上で腰を滑らせるように移乗する。体幹を前傾させながら、両手でバランスを保持させて移乗する。

この実験では上記手順の1、2を簡素化することとした。そのため同じ形状の椅子で座面や椅子同士の間干渉や抵抗にならないように準備を行った。よって被験者が座位移乗において移乗動作のみを行う動作を計測した。また座位移乗の動作を計測前に被験者に十分に練習し慣れてもらった。

被験者には、2つの椅子の一方に座ってもらい、指示と同時にもう一方の椅子に座位移乗を行ってもらった。実験は Rest10秒 → Task10秒 → Rest10秒とし、10回繰り返し行った。Task開始とともに被験者に対し指示をだし、Task終了前に移乗動作が終了することを確認した。移乗終了後は安静状態になってもらった。



## ② 補助器具を使用した移乗動作の脳活動計測

移乗補助器具を用い、中腰になるまで腰を上げて、移乗補助器具の座面に移乗する動作おこなった。移乗補助器具の操作は、被験者以外が行い、被験者が指示を受けて中腰姿勢を取ると同時に操作した。移乗補助器具による移乗を計測前に十分に慣れてもらった。実験は Rest10 秒 → Task10 秒 → Rest10 秒とし、10 回繰り返し行った。

## ③ 腰を椅子の座面から離れた状態を保つ動作の脳活動計測

先ほどの移乗補助器具を使用し、開眼し座った状態（動作①）と、腰を上げたままの姿勢を保持してもらう動作（動作②）を交互に行ってもらった。動作の間、課題実行前、終了後には閉眼し 10 秒間安静状態を取ってもらうこととした。実験は Rest10 秒 → Task（動作①）10 秒 → Rest10 秒 → Task（動作②）10 秒 → Rest10 秒とし、7 回繰り返し行った。使用機器は、島津製作所 社製 FOIRE-3000 8チャンネルを使用し、前頭に左右対称 4チャンネルずつ配置した。



図 44 実験風景と NIRS のプローブ配置

### 4.3.3 実験結果

全被験者の共通した計測結果として、課題遂行時には、Oxy-Hb 濃度・長が増加し、安静時には減少するという傾向が見られた。従って、課題に依存した Hb 濃度・長変化は計測できていると考えられる。図 45 ある被験者の優位差が見られたチャンネルのトレンド画像である。

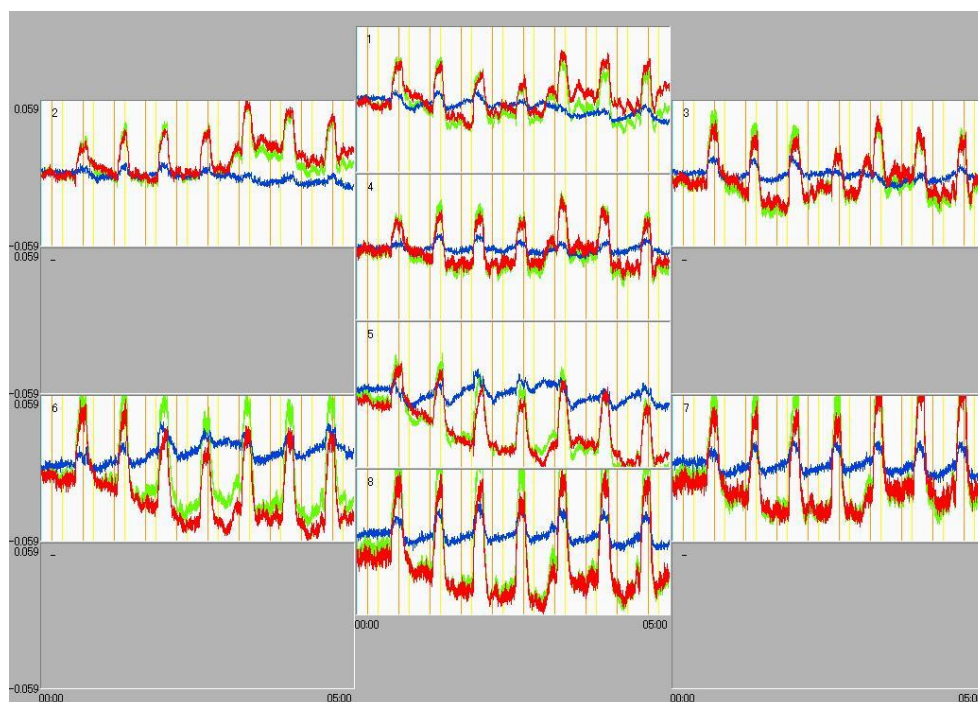


図 45 NIRS トレンド画像

解析には、一標本 t 検定を用いた。標本は、①、②では課題の、③では課題中の約 4 秒間の脳活動データを標本した。まず、同一課題の検定に関しては、1 回目の試行と、2 回目から 9 回目の試行を検定に掛けることで、統計的優位差が見られるまでの試行回数について検証を行った。

同一課題において、一標本 t 検定を行った場合、課題①では、3 回目の試行から統計的優位差が確認されたのに対し、課題②では、7 回目以降であった。図 46、図 47 に統計的優位差が確認された部位を示す。検定結果は、左脳半球のみで統計的優位差が確認された。

次に、移乗動作を移乗補助器具なしの場合とありの場合で、同一の試行回数の計測データで解析を行った。この解析においては、同一課題の一標本 t 検定を行った結果とは異なり右脳においても統計的優位が確認できた。また、優位差の現れ方に 2 種類の傾向が見られた。第 1 に、1 回目の試行から優位差が確認されるパターン、第 2 に後半の試行のみで優位差が確認できるパターンである。優位差が見られた部位を図 47 に示す。

次に課題③についての解析結果を述べる。課題③では、着座と中腰という2種類の姿勢を交互に繰り返している。そこで、まずは同一姿勢の試行1回目と、2回目から5回目の試行時の脳活動データ約4秒を用いて解析を行った。解析結果として、2回目の試行に関しては計測部位全域において統計的優位差が確認でき、5回目の試行に関しては、特定のチャンネルで統計的優位差が確認できている。図48に、5回目の試行データを用いた解析結果を示す。

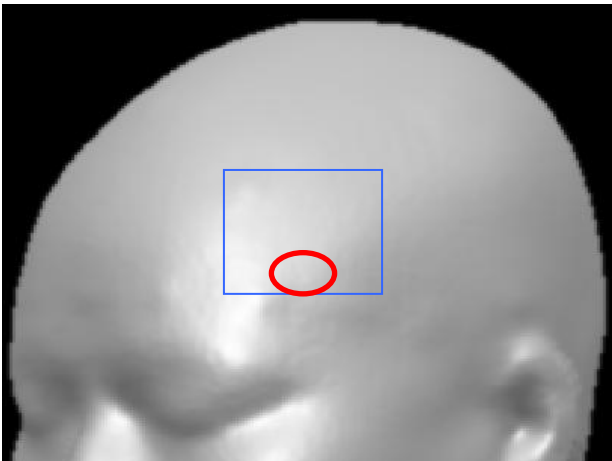


図46 座位移乗動作計測において有意差がみられた部位（左）

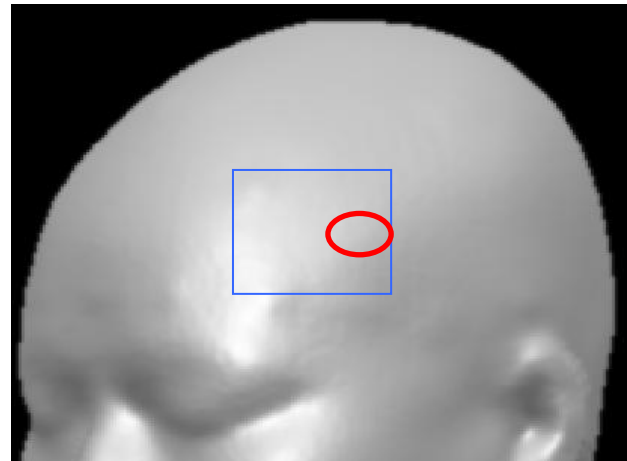


図47 中腰姿勢による移乗動作において有意差がみられた部位（右）

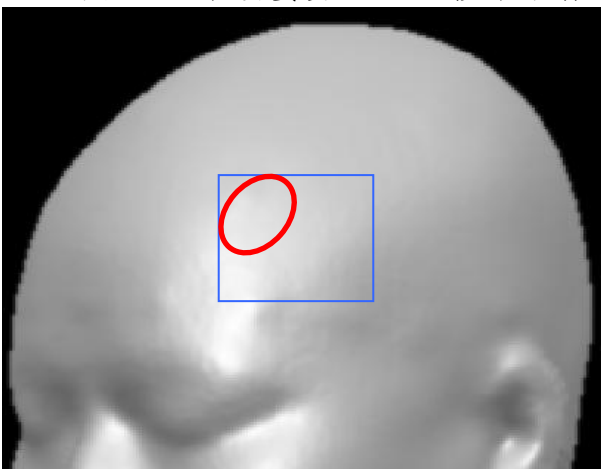


図48 座位移乗と立位姿勢による移乗動作の有意差がみられた部位（左）

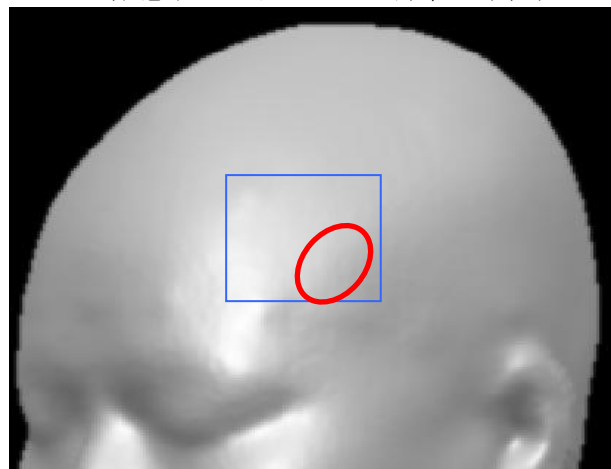


図49 座位姿勢において有意差がみられた部位（右）

次に、中腰姿勢での解析に関しては、統計的な優位差を確認するには至らなかった。しかし、傾向として試行回数が増えるにしたがって活動が全体的になっていく被験者と、変化がほとんど見られない被験者の2パターンに大別できた。また、着座及び中腰姿勢時の検定結果に関しても、全体的に徐々に活性化して行く

パターンと、逆に賦活するパターンに大別され、局所的な優位差は確認されなかった。

#### 4.3.4 実験考察

本実験では、脳活動を基準とし、身体的および精神的負担を定量的に計測することを試みた。結果として、試行回数や維持する姿勢による負担の変化が脳活動に差が見られることは確認できた。本実験は、課題後、あるいは課題中の静止状態での脳活動の計測結果を元に一標本 t 検定を行っており、皮膚血流を計測している可能性は否めないが、体動や首の角度変化による脳血流の変化といった外乱となる要素は可能な限り除去する手法で行っている。また、動作においても一定のしたがって、本実験で統計的優位差が確認できたことは、課題遂行による負担というものをある程度、定量的に計測が出来ていると考える。

また先行研究によれば、負担や疲労に関係する脳部位として、Advanced Trial Making Test を試行中の脳活動を PET で計測し、ブロードマンマップ 11 野、10 野の活性低下が報告されており [24]、この結果を少なからず支持するものとなった。

現段階では、被験者数を増やす必要性はもちろん、脳活動だけでなく筋電位など他の生体信号との同時計測を行う必要性など実験手法の問題は否定できないが、動作による差が計測できたという点で、一般動作を定量的に身体的負担を計測することに関して、ある程度の結果が示せたと考えている。

### 4.4 NIRS による立ち座り動作の計測

#### 4.4.1 実験目的

前実験では、3次元動作解析装置、筋電位計と NIRS による計測を個々に行ってきた。3次元動作解析装置、筋電位計では身体的負担を、NIRS ではヒトの感じる負担・疲労を計測してきた。その中で、一定の動作を何度も繰り返すという

実験方法をとってきたが、3次元動作解析装置、筋電位計における計測においても、NIRSによる計測においても、条件や試行回数、姿勢の実験条件において計測結果に差が出てきていることが分かった。今回は、同時計測を行い身体的負荷が被験者にどの程度掛かっているかを計測し、NIRSによる脳活動計測でヒトの感じる負荷・疲労を定量的に計測することを試みた。

#### 4.4.2 実験方法

この実験では、3次元動作解析装置、筋電位計、床反力計、NIRSを用いて立ち座り動作の同時計測を行った。3次元動作解析装置はMAC3DSYSTEMを用いた。今回床反力計とNIRSとの同時計測となるため、マーカの遮蔽が問題になると考えられる。よってより精度よく、またマーカの欠落を防ぐため、赤外線カメラ12台を用いた。

NIRSを被験者近くに設置しなければならないため、被験者を中心に均等に配置せず、被験者両側を重点にカメラを配置し転子点や膝蓋骨点などの陰になりやすいマーカを捉えるよう配置した。またヘレン・ヘイズ法に基づき37カ所にマーカを配置した。前実験の27カ所に比べ増加しているが、今後筋骨格シミュレータによる解析に対応させるため、マーカ2点の位置から関節の中心を推定することを前提にマーカを張り付けた。

筋電位計はキッセイコムテック社製MQ16を前回と同じく使用したが、16ch計測できるタイプを使用した。計測箇所は、左右両半身の尺側手根屈筋、尺側手根伸筋、上腕三頭筋、広背筋、大腿四頭筋、ハムストリング筋、前頸骨筋、腓腹筋である。電極は株式会社アドバンス製のレクトロードNPを使用した。電極は1cm程度離して皮膚表面に張り付けた。子機のGND電極は、左半身の転子点上の骨盤の骨が触って確認できる箇所の皮膚に張り付けた。今回左右両半身に電極を付けたため、各電極からある程度離れており、電極直下に骨格筋がない場所を選んで張り付けた。今回、床反力計を使用した。床反力計は片足が1枚ずつ載る様に設置した。その際移乗補助器具や椅子などの脚部が床反力計に載らないよう位置・高さを調整した。NIRSは近赤外光を用いて脳活動の計測を行う。3次元

動作解析装置もカメラからマーカを捉えるために LED で赤外線照射しているが、干渉し NIRS の結果にノイズとならないことを確認した。以下に実験風景を図 50 にしめす。

#### 4.4.3 動作課題について

実験タスクは以下の 3 通りを計測した。被験者は全員右利きで 20 代男性 6 名である。

##### ・立位姿勢による立ち座り動作

移乗補助器具を用い、立位姿勢をとった後に移乗補助器具の座面に移乗する動作おこなった。移乗補助器具の操作は、被験者以外が行い、被験者が指示を受けて中腰姿勢を取ると同時に操作した。移乗補助器具による移乗を計測前に十分に慣れてもらった。実験は Rest10 秒 → Task10 秒 → Rest10 秒とし、30 回繰り返し行った。

##### ・中腰姿勢による立ち座り動作

移乗補助器具を用い、中腰になるまで腰を上げて、移乗補助器具の座面に移乗する動作おこなった。移乗補助器具の操作は、被験者以外が行い、被験者が指示を受けて中腰姿勢を取ると同時に操作した。移乗補助器具による移乗を計測前に十分に慣れてもらった。実験は Rest10 秒 → Task10 秒 → Rest10 秒とし、30 回繰り返し行った。

##### ・中腰維持動作

上記 2 つのタスクとは異なり、移乗器具は使用せず、二種類のタスクを交互に行った。1 つは着座したまま目を開けているタスク（動作①）である。もう 1 つは中腰になり、その姿勢を保持しているタスク（動作②）である。実験は Rest10 秒 → Task10 秒 → Rest10 秒 → Task10 秒 → Rest10 秒とし、15 回繰り返し行った。中腰保持動作は、被験者に一定の負荷を与えることを目的として

いる。それにより負荷を与えた時と与えていない時の被験者の活動を捉えることで、負荷による被験者が感じる疲労を計測することを試みた。



図 50 3次元動作解析装置、筋電位計、NIRSによる実験風景

#### 4.4.4 実験結果

本実験では、ヒトの身体的、精神的な負担の計測を3次元動作解析装置、筋電位計測、床反力計、NIRSを用いて同期をとって計測した。

##### ・3次元動作解析

3次元動作解析装置で計測した被験者の動作の一例を図51に示す。1回の立ち座り動作をスティックピクチャと実画像で示す。今回赤外線カメラは12台使用した。これにより前実験より補完作業によって数学的に補完することは少なくなり精度高く計測できた。

3次元動作解析装置および筋電位計による移乗動作の計測結果を図51に示す。図の波形は、上から頭頂点のマーカ―垂直方向の変化、重心の前方方向への変化

である。次からの波形は筋電位の波形で右尺側手根伸筋、左尺側手根伸筋、右上腕三頭筋、左上腕三頭筋、右大腿四頭筋、左大腿四頭筋、右前頸骨筋、左前頸骨筋、右尺側手根屈筋、左尺側手根屈筋、右広背筋、左広背筋、右ハムストリング、左ハムストリング、右腓腹筋、左腓腹筋である。そして、被験者の3次元の動作のデータより、立ち座りの動作を切り出した。その際指標としたのが、頭頂部マーカー、左右転子点中点、体幹角度、フォースプレートである。

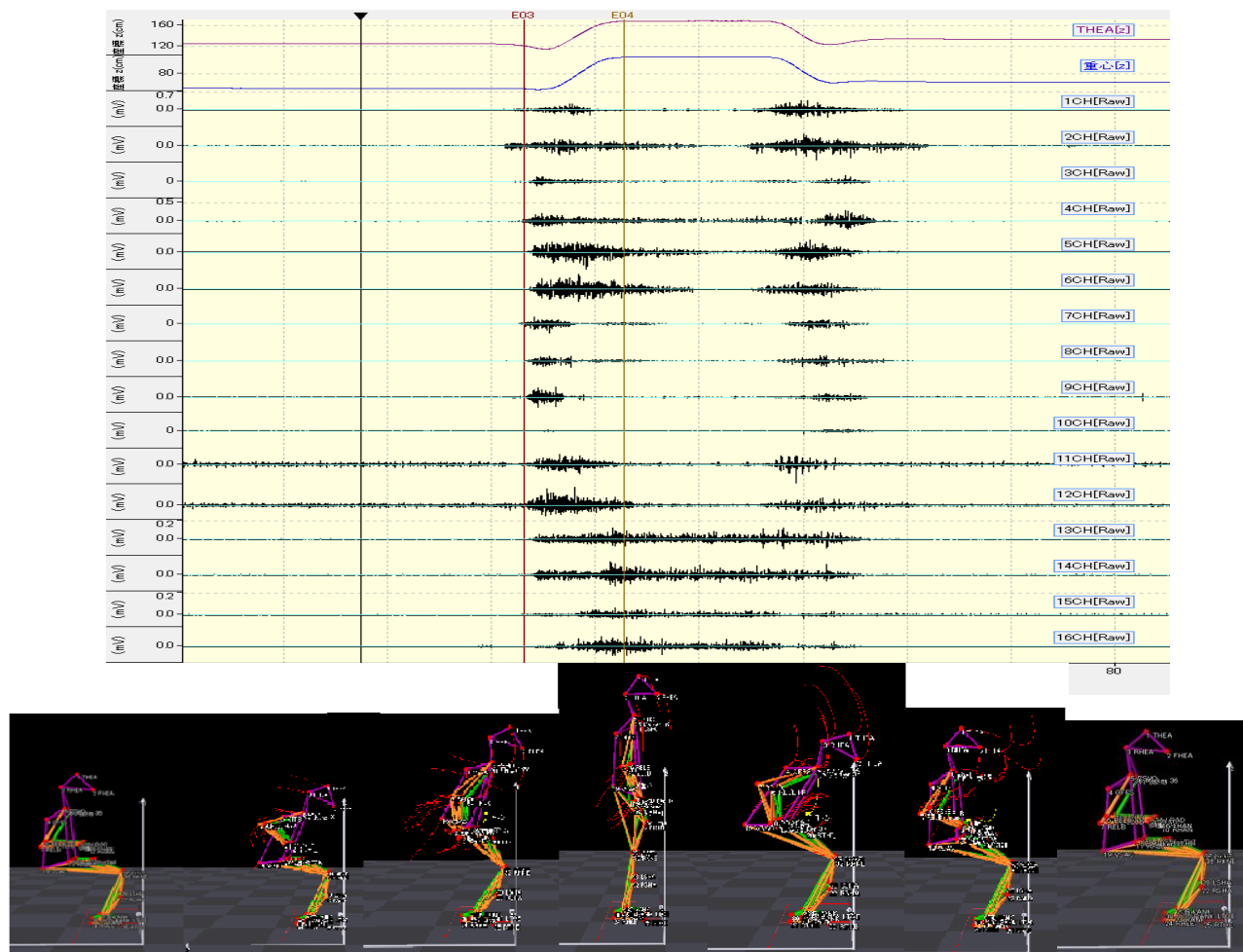


図 51 立位による移乗動作

また、立ち座り動作と移乗補助器具を使用した際の立ち座り動作を転子点中点の位置や体幹角度、フォースプレートの圧の変化から立ち上がる動作、座る動作を切り出し、その区間の筋電位を積分した。そして移乗補助器具未使用時に対して使用時の筋電位積分値の変化を、表 5 に示す。次に、ヘレン・ヘイズ法によるマーカーの配置から重心位置を推定し、立ち上がり動作の重心の移動距離について比較し、表 5 に示す。



## ・筋電位計

本実験でも、立ち座り動作を切り出し筋電位の積分を行い比較した。筋電位の切り出しには 3 次元動作解析装置による被験者の動作および床反力計の結果から判別した。積分し条件ごとに比較した。主に頭頂点、左右転子点の midpoint と床反力の反応に着目し、動作の切り出しを行った。

表 5 ある被験者の移乗補助器具と椅子からの立ち上がりの際の筋電位の比較

	筋電位比	
	右	左
尺側手根伸筋	0.83	0.83
尺側手根屈筋	0.78	0.91
上腕三頭筋	0.84	0.92
広背筋	0.93	0.93
大腿四頭筋	0.82	0.73
前頸骨筋	0.43	0.30
ハムストリング筋	0.86	0.79
腓腹筋	0.91	0.86

## ・床反力及び筋骨格シミュレーション

今回は、筋骨格シミュレータの nMotion muscularous を用いて重心位置、筋張力、をシミュレーションによって推定した。

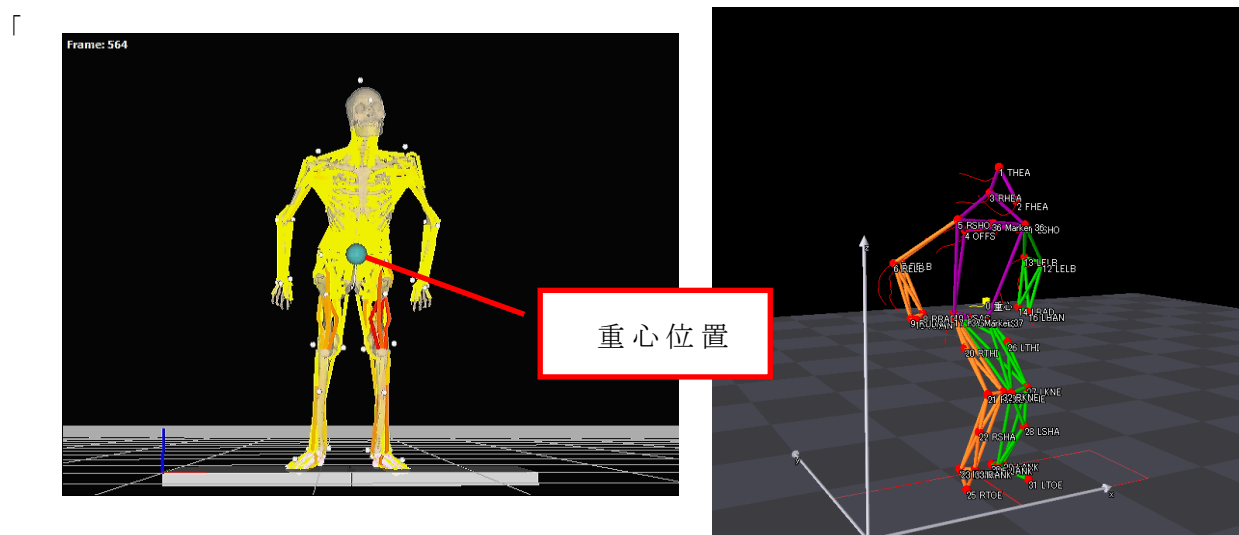


図 52 nMotion による筋張力および重心位置結果  
(左：nmotion、右：スティックピクチャ)

## ・ NIRS による解析方法及び計測結果

この計測結果においても一標本 t 検定を行った。解析用のサンプルデータは TASK 後の REST の前半約 3 秒を標本として用いた。また、試行 1 回目と、2、3... 回目を標本とした。よって一標本 t 検定は、各被験者の各動作を 29 回ずつ行なった。立位・中腰共に、十分な安静時間を取ったあとで、REST (5 秒) → TASK (10 秒) → REST (5 秒) を 30 回繰り返す。なお、試行一回目は、移乗補助器具から椅子へ移乗する。したがって奇数試行では移乗補助器具→椅子、偶数試行では、椅子→移乗補助機部への移乗動作となっている。またすべての被験者において、Task 開始後から Oxy-Hb 濃度・長が増加し TASK 後 Rest になると減少するという濃度・長の変化があった。TASK 後 REST の試行回数ごとの一標本 t 検定では、Hb 濃度・長が安定してから標本として用いた。

## ・ 立位姿勢による移乗動作の REST 試行回数ごとの一標本 t 検定

立位姿勢による移乗動作での 1 回目と 2~30 回目のそれぞれの試行ごとの一標本 t 検定を行った。6 人中 3 人において前頭前野近辺である 14ch において試行 10 回目ほどより有意差を確認することができた。また 17、28、32ch においても 6 人中 2 人と有意差を確認できた。これらのチャンネルも 14ch と同様に前頭前野に存在する。以下の図 53 に確認された統計的有意差を示す。

## ・ 中腰姿勢による移乗動作の REST 後との一標本 t 検定

中腰姿勢による移乗動作での 1 回目と 2~30 回目のそれぞれの試行ごとの一標本 t 検定を行った。6 人中 3 人において前頭前野近辺である 14ch において試行 10 回目ほどより有意差を確認することができた。また 17ch においても 6 人中 3 人において有意差を確認された。そして 6 人中 2 人が 21ch、28ch、21ch において有意差を確認された。これらのチャンネルも 14ch と同様に前頭前野に存在する。以下に図 54 に有意差が確認された統計的有意差を示す。

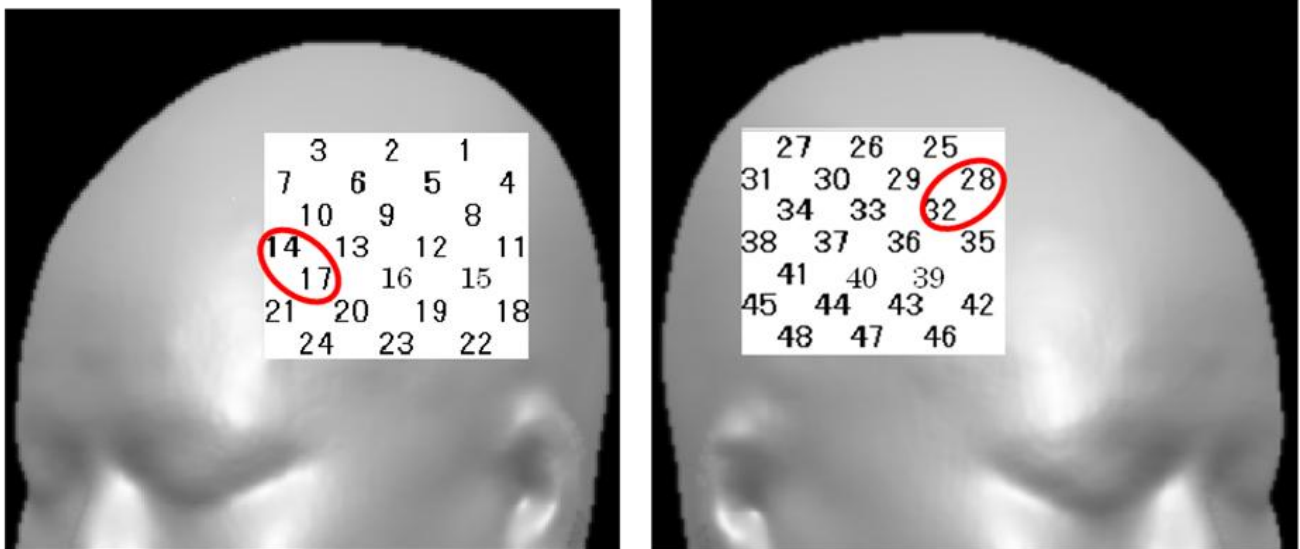


図 53 立位動作における一標本 t 検定結果

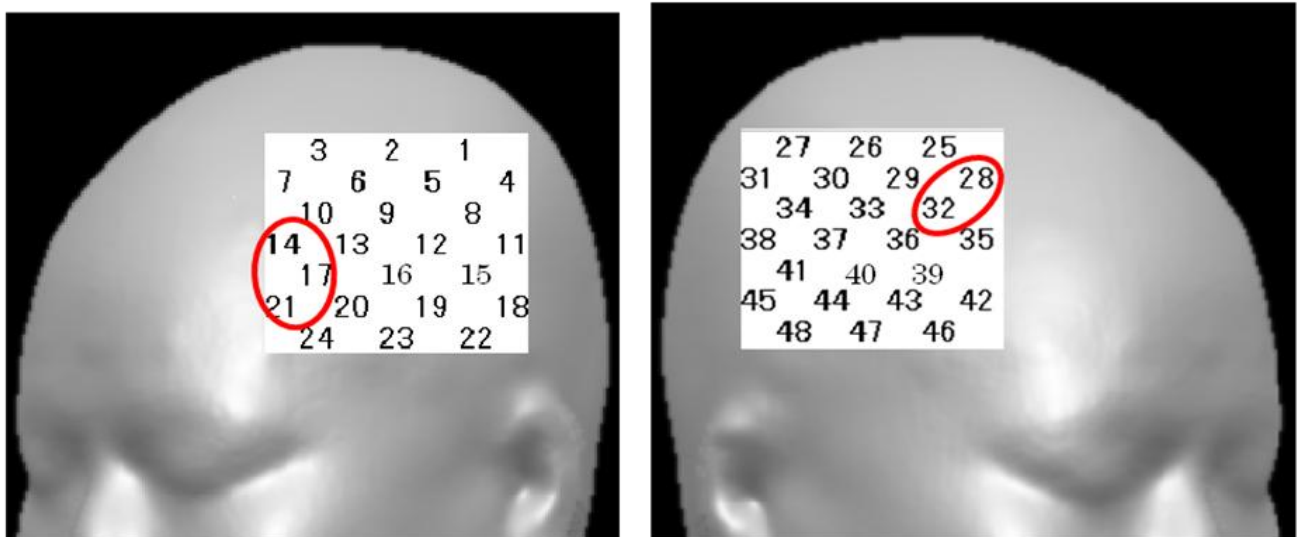


図 54 中腰動作における一標本 t 検定結果

#### 4.4.5 実験考察

本実験において、3次元動作解析装置、筋電位計、床反力計、NIRS を用いて、ヒトの負荷・疲労について計測を試みた。前実験と同様に、移乗補助器具を用いた場合、筋電位が減少した。これは、筋の負担が減少していると考えられる。また重心移動においても減少がみられた。被験者は、立ち座り動作を一定の速度で繰り返した。そのため、一標本 t 検定の際、一次運動野には有意差が表れなかった。試行回数を重ねるごとに身体的もしくは精神的な負荷を感じていることが、前頭前野に試行回数を増すと有意差が確認できたことで、脳活動から負担・疲労を脳活動から計測する可能性が見えてきた。

## 4.5 負荷を課した際の脳活動計測

### 4.5.1 実験目的

前実験において立ち座りという運動課題を行う際の脳活動を計測し統計解析を行うと、前頭前野の部位において、統計的有意差の見られる箇所が存在した。これは立ち座り動作によって負荷を感じた結果が見ることができたと考えられる。この実験では、負荷を追加の負荷を課すことによって、負荷と脳活動の関係性を考察することを目的としている。

### 4.5.2 実験方法

実験方法は、前実験と同様に立ち座り動作を実行している際の脳活動計測と筋電位の活動を計測した。

動作課題は 10 秒以内で立ち上がりそして着座している。また動作課題の前後に 10 秒の安静時間を設けた。被験者が動作を行うタイミングを指示した。計測部位は前回と同様に前頭前野を計測することとし前頭前野を覆うように NIRS プロブを装着した。被験者に課す追加の負荷は、脳活動計測に影響しないように腰に装着した。重りは 5kg、10kg を用意し立ち座り動作に干渉しない腰に装着してもらった。被験者には装着の際にどの重りを装着したかは伝えずに行った。また順番効果を考慮し、被験者ごとに行う実験の順序はランダムに行った。被験者は指示に従い立ち座り動作を行い、可能な限り同じスピードで動作を行ってもらった。被験者には事前に十分に実験の説明を行い、承諾を得た。被験者は健常な 20 代男性 6 名である。

### 4.5.3 実験結果

得られた NIRS データを、前実験と同様に運動課題遂行中の安静時の差分をサンプルとし、試行回数ごとに一標本 t 検定を行った。結果を以下の図 57、58、59 に示す。図中の縁で示したチャンネルに統計的有意差が見られた。また緑の縁は

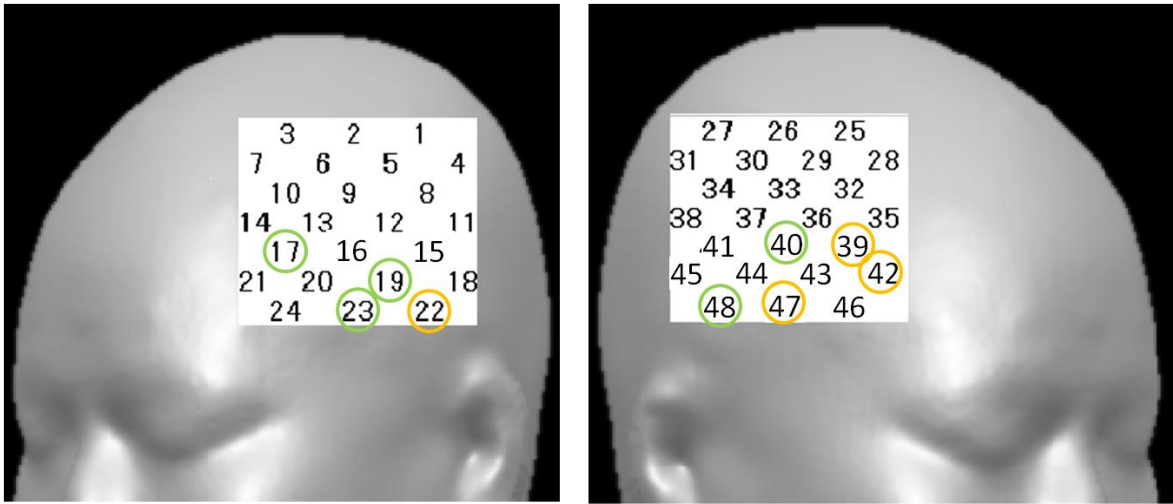


図 57 無負荷時の試行回数ごとの一標本 t 検定結果

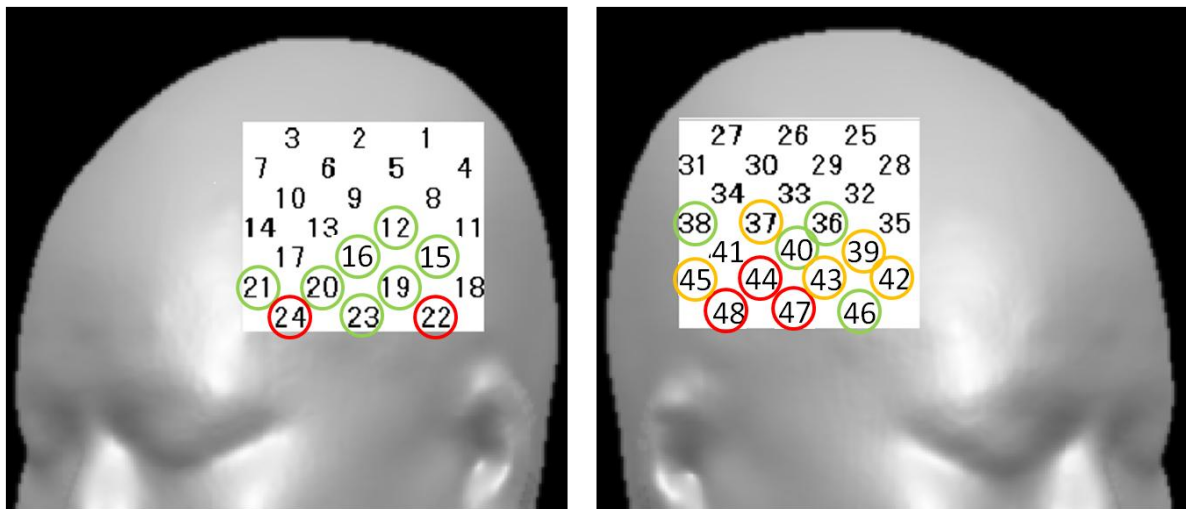


図 58 5kg の負荷を課した際の試行回数ごとの一標本 t 検定結果

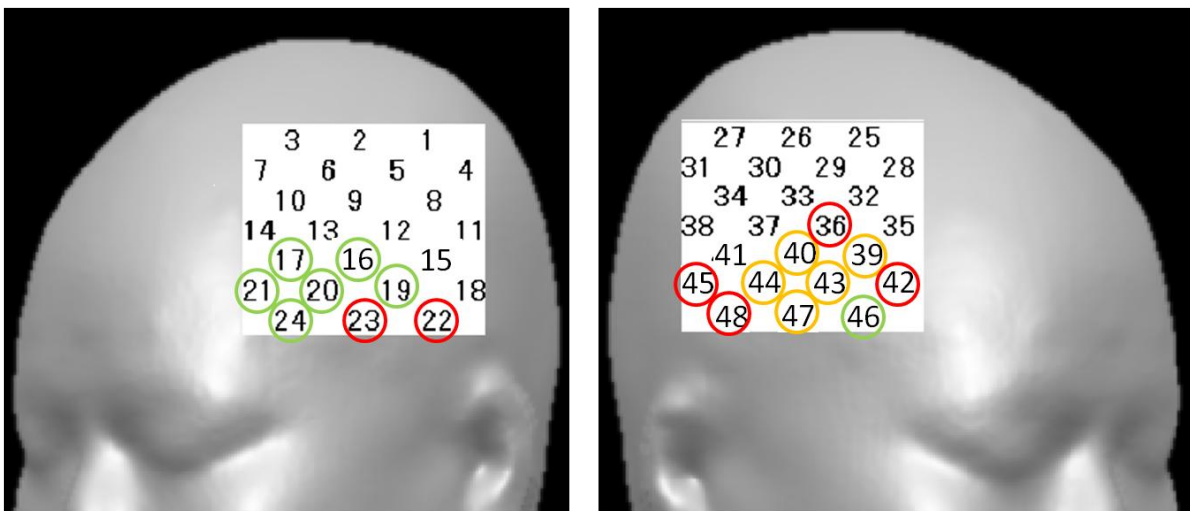


図 59 10kg の負荷を課した際の試行回数ごとの一標本 t 検定結果

6名中3名、黄色は6名中4名、赤色は6名中5名以上において統計的有意差の確認された場所を示す。図に示す通り、負荷を増やすと統計的有意差が見られるチャンネル後半に広がる傾向にあった。

## 結言

本章では、移乗動作に関連の深い生活動作である「立ち座り動作」を対象として実験を行った。はじめに従来手法である筋電位計測及び3次元動作解析によって、「立ち座り動作」における身体的負担を定量的に計測した。その結果、軽度な負担である10回程度の「立ち座り動作」においても、身体的負担が増加していることを計測出来た。

さらに、「立ち座り動作」を行っている際の脳活動計測を行った。具体的には、第3章において提案した手法である、一連の動作中における脳活動計測データから特定の2か所のデータを切り出し、その差分をとることで大きくノイズを低減し、その2か所のデータを用いて一標本t検定という統計的手法を用いて立ち座り動作により生ずるノイズが重畳されたデータを用いても、正確に計測が行えることを明らかにした。

また、第3章と同様の計測手法において、データの切り出し方を工夫することによって身体的負担の変化の計測を試みた。「立ち座り動作」の試行回数の増加に伴う脳活動計測データにおける一標本t検定を用いることにより、身体的負担の増加に対応し脳活動の変化において有意な差を確認することが出来た。このことは、従来手法である筋電位計測及び3次元動作解析手法を用いることによって計測された動作による身体的負担の増加を脳活動計測データの変化と一致していることから本提案手法である脳活動を用いた計測手法の妥当性を確認した。

## 今後の課題

本実験では、被験者数が少数であり、限られた動作における結果であった。今後被験者数を追加すると共に他の生活動作における脳活動計測を行い、提案した計測・解析手法の妥当性について検証を行う。

## 参考文献

- [58]河村耕造, 香川高弘, 宇野洋二, “起立動作中の床反力と姿勢の計測に基づく重心位置推定法,” 電子情報通信学会 信学技報, Vol.108(314), pp.25-30, 2008.
- [59]丸田和夫, “シート角度が立ち上がり動作時の体幹前傾に及ぼす影響,” 理学療法学, 第31巻, 第1号, pp.21-28, 2004.
- [60]山下和彦, “SDA法を用いた高齢者の姿勢制御の評価,” 生体医工学, Vol.45, No.1, pp.121-128, 2007.

## 第 5 章

### 結論

第 1 章では、本研究の背景として日本の”ものづくり”における現状について使いやすい製品の開発、製品におけるヒトの特性への配慮の重要性などから、従来行われてきた調査・研究について概説し、本研究の目的と重要性について述べた。

第 2 章では、「製品設計・開発における課題」、「ユニバーサルデザインの観点」そして、「少子高齢化による課題」について述べた。その中で、NIRS の計測原理、脳活動計測に関する計測機器、身体的負担や疲労における先行研究及び筋疲労について述べ、特に NIRS については計測原理の不確らしさを示した。

具体的には、主に以下 2 つの課題がある。

- ① NIRS の計測原理において、計測に用いる近赤外光の光路長を計測できないため、Hb 濃度変化を正確に算出できない。
- ② 動作を伴う脳活動計測においては、動作による血流変化が頭蓋骨外の頭皮部に大きく生じるため、NIRS の計測結果にノイズとして影響を与える。

従って、本研究では従来の計測手法を改良することによって、上記の課題を解決



するものである。次章では、限られた動作を伴う運転動作を対象とし、脳活動計測手法の確立を試みる。

第3章では、逐次空間情報が変化する周辺状況に対して、運動時の認知・判断・決定を求められる自動車運転を行っている際の脳活動計測を行い、認知活動による脳活動が計測できるか検証した。運転動作は、周辺の状況を見る首や眼球、運転操作を行うペダル操作やハンドル操作といった動作を伴う行為である。NIRSの計測において身体の動作は頭蓋骨外の血流変化を引き起こすノイズであり、できるだけ体を動かさない静的な状態での計測を行うことが一般的であった。本研究においては、一連の動作中における脳活動計測データから特定の2か所のデータを切り出し、その差分をとることで大きくノイズを低減し、さらにその2か所のデータを用いて一標本t検定という統計的手法を採用することによって、NIRSの計測結果に対して動作により生ずるノイズが重畳されたデータを用いても、ノイズの除去が可能なため正確に計測が行えることを明らかにした。

第4章では、移乗動作に関連の深い生活動作である「立ち座り動作」を対象として実験を行った。はじめに従来手法である筋電位計測及び3次元動作解析によって、「立ち座り動作」における身体的負担を定量的に計測した。その結果、軽度な負担である10回程度の「立ち座り動作」においても、身体的負担が増加していることを計測出来た。さらに、「立ち座り動作」を行っている際の脳活動計測を行った。具体的には、第3章において提案した手法である、一連の動作中における脳活動計測データから特定の2か所のデータを切り出し、その差分をとることで大きくノイズを低減し、その2か所のデータを用いて一標本t検定という統計的手法を用いて立ち座り動作により生ずるノイズが重畳されたデータを用いても、正確に計測が行えることを明らかにした。また、第3章と同様の計測手法において、データの切り出し方を工夫することによって身体的負担の変化の計測を試みた。「立ち座り動作」の試行回数の増加に伴う脳活動計測データにおける一標本t検定を用いることにより、身体的負担の増加に対応し脳活動の変化において有意な差を確認することが出来た。このことは、従来手法である筋電位計測及び3次元動作解析手法を用いることによって計測された動作による身体的負担の増

加を脳活動計測データの変化と一致していることから本提案手法である脳活動を用いた計測手法の妥当性を確認した。

今後は、被験者数を追加すると共に「立ち座り動作」以外の生活動作における脳活動計測を行い、提案した計測・解析手法の妥当性について検証を行い、その検証結果から本提案手法の改良を行う必要がある。

以上のことから、従来の計測手法に脳活動計測を新たに追加することによって、動作を伴う身体的負担の計測に関して正確かつ新たな知見などを得る可能性を示した。具体的には、身体的負担における物理的な負荷のみを主に計測していた従来手法の計測データに対し、脳活動計測データを用いることによって、提案した計測手法を用いることにより得られる計測結果には物理的な負荷と生理的且つ心理的な負荷との区別の可能性を含んでいることを示した。

本研究により得られた成果を基に、更なる研鑽を積み重ね行くことにより、製品の使いやすさや有用性について評価を行い、将来的には安全かつ使いやすい製品の設計・開発が可能となる。特に高齢者や障害をもつ人々の為の車いすや介護機器に適応することが強く期待されている。

## 付録

### 付 1.1 筋電位計測（EMG：electromyography）

#### 付 1.1.1 筋肉（muscle）について

筋肉とは、動物の持つ運動に全般に関わる器官である。筋肉は組織学的には横紋筋、平滑筋、心筋の3種類に分類される。動物の運動は、筋肉によってもたらされる。骨格を持つ動物の筋肉は、骨格に付随して姿勢や動作に関わる骨格筋と、消化器官や循環器などに関わる内臓筋に分けられる。またその中でも個体の意思によって動く随意筋と心臓やその他の内臓のように意識せずとも収縮を行う不随意筋という分類にも分けられる。

一般的な筋肉の構造を図 60 に示す。筋肉は筋線維（筋細胞）が無数に集まった束上の組織である。筋線維の大きさは長さ数 cm、直径 10~100 $\mu\text{m}$  である。無数の筋線維が束となり 1 つの筋肉を構成している。

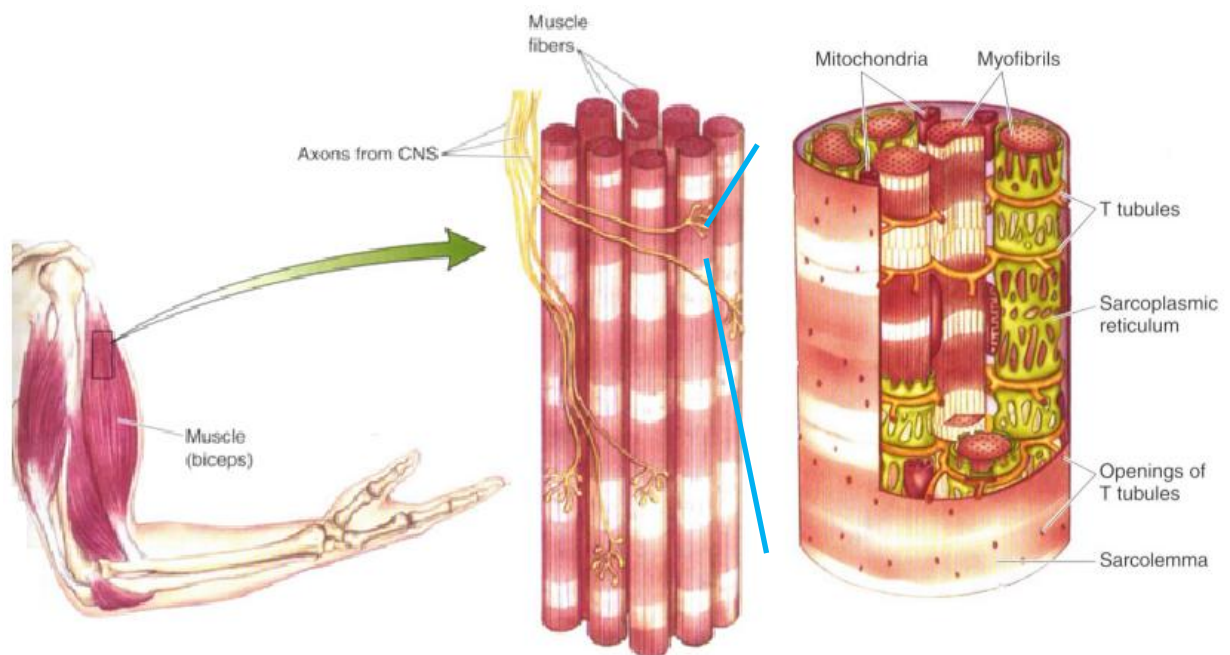


図 60 筋肉の内部構造[62]

## ・横紋筋

横紋筋は骨格筋ともよばれ、この筋の両端の腱は関節を跨いで存在している。関節を挟んで骨格と繋がっているため収縮する際は、関節を屈曲することとなる。よって1つの関節には屈折させるための屈筋と曲がった関節を元に戻す伸筋の2つが対になって存在する。

## ・平滑筋

平滑筋は自律神経系の支配を受ける不随意筋である。この筋肉は内臓や血管の壁面に存在している。ゆっくりと持続的な動きに適した筋組織である。血液を流すための血管の拍動や消化器の摂取した食べ物を送り出す動きはこの平滑筋の収縮で行われている。

## ・心筋

心筋は、心臓を構成する筋肉である。自律神経の支配を受けている。永続的に動き、大きな力を必要とする心臓の動作を担っている。また心筋は心臓以外で存在しない。

### 付 1.1.2 筋電位の発生機序

筋線維は、化学エネルギーを運動エネルギーに変換することで様々な動物の動作に関わっている。筋線維は筋原線維、筋小胞体、T管、毛細血管、Z帯、神経筋接合部からなっており、それが無数の束となり筋肉を構成している。筋原線維は、2つのたんぱく質、ミヨシンフィラメントとアクチンフィラメントによって構成されており、これが結合することで収縮する。

アクチンフィラメントにはトロポシンと呼ばれるたんぱく質が存在している。トロポシンは筋肉が弛緩している際はミヨシンフィラメントと反発してアクチンフィラメントとミヨシンフィラメントの結合を阻害している。しかし、このたんぱく質にカルシウムイオンが結合した時、ミヨシンフィラメントとト

トロポシンが強く結合する。カルシウムイオンがトロポシンに結合することにより、随意的に筋肉は収縮活動を行っている。カルシウムイオンが筋原線維に放出されるには以下のような化学的変化がある。

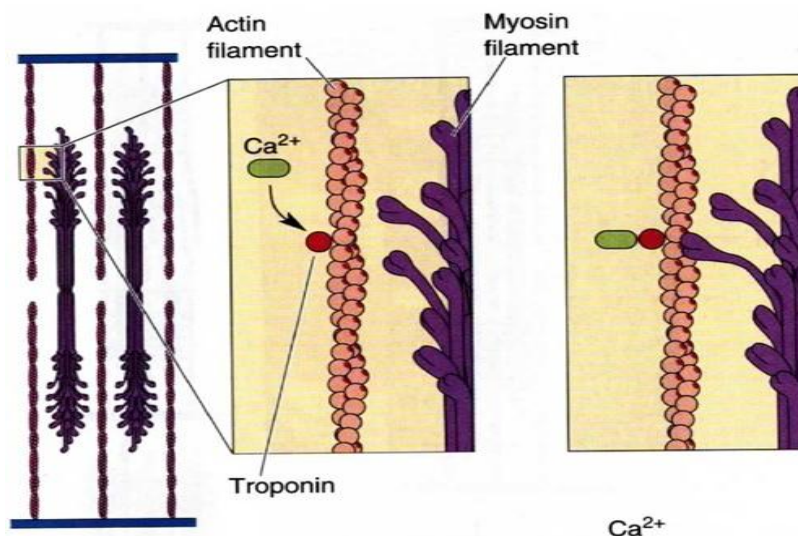


図 61 ミオシンフィラメントとアクチンフィラメントの化学変化 [62]

筋肉が収縮する際、まず運動神経を通じて刺激が筋肉に到達する。すると運動神経終端からアセチルコリンと呼ばれる神経伝達物質が放出される。その時筋線維膜のアセチルコリン受容体に運動神経終端から放出されたアセチルコリンが結合する。アセチルコリンが受容体に結合すると膜に存在するたんぱく質により筋線維膜上の電位が変化し、脱分極 (depolarization) を起こす。脱分極は筋線維膜上を広がるように発生する。筋線維膜と筋小胞体は T 管によって繋がっており、発生した脱分極は T 管を伝達し筋小胞体との接合部に到達する。T 管と筋小胞体の接合部には、カルシウムチャンネルが存在しており、T 管からの刺激が到達するとカルシウムチャンネルは開放する。筋小胞体には、カルシウムイオンが高濃度で存在している。筋小胞体に脱分極が到達すると筋小胞体の膜上に存在するカルシウムチャンネルが開き、筋小胞体中に存在するカルシウムイオンが濃度勾配により放出される。筋小胞体より放出されたカルシウムイオンは筋線維のトロポシンに結合し、アクチンとミオシンが強く結合する。筋電位計測では、このイオンの移動を筋電位として計測している。

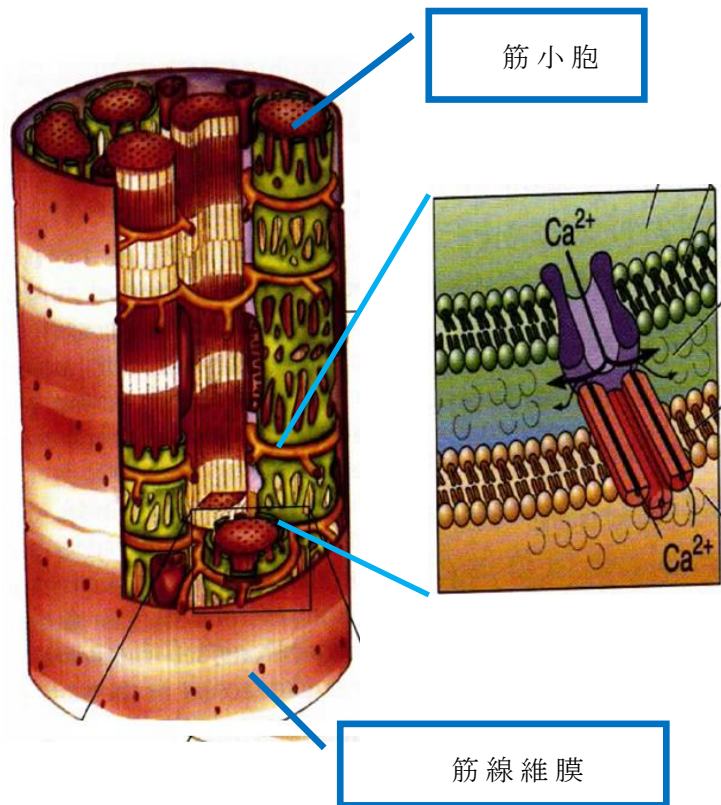


図 62 筋線維中の筋小胞体と T 管接合部[62]

筋が張力を発する時最初の 10 秒程度の間は筋細胞内の ATP（アデノシン三リン酸）を消費している。それ以上長時間の筋張力に必要な ATP はブドウ糖を分解し ATP を作り出す。このブドウ糖は主にグリコーゲンという形で筋肉に蓄えられている。ブドウ糖から ATP を作り出す過程には 2 段階あり、中間産物のピルビン酸を作り出すまでの過程と、その後ピルビン酸を完全に分解してするまでの過程に分けられる。筋肉中のグリコーゲンを使いつくすまでの時間は 30 秒で、無酸素運動中は筋肉内に貯蔵されているクレアチンリン酸 (CP) の分解とグリコーゲンからピルビン酸の生成という 2 つの過程によりエネルギーが供給されている。運動時間でいえば 40 秒程度の運動である。それよりも長い時間の運動ではピルビン酸を分解することで ATP が作られ、36 分子という多量の ATP が作られるが、その際には酸素が必要となる。酸素の供給が十分になされていればピルビン酸は水と酸素にまで分解されるが、短距離走のような酸素供給がなく無酸素運動を行う場合乳酸を生じる。この乳酸は激しい運動後のエネルギーとして使われること知られている。

## 付 1.2.3 次元動作解析装置 (Motion capture)

### 付 1.2.1 光学式について

光学式動作解析装置は、トラッカーに光学カメラ、マーカーには光を反射するシールを表面に張った直径 2cm 程度の球体を用いる。この赤外線カメラはレンズ周囲に赤外線 LED が存在している。LED から照射された赤外光は、マーカーに反射して赤外線カメラでマーカーのみが撮影される。撮影記録されたマーカーはカメラ上で 2次元の座標データとして記録される。複数台のカメラからの 2次元の座標データを合成することで 3次元の動作として記録する。2次元座標の検出には画像の閾値判定を行なっている。カメラから取得した画像の明るさや、色、形状からマーカーを判定している。そのため、光学式 3次元動作解析装置のなかには、マーカーに一定の色が塗られた球体や、LED の光源を用いる装置も存在する。

### 付 1.2.2 磁気式について

磁気式 3次元動作解析装置は、磁気センサーを用いた動作解析装置である。磁気発生するトラッカーとそれを検知するマーカーからなる。多数のトラッカーを使用しなくてもマーカー座標を検知できるが、周囲にある磁性体に影響される。

### 付 1.2.3 超音波式について

超音波式動作解析装置では、超音波を発する器具をマーカーとして、複数のマイクロホントラッカーとして用いる 3次元動作解析装置である。マーカーから発せられるパルス波を複数のマイクで計測し三角測量によって 3次元動作として記録する装置である。被験者に装着する器具は、光学式に比べ大きなものとなっている。

#### 付 1.2.4 DLT 法 (Direct Linear Transformation method)

光学式 3次元動作解析装置は DLT 法に基づいて計測を行っている。これは、あらかじめカメラパラメータを算出し、それに基づきトラッカーから得られた 2次元座標位置から、マーカ-の 3次元座標位置を算出する一般的方法である。DLT 法を用いて計測する場合、DLT 法に用いるカメラパラメータを算出しておく必要がある。このパラメータは、すべてのカメラの位置や向き、計測対象までの距離、計測対象の広さなどに影響され、事前に決まった位置においたマーカ-を計測することによって算出する。DLT 法の基本式は以下のようになる。

実空間座標系  $\Sigma XYZ$  とカメラのレンズを中心に原点を持つカメラ座標系  $\Sigma xyz$  がある。マーカ-は実空間座標系で表される。ここでカメラ座標系  $\Sigma xyz$  からみた実空間座標系  $\Sigma XYZ$  の原点の位置ベクトルを  $P_0 = [x_0, y_0, z_0]^T$ 、同じく  $\Sigma xyz$  からみた点  $P$  の位置ベクトルを  $P_{xyz}$ 、実空間座標

$\Sigma XYZ$  からみた点  $P$  の位置ベクトルを  $P_{XYZ} = [X, Y, Z]^T$  とする。また  $z$  軸上の直線がフィルム面をつく点  $Q$  までの距離を  $l$  とすると、 $\Sigma xyz$  からみた点  $P'$  の位置ベクトル  $P'_{xyz}$  は以下の式で求められる。

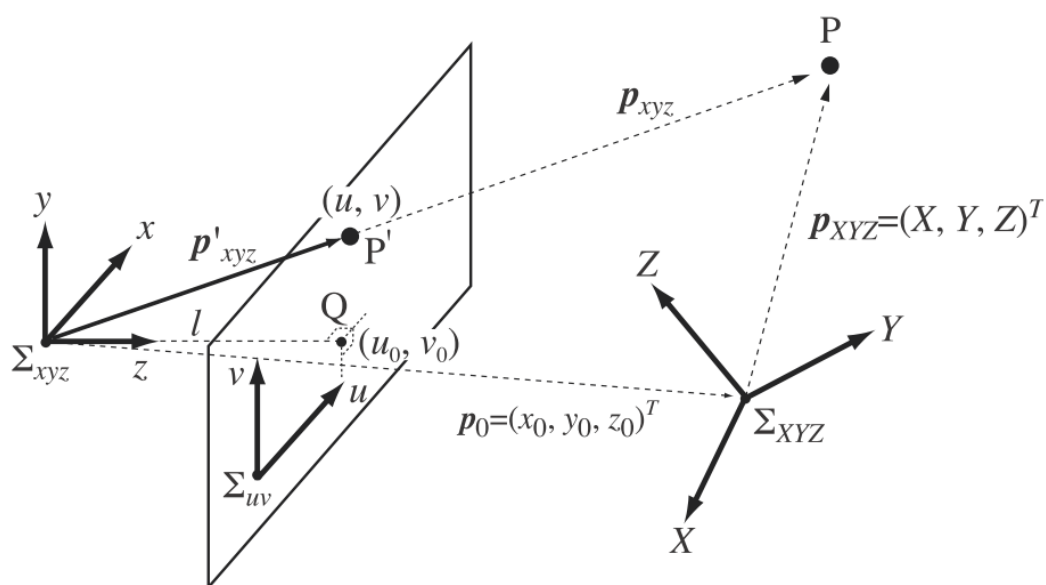


図 63 DLT 法における座標



$$P'_{xyz} = [u - u_0, v - v_0, l]^T \quad (12)$$

点  $P'$  の位置ベクトルと実空間上の点  $P$  は以下のような等式で表される。

$$P' = R p_{xyz} + p_0 \quad (13)$$

$k$  は比例定数である。  $R$  は座標変換行列とする。

$$R \equiv \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} \end{bmatrix} \quad (14)$$

これを成分表示すると

$$k \begin{bmatrix} u - u_0 \\ v - v_0 \\ l \end{bmatrix} = R \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad (15)$$

を得る。各成分は以下のようなになる。

$$k(u - u_0) = R_{11}X + R_{12}Y + R_{13}Z + x_0$$

$$k(v - v_0) = R_{21}X + R_{22}Y + R_{23}Z + y_0$$

$$kl = R_{31}X + R_{32}Y + R_{33}Z + z_0$$

これを整理すると

$$\begin{aligned} u &= \frac{L_1 X + L_2 Y + L_3 Z + L_4}{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1} \\ v &= \frac{L_5 X + L_6 Y + L_7 Z + L_8}{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1} \end{aligned} \quad (16)$$

となる。

$L_1 \sim L_{11}$  は上式 (16) を整理した際に、算出される係数である。  $X, Y, Z$  は実

空間座標系にあるマーカの座標ベクトルである。 $u, v$ はフィルムにおける座標である。 $L_1 \sim L_{11}$ の係数は計測前にキャリブレーションを行い算出しておく必要がある。

そのため、実際の動作計測中においてカメラの動きを直すことはできない。よって環境の変化が発生した場合、精度高く計測するために常にカメラの向きに注意し、変化が生じた場合、再度カメラパラメータの算出をやり直す必要がある。

#### 付 1.2.5 キャリブレーション方法

多くの光学式 3次元動作解析装置では、カメラパラメータの算出に事前に定めた距離におかれた 6 個程度のマーカを撮影する。3次元動作解析装置の中には、マーカを張り付けた四面体などのフレームを計測で使用する空間内に設置し、3次元動作解析装置で撮影することでカメラパラメータを算出していた。フレームには被験者に用いるマーカと同等のものがキャリブレーションマーカとして複数貼ってあり、空間における座標を決めてフレームに設置してある。

しかし現在は、動的なマーカと静的なマーカを撮影し、様々なキャリブレーションマーカの配置パターンを撮影し、最小二乗法を用いて、より精度の高くカメラパラメータを算出する方法が主流的となっている。この方法は以下のとおりである。

1. 計測する動作に収まる空間を考え、その空間全体を写せるように、カメラの位置、向き、焦点を調整する。
2. 計測を行う空間内に任意に原点を設定する。原点からの距離を指定し 4 つのマーカを設置する。この時の原点からの距離を 3次元動作解析

装置に入力する。

3. 2つのマーカーが接着してある棒を持ち、計測空間内網羅するようにオペレーターが振る。3次元動作解析装置には2つのマーカーの距離を入力する。この振る動作を3次元動作解析装置で撮影する。

本研究で使用した3次元動作解析装置においてもこのようなキャリブレーション方式をとっている。

#### 付 1.2.6 3次元動作のデータの補完

光学式3次元動作解析装置は、装置の原理上、計測時間すべてにおいてマーカーの一座標を計測することは困難を極める。1つのマーカーを2台以上のカメラで撮影できない場合3次元の動作として計測できない。特に補助器具を使用する場合は、マーカーが補助器具に隠れてカメラに撮影できないことがしばしば存在する。その際マーカーを数学的に補完する必要に迫られる。一般的に行われる手法として、主に線形補完、スプライン補完とヒトの肢体を1つの剛体と考えて他のマーカーデータから隠れたマーカーを推定し補完する手法がある。本実験においては、欠落したマーカーをこれらの手法を用いて補完した。また、カメラ定数や計測中の環境の変化など様々な要因によりマーカーが変化すると3次元座標位置の軌跡が乱れる可能性がある。

#### 参考文献

- [61]Mark F.Bear, Barry W.Connors, Michael A.Paradiso, “NEUROSCIENCE Exploring the Brain,” Lippincott Williams & Wilkins, pp.434-436, 2006.

## 研究業績

### 査読付き学術論文

- [1]Hiroaki Inoue, Shunji Shimizu, Hiroyuki Nara, Hirotaka Ishihara, Takeshi Tsuruga, Fumikazu Miwakeichi, Nobuhide Hirai, Senichiro Kikuchi, Eiju Watanabe, Satoshi Kato, "Fundamental Study to New Evaluation Method Based on Physical and Psychological Load in Care," International Journal of Advanced Computer Science and Applications, Vol.5, Issue 10, pp.110-114, 2014.
- [2]Hiroaki Inoue, Shunji Shimizu, Hiroyuki Nara, Hirotaka Ishihara, Takeshi Tsuruga, Fumikazu Miwakeichi, Nobuhide Hirai, Senichiro Kikuchi, Eiju Watanabe, Satoshi Kato, "Basic Study for New Assistive Technology Based on Brain Activity during Car Driving," International Journal of Advanced Computer Science and Applications, Vol.5, Issue 10, pp.7-12, 2014.
- [3]Shunji Shimizu, Hiroaki Inoue, Hiroyuki Nara, Hirotaka Ishihara, Takeshi Tsuruga, Fumikazu Miwakeichi, Nobuhide Hirai, Senichiro Kikuchi, Eiju Watanabe, Satoshi Kato, "Basic Study for New Assistive Technology Based on Brain Activity during Car Driving," Journal of Robotics and Mechatronics, Vol.26, No.2, pp.253-260, 2014.
- [4]清水俊治, 井上拓晃, "自動車運転時の脳活動計測," 認知神経学会, Vol.15, No.1, pp.41-46, 2013.

### 査読付き国際学会 (Proceedings 有り)

- [1]Hiroaki Inoue, Shunji Shimizu, Hiroyuki Nara, Takeshi Tsuruga, Fumikazu Miwakeichi, Nobuhide Hirai, Senichiro Kikuchi, Eiju Watanabe and Satoshi Kato, "Attempts To Quantitative Analyze For The Change Of Human Brain Activity With Physical And Psychological Load," HCI2014, 22 - 27 June 2014, Creta Maris, Heraklion, Crete, Greece.
- [2]Shunji Shimizu, Hiroaki Inoue, Hiroyuki Nara, Fumikazu Miwakeichi, Nobuhide Hirai, Senichiro Kikuchi, Eiju Watanabe and Satoshi Kato, "Consideration for Interpretation of Brain Activity Pattern during Car Driving based on Human Movements," HCI2014, 22 - 27 June 2014, Creta Maris, Heraklion, Crete, Greece.
- [3]Hirotaka Ishihara, Hiroaki Inoue and Shunji Shimizu, "Basic study on detecting the intention of the person requiring meal care using NIRS-apparatus," ISG2014, June 18-21, TICC & TWTC, Taipei, TAIWAN.
- [4]Hiroaki Inoue, Shunji Shimizu, Noboru Takahashi, Hiroyuki Nara, Takeshi Tsuruga, Fumikazu Miwakeichi, Nobuhide Hirai, Senichiro Kikuchi, Eiju Watanabe and Satoshi Kato, "Basic Study for a New evaluation Method for Physical and Psychological load in Human Movement," GLOBAL HEALTH2013, 17th - 22nd November 2013, Lisbon, Portugal.
- [5]Shunji Shimizu, Hiroaki Inoue, Hiroyuki Nara, Fumikazu Miwakeichi, Nobuhide Hirai, Senichiro Kikuchi, Eiju Watanabe and Satoshi Kato, "Basic Study for a New Assistive System Based on the Relationship between Human Brain Activity and Movement on Car Driving," GLOBAL HEALTH2013, 17th - 22nd November 2013, Lisbon, Portugal.
- [6]Hiroaki Inoue, Shunji Shimizu, Hiroyuki Nara, Fumikazu Miwakeichi, Takeshi Tsuruga, Nobuhide Hirai, Senichiro Kikuchi, Satoshi Kato and Eiju Watanabe, "Consideration for Evaluation Method of Human Behavior Based on Brain Activity," COGNITIVE2013, May 27th - June 1st, 2013 Valencia, Spain.
- [7]Shunji Shimizu, Hiroaki Inoue, "Human Support System for Elderly People in Daily Life," HCI International 2013, 21st - 26th July 2013, Las Vegas, Nevada, USA.
- [8]Shunji Shimizu, Hiroaki Inoue, Hiroyuki Nara, Noboru Takahashi, Fumikazu Miwakeichi, Nobuhide Hirai, Senichiro Kikuchi, Eiju Watanabe and Satoshi Kato, "The Relationship between Human Brain Activity and Movement on Car Driving for

- New Assistive System,” JSAI2013, 4th – 7th June 2013, Toyama, Japan.
- [9] Hiroaki Inoue, Shunji Shimizu, Noboru Takahashi, Hiroyuki Nara, Takeshi Tsuruga, Fumikazu Miwakeichi, Nobuhide Hirai, Senichiro Kikuchi, Eiju Watanabe and Satoshi Kato, “Fundamental Study to New Evaluation System Based on Physical and Psychological Load in Care Work,” JSAI2013, 4th – 7th June 2013, Toyama, Japan.
- [10] Shunji Shimizu, Hiroaki Inoue, Hiroyuki Nara, Fumikazu Miwakeichi, Nobuhide Hirai, Senichiro Kikuchi, Satoshi Kato and Eiju Watanabe, “Basic Study for Human Spatial Cognition Based on Brain Activity During Car Driving,” COGNITIVE2013, May 27th – June 1st, 2013 Valencia, Spain.
- [11] Shunji Shimizu, Hiroaki Inoue, Hiroyuki Nara, Noboru Takahashi, Takeshi Tsuruga, Fumikazu Miwakeichi, Nobuhide Hirai, Senichiro Kikuchi, Eiju Watanabe and Satoshi Kato, “Basic Study for New Assistive System Based on Brain Activity during Car Driving,” ACHI2013, February 24th – March 1st, 2013, Nice, France.
- [12] Shunji Shimizu, Hiroaki Inoue and Noboru Takahashi, “Fundamental Study to Consider for Advanced Interface in Grasping Movement,” ACHI2013, February 24th October – March 1st, 2013, Nice, France.
- [13] Hiroaki Inoue, Shunji Shimizu, Hiroyuki Nara, Noboru Takahashi, Takeshi Tsuruga, Fumikazu Miwakeichi, Nobuhide Hirai, Senichiro Kikuchi, Eiju Watanabe and Satoshi Kato, “Fundamental Study to New Consider for Evaluation of A Welfare Device,” ACHI2013, February 24th – March 1st, 2013, Nice, France.
- [14] Shunji Shimizu and Hiroaki Inoue, “Development of New Interface System for Elderly People in Daily Life,” GLOBAL HEALTH2012, 21st-26th October 2012, Venice, Italy.
- [15] Hiroaki Inoue, Shunji Shimizu, Hiroyuki Nara, Noboru Takahashi, Takeshi Tsuruga, Fumikazu Miwakeichi, Nobuhide Hirai, Senichiro Kikuchi, Eiju Watanabe and Satoshi Kato, “Fundamental Study to New Evaluation Method Based on Physical and Psychological Load in Care,” GLOBAL HEALTH2012, 21st-26th October 2012, Venice, Italy.
- [16] Hiroaki Inoue, Shunji Shimizu, Hiroyuki Nara, Noboru Takahashi, Takeshi Tsuruga, Fumikazu Miwakeichi, Nobuhide Hirai, Senichiro Kikuchi, Eiju Watanabe and Satoshi Kato, “Fundamental study to new evaluation method based on physical and psychological load in human care work,” 16th-18th October, Chongqing, China, CISP’12-BMEI’12 .
- [17] Shunji Shimizu, Hiroaki Inoue, Hiroyuki Nara, Noboru Takahashi, Fumikazu Miwakeichi, Nobuhide Hirai, Senichiro Kikuchi, Eiju Watanabe and Satoshi Kato, “Fundamental Study to New Assist system for Wheel chair based on Brain Activity during Car Driving,” CISP’12-BMEI’12, 16th-18th October, Chongqing, China.
- [18] Hiroaki Inoue, Shunji Shimizu, Hiroyuki Nara, Noboru Takahashi, Takeshi Tsuruga, Fumikazu Miwakeichi, Nobuhide Hirai, Senichiro Kikuchi, Eiju Watanabe and Satoshi Kato, “Fundamental Study to New Evaluation Method Based on Physical and Psychological Load in Care,” pp.101-106, USB-memory, 22nd-27th July, 2012, Nice ,France.
- [19] Shunji Shimizu, Hiroaki Inoue, Hiroyuki Nara, Noboru Takahashi, Fumikazu Miwakeichi, Nobuhide Hirai, Senichiro Kikuchi, Eiju Watanabe and Satoshi Kato, “The Relationship between Human Brain Activity and Movement on the Spatial Cognitive Task,” Cognitive2012, pp.89-94, 22nd-27th July, 2012, Nice ,France.
- [20] Shunji Shimizu, Hiroaki Inoue and Noboru Takahashi, “A Basic Study for Grasping Movement on Cognitive Task,” Cognitive2012, pp.83-88, 22nd-27th July, 2012, Nice ,France.

## 謝辞

本研究は、著者が諏訪東京理科大学大学院 工学・マネジメント研究科 工学・マネジメント専攻 博士後期課程において在学中の平成 24 年 4 月から平成 27 年 3 月までの 3 年間に行ったものである。

本研究を遂行するにあたり、主査として適切な御指導を頂いた諏訪東京理科大学大学院 工学・マネジメント研究科 工学・マネジメント専攻 松江英明教授に謹んで感謝いたします。

本論文を完成するにあたり、副査として御指導頂いた諏訪東京理科大学大学院 工学・マネジメント研究科 工学・マネジメント専攻 須川修身教授、奈良松範教授、大島政英教授、市川純章准教授、平尾毅准教授に謹んで感謝致します。

本論文を完成するにあたり、副査として御指導頂いた電気通信大学情報理工学研究科 知能機械工学専攻 下条誠教授に謹んで感謝致します。

学術論文作成の際に共著者としてご協力いただいた北海道大学大学院情報科学研究科 奈良博之先生に謹んで感謝いたします。

学術論文作成の際に共著者としてご協力いただいた北海道科学大学 義肢装具学科 敦賀健志准教授に謹んで感謝いたします。

学術論文作成の際に共著者としてご協力いただいた統計数理研究所 統計数理研究所モデリング研究系 三分一史和准教授に謹んで感謝いたします。

学術論文作成の際に共著者としてご協力いただいた東京医科歯科大学 保健管理センター 平井伸英准教授に謹んで感謝いたします。

学術論文作成の際に共著者としてご協力いただいた自治医科大学 精神科 菊地千一郎助教授に謹んで感謝いたします。

学術論文作成の際に共著者としてご協力いただいた自治医科大学 精神科 加藤敏教授に謹んで感謝いたします。

学術論文作成の際に共著者としてご協力いただいた自治医科大学 脳神経外科 渡辺英寿教授に謹んで感謝いたします。

本研究を遂行するにあたり、3 年間にわたり親身に適切な御指導並びに実験指導、論文指導を頂いた諏訪東京理科大学大学院 工学・マネジメント研究科 工学・マネジメント専攻 清水俊治教授に謹んで感謝いたします。

日頃から学生生活の多岐にわたり、ご協力頂いた清水研究室の学生及び卒業された先輩達に深く感謝致します。

本研究を行なうにあたりご協力頂いた、島津製作所、シンアペックス、イデアシステム株式会社、株式会社ナックイメーテクノロジーをはじめとした多くの企業の方々に謹んで感謝いたします。

そして誕生から現在に至るまで 27 年間、育ててくれた両親に感謝いたします。