The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	生体計測を用いた高齢者介護支援システムに関する研究
Author(s)	前川, 義量
Citation	大阪大学, 2013, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.18910/26196
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

博士学位論文

生体計測を用いた
高齢者介護支援システムに関する研究

前　川　義　量

2013 年 7 月

大阪大学大学院工学研究科

第 1 章　序章　1

1.1　はじめに　1
1.2　高齢者をとりまく環境－国際比較と国内の問題　2
1.3　介護分野への工学的介入手法の在り方　4
1.4　研究の全体像　6
1.5　本論文の目的と構成　8

第 2 章　頭部動作解析による事故検知　12

2.1 緒言　12
2.2　頸部傾斜角のモニタリング　12
2.2.1　API による頸部傾斜角の精度検証　12
2.2.2　高齢者の頸部可動域測定　14
2.3　頸部可動域と動作解析　17
2.4　結論　18

第 3 章　座圧分布と画像解析による姿勢予測　20

3.1　緒言　20
3.2　姿勢の変化と座圧分析　21
3.3　頭部動作解析データと座圧分布の関係　31
3.4　頭部動作解析データと座圧分析による姿勢予測　33
3.5　結論　34

第 4 章　疼痛表情解析による体性感覚の推定　36

4.1　諸言　36
4.2　疼痛表情係数　37
4.3　画像解析　39
4.4　結果と考察　42
4.5　頭部の傾き角と表情解析精度の検証　46
4.6　結論　49

第 5 章　生体情報による自動環境光制御　51

5.1　緒言　51
5.2　実験方法　51
5.3　脳波の測定及び解析　52
5.4　心電図の測定及び解析　54
5.5　脳磁図を用いた光が生体反応に及ぼす影響　57
5.6　環境光制御システムの検討　62
5.7　結論　65

第 6 章　生体情報の遠隔集積とフィードバック　67

6.1　緒言　67
6.2　遠隔モニタリングによる地域の在宅介護支援　67
6.2.1　施設へのシステム導入の背景　67
6.2.2　見守りデータの蓄積と解析　71
6.2.3　見守りデータに基づく介護の効果　72
6.3　地域包括ケアシステムへの工学技術導入に関する考察　75
6.3.1　地域包括ケアシステム　75
6.3.2　在宅支援　79
6.3.3　地域ケアシステムにおける ICT 利用の問題点　80
6.4　結論　81

第 7 章　総括　83

付録 ICT を利用した地域ケアネットワーク実践　84

A-1　兵庫県加西市におけるネットワーク構築の実践　84
A-2　東京都 K 区における遠隔見守りシステムの適用　88

業績リスト　92

謝辞　96

第 1 章　序章

1.1　はじめに

近年、医療技術や給食における食材加工技術の発達等より、先進国においては、適切な治療、安定した栄養摂取を受けられることで平均寿命が延びてきている。他国に先立って超高齢社会を迎えた日本においては、若年人口が減少していく中で、少ない若年者層が増えていく高齢者層を支えなくてはならない状況になっている。しかし、介護職は敬遠されがちで、介護現場は全国的に慢性的な人材不足を抱えている。国際保健機構では高齢者を 65 歳以上と定義しており、日本では高齢者人口が、2025 年に飽和に達すると言われ、今後減少する総人口に対する高齢者人口の比率は今後さらに伸び続けると予測されている。そのため、高齢者全員を施設で介護することが不可能であることは明らかであり、高齢者福祉を取り巻く環境はさらに厳しくなると考えられる[1]。

高齢者に豊かで安全・安心な老後とその環境を提供することは我々現役世代の使命であり、ひいては我々自身の将来のあり方を決定づけることでもある。政府は、今後高齢者福祉全体において「大規模施設介護」から「地域包括ケアシステム」へ大きく政策を移行することで、在宅介護においても施設介護に匹敵する介護水準を保ち、高齢者個々の生活の質（QOL：Quality of Life）を向上させようとしている[2,3]。地域包括ケアシステムとは、厚生労働省による新たな高齢者福祉施策であり、「団塊の世代が 75 歳以上となる 2025 年へ向けて、高齢者が尊厳を保ちながら、重度な要介護状態となっても、住み慣れた地域で自分らしい暮らしを人生の最後まで続けることができるよう、住まい、医療、介護、予防、生活支援が、日常生活の場で一体的に提供できる地域での体制づくり。」とされている。この動きは国の財政面における負担を軽減させる目的もうかがえるが、もう一つの理由として、2014 年には要介護認定を受ける高齢者人口は 320 万人で、高齢者を受け入れる施設の定員は 87 万人と予測されており、施設介護だけでは受け入れが困難になるという状況が挙げられる[4]。

介護者不足に関しては、2006 年国立社会保障・人口問題研究所によると 2005 年から 2025 にかけて労働力人口に占める介護職員の割合は倍増すると予測されている。[5,6]。しかしながら、地域包括ケアシステムにより、在宅介護における人材はさらに必要となる。さらに、施設を利用する高齢者も飽和状態であるため、在宅介護を受けざるを得ない高齢者も増加すると考えられる。したがって、わが国における介護者の人材需要はさらに高くなると考えられる。

このような状況において、高齢者や障害者の日常生活を工学面から支援する「福祉工学」がより一層注目を集めるようになってきている。介護への工学的介入とは、失われたり衰えたりした感覚や手足、脳の機能を、機械で補助・代行するものを中心に多様な研究がす

すめられ、現在も多くの成果が生み出されている[7]。福祉工学の担う範囲は年々拡大し、義手等に代表されるように生体機能を代替する機器の開発、自助具のように衰えた機能を補助する機器、介護ロボットのように介護者の役割を代替する分野の研究も進められるようになった。さらに近年では、高齢者・障害者の生体機能をモニターし、彼らの生活機能全体を支援する目的を持った研究も進められるようになった。

本研究では、生活機能全体を支援するという目的から「介護者のひと手間支援」をコンセプトとし、介護者の視点から、介護作業の効率化を検討し、高齢者福祉施設および地域で介護作業の効率化を目指している。最終的には、被介護者である高齢者の生活の変化を最小限に抑えながら生活の質を向上させ、介護者の労働負担を軽減しながら提供される介護の質を均一化する、つまり誰が行っても同質の介護ができるようにすることが目的である。

本章では、まず先に述べた日本の高齢者福祉施策、および高齢者を取り巻く環境について掘り下げ、福祉への工学的手法の必要性を検討し、研究の全体像と構成を述べる。

1.2　高齢者をとりまく環境－国際比較と国内の問題

総務省の推計(2010 年 9 月 15 日)によると、日本の老年人口は 2944 万人で総人口の 23.1%、つまり 5 人に 1 人以上が高齢者ということになる。さらに、Fig.1-1 に示す日本の人口分布から推測されるように、2010 年に 60 歳である団塊の世代が 2015 年には 65 歳以上となるため、老年人口の急増が確実視されている (2015 年問題)。老年人口はその後も増え続け、2025 年には総人口の 28.7%（3.5 人に 1 人)、2050 年には 35.7%（3 人に 1 人）になると推定されている。このような老年人口の増加に伴い、高齢者福祉のための諸支援の需要は大幅に拡大すると考えられる。

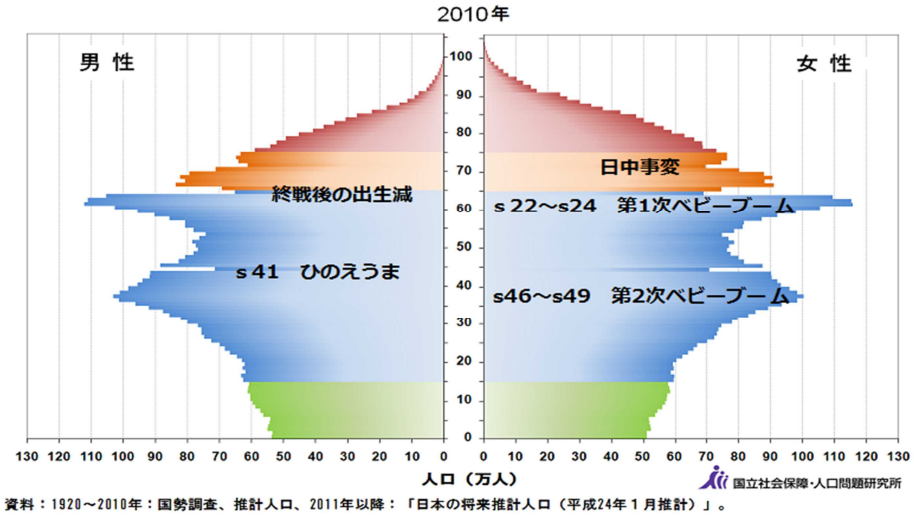


Fig.1-1　日本の人口分布[8]

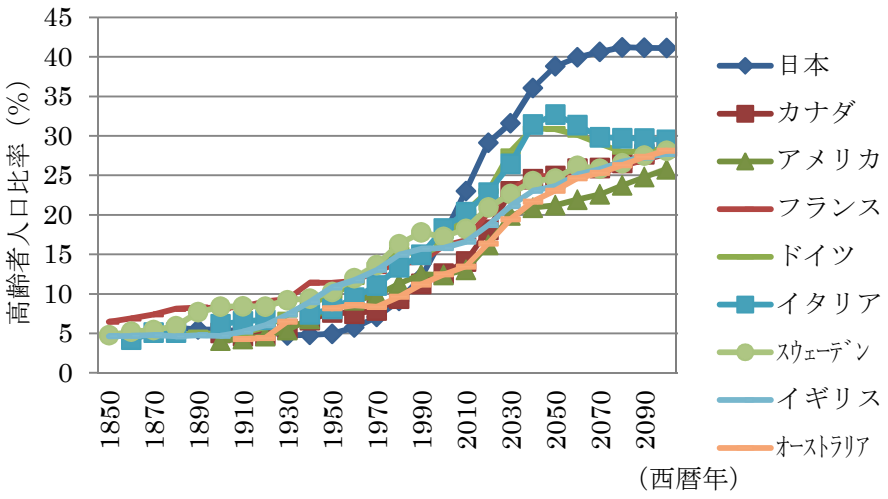


Fig.1-2　主要国の 65 歳以上人口割合と将来推計[9,10]

Fig.1-2 に示すように、日本の高齢者の比率は、1990 年までは 13%程度であり、先進諸国と比較してもほぼ中位であった。しかし、2000 年に入って、その比率は 20%となり、世界 1 位となった。

問題は、この高齢化の速度であり、高齢化率が 7%を超えてから 2 倍の 14%に達するまでの時間（倍加年数）を比較した場合、フランスは 126 年、アメリカは 75 年、イギリスは 45 年かかっているのに対し、日本は 24 年間で達していることが分かる。このように、日本は他国に比較して速い速度で高齢化したことが理解でき、さらには今後も引き続きこの傾向は変わらず、高齢化は進行していくと予想されている。これは、平均寿命の伸びと、出生率の低下が主な原因であると考えられる。記録開始当初では高齢者の総人口に占める割合は各国とも 5%程度であり、必然的に若年者層の比率は大きく人口のグラフはピラミッド型であったと推測される。

また、国連の人口統計データ 2006 年によると日本において、1955 年には、若年人口は増えたものの、高齢化比率が増加し始めた。1985 年以降若年者人口は減少し続け、2035 年まで減少するといわれている中、2005 年には総人口に占める高齢者比率が 20%を超えた。これは、Fig.1-3 に示すように日本の合計特殊出生率[1]が低下していることからもうかがえる結果である。進む高齢化と出生率の低下は、財政面においても介護に携わる労働人口面からみても、高齢者を支えていく若年者層には重くのしかかってくると言え、その解決策の模索は重要である。

---

[1] 合計特殊出生率は「15～49 歳までの女性の年齢別出生率を合計したもの」で、一人の女性がその年齢別出生率で一生の間に生むとしたときの子どもの数に相当する。（厚生労働省　平成 23 年人口動態統計月報年計の概況より
http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/geppo/nengai11/sankou01.html

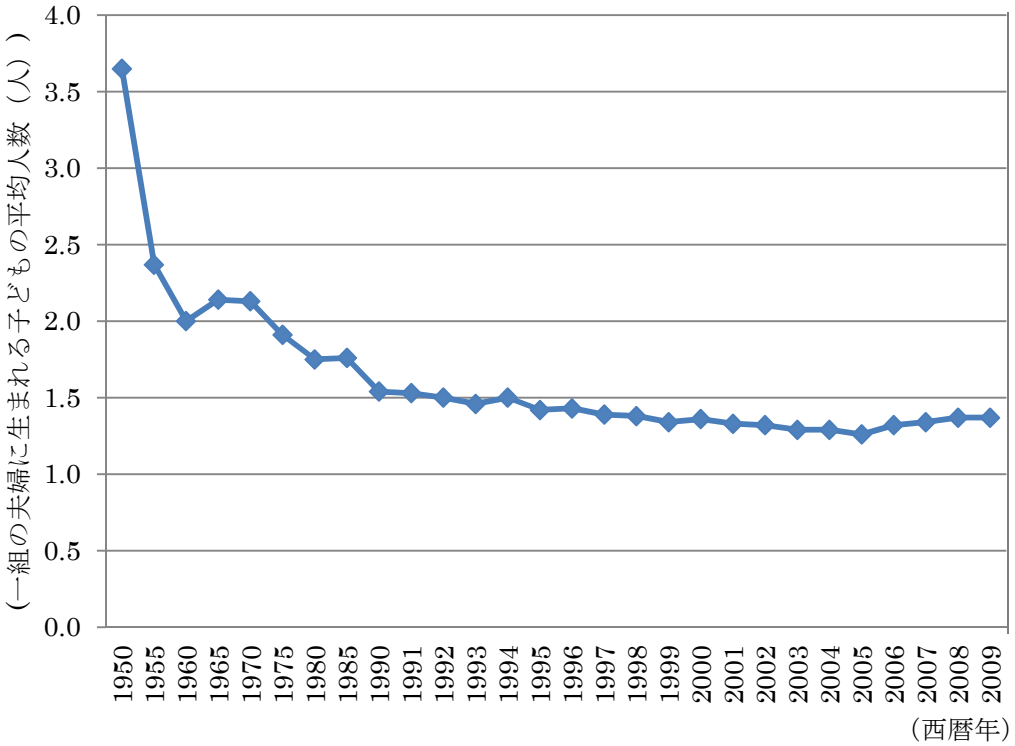


Fig.1-3　日本の合計特殊出生率　1950-2010 年[11,12]

1.3　介護分野への工学的介入手法の在り方

前節までに述べたように、高齢者人口の増加とそれに伴う介護労働者の需要の拡大などの問題により、高齢者介護施設の労働環境は今後さらに厳しくなると予想される。労働環境の悪化は、施設を利用する高齢者へ直接影響を及ぼし、各々の QOL の低下を引き起こす原因となることが予想される。しかし、たとえ地域包括ケアシステムへの動きにより、高齢者介護の主軸が在宅介護へ進んだとしても、当面は施設介護を希望する人口が急激に減少することはないと考えられる。これは、家庭環境、経済状況そして本人の心身の状態等の理由により、施設での介護を選択する人々が少なからず存在するからである。また、介護保険制度導入当時に政府が提案した、施設介護の有用性が消滅したわけではないからである。

介護施設が存在し、その利用を希望する家族および利用者が存在する限り、施設介護における利用者の QOL の低下は、防ぐ必要がある。実際に、人材不足を補うための様々な工学的手法が考案されている。圧力や赤外線などを利用したセンサーマットによる利用者の見守りは、実用化されて久しい。また、適温で食事を配膳する大型の温冷配膳車の活用は、利用者の QOL 向上と介護者の作業軽減においては画期的なものであり、現在の高齢者福祉施設では必要不可欠なものとなっている。しかし、直接的な身体介助における機械的な介

入に対する抵抗は、被介護者をはじめ介護者に少なからず見られ、それらの解消は次世代になるのかもしれない。

本研究における工学的な介護支援の手法は、次の 2 つの手法である。1 つは、生体信号を非侵襲で計測し、それに基づく自動的な環境制御という形で被介護者へのフィードバックを行う手法。もう 1 つは、直接介護の面では、介護者への緊急連絡や状態の通知を行う手法である。直接介護による人と人とのつながりを維持しながら、間接的な介護において介護者を支援するというものである。このように、施設内における介護作業負担の軽減のためには、介護職員が直接被介護者の身体に触れる直接介護の作業ではなく、間接的な作業、つまり非接触の部分における効率化が求められていると考えられる。

さらに、地域単位での介護においては現在、福祉施設は在宅支援やデイサービスセンター等を併設するなど、地域福祉における中心的な役割を果たしている。施設介護が工学へ求めている課題は、地域福祉のそれとは若干異なる部分もある。たとえば、被介護者と彼らを支援する側の情報の共有などが挙げられる。ここでいう情報の共有とは、支援側から被介護者への一方通行の情報ではなく、双方向の発信が可能な状態のことをいう。これは言語のやり取りによる情報の共有のみに限らず、言語機能の低下した高齢者の場合は、生体信号を利用することで高齢者側から情報を発信することをも意味している。

生活の支援をどのようにとらえるかということについて、岡崎は 2011 年「国が進める『地域包括ケア』を考える」[2]の中で、3 つの側面を定義している。1 つ目は、食事・入浴・排泄を始めるとする「生活の根幹部を支える日常生活行為の介護・援助」、2 つ目は日々の暮らしの中における対話・交流・文化活動などの「その人らしい生活をつくる介護・援助」そして 3 つ目が、社会参加、社会活動などの、「市民としての社会生活にかかわる介護・援助」の確保である。これに加え、個別性の高い被介護者の要求はさらに多岐にわたる。さらに、現在介護を必要としている人々と、団塊の世代と言われる年代が今後介護を必要とする時の要求も変化すると考えられる。福祉工学の観点から、どの要求をどのような工学的介入手法によって補うかを見据えた、時代に即した開発と研究が望まれている。

本論文で提案する工学的介入は、施設における介護では介護職の間接介護の作業軽減と効率化を目指している。一方地域における介護では、介護保険申請の検討している高齢者をみる地域包括支援センター等のケアマネージャーの作業軽減を目指している介護保険申請を検討している高齢者とは、身体的な機能低下に不安を抱えていながら、公的な援助をまだ受けていない層を意味している。

Fig.1-4 に、本論文における支援者と被支援者の用語を整理する。本研究では、施設福祉支援と地域福祉支援を対象としているが、以降ではそれぞれの支援者と被支援者についてはこの表に基づき用語を用いる。地域包括ケアシステムは、第 1 章に述べたように、施設支援から地域福祉支援へ向かっていることを示している。

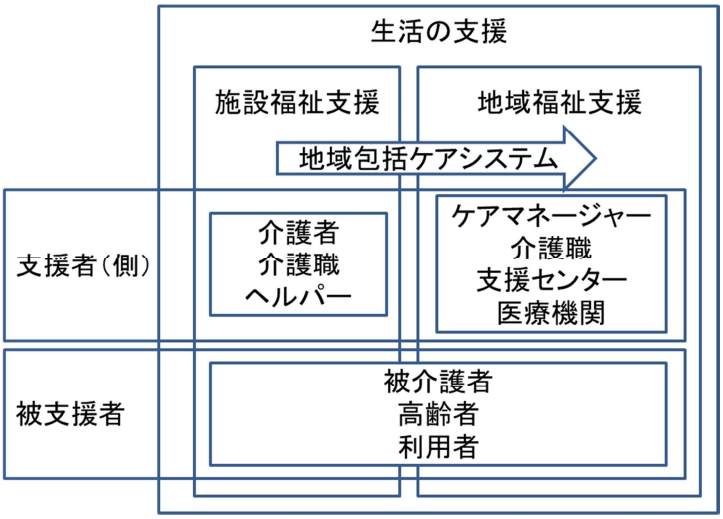


Fig.1-4 施設福祉支援と地域福祉支援における支援者と被支援者の定義

1.4 研究の全体像

以上の背景を踏まえると、被介護者の心身に負担を与えない方法で心身の状態を把握し、それに基づいて介護者による介護を支援する工学技術を開発することは喫近の課題であると言える。既に福祉工学の分野では多くの研究が進んでおり、高齢者介護の現場においてそれらの技術が応用され始めているが、革新的な技術が現場の要求に合致しない場合もある。日本の介護現場では、欧米に比べて、人が人を介護するという介護概念が強く定着しており、機器を介しての身体介護に抵抗を示す場合が少なからず存在している。これを、国際比較において介護観の遅れと評価されることもあるが、日本人の考え方を尊重しながら、介護現場で必要とされる部分に焦点を当てて研究を進める必要があると考えられる。

現在、介護現場で必要とされており、しかも工学的な介入が可能な部分とは、施設介護では介護職の間接的な支援の部分であり、地域福祉支援おいては ICT（情報通信技術）を利用した遠隔で行える高齢者の見守りであると考えられる[14]。まずは、介護に携わる人々が受け入れやすいシステムから導入することが第一段階である。実際には、介護ロボットの研究等の先駆的な技術開発も将来においては重要な研究分野であり、またそのような研究を進めることによって生じる新たな発見が社会の問題を解決することがある。しかし、介護をする人々に浸透させるには、利便性や技術の高さだけでは容易に受け入れられない場合もあることは前述したとおりである。そのような介護現場を鑑み、本研究では介護職の間接的な支援を実現するシステムの構築を目指した。

Fig.1-5 に本研究で想定した生体計測技術を利用した介護支援の流れ図を示す。この図に示すように、2 つの方法で工学的介入を行い、その手法を高齢者施設における介護、および地域コミュニティーにおける介護に応用することを目標として検討する。

1 つ目は、「自動見守りシステム」で、生体計測技術を利用し被介護者の潜在的な要求を

提示することで、人を介した介護の質を向上させる手法である。

2 つ目は、「自動環境制御システム」で、生体計測データを基にした被介護者の心身の状態に応じて自動的に生活環境を制御する手法である。

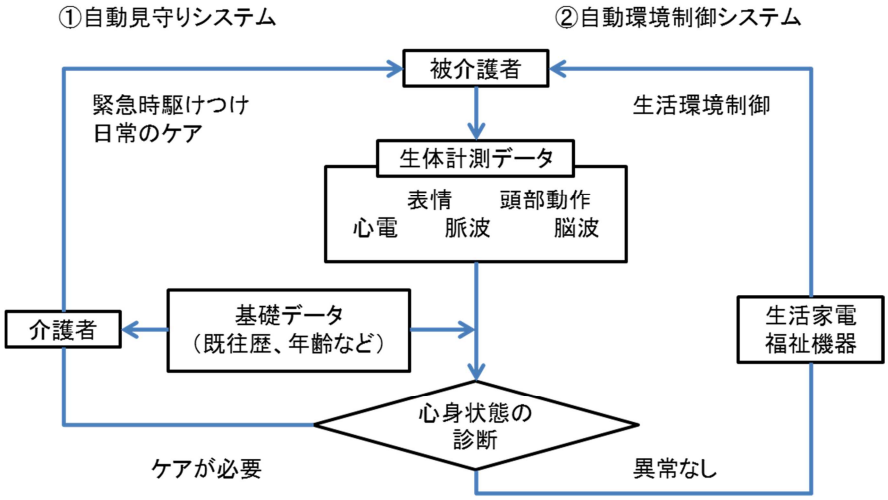


Fig.1-5　生体計測技術を利用した介護支援の流れ図

上記二つの手法による介護支援のシステム構築について具体的に述べる。

まず、自動見守りシステムによる介護支援においては、被介護者の見守りを大きく 2 つに分けて考える。1 つは身体的な状態の見守りであり、事故検知や体調管理が挙げられる。もう 1 つは精神的な状態の見守りであり、認知症の進行度の評価やうつ傾向の検知が挙げられる。高齢者の見守りに関してはいくつかの研究がなされているが[13,14] 、その多くは事故検知に限られている。これからの介護においては、身体的な状態に加え精神的な状態をも評価し、介護支援を行うことが求められると考えられる。

同じ生体信号でも、データの変化を追跡する時間尺度の違いによって、様々な自動見守りとして使い分けることができると考えられる。例えば、表情解析と頭部動作解析における見守りの時間尺度による使い分けの例を Fig.1-6 に示す。表情および頭部動作の数分間での短期的な変化によって疼痛や事故の検知、数週間での中期的な変化によって体調変化や情緒安定性、数カ月での長期的な変化によって認知症の進行度を捉えることができると予想される。表情と頭部の動きをパターン化し、その変化をさまざまな時間尺度で解析することで、事故検知、症状検知、認知症検知に利用できると考えられる。

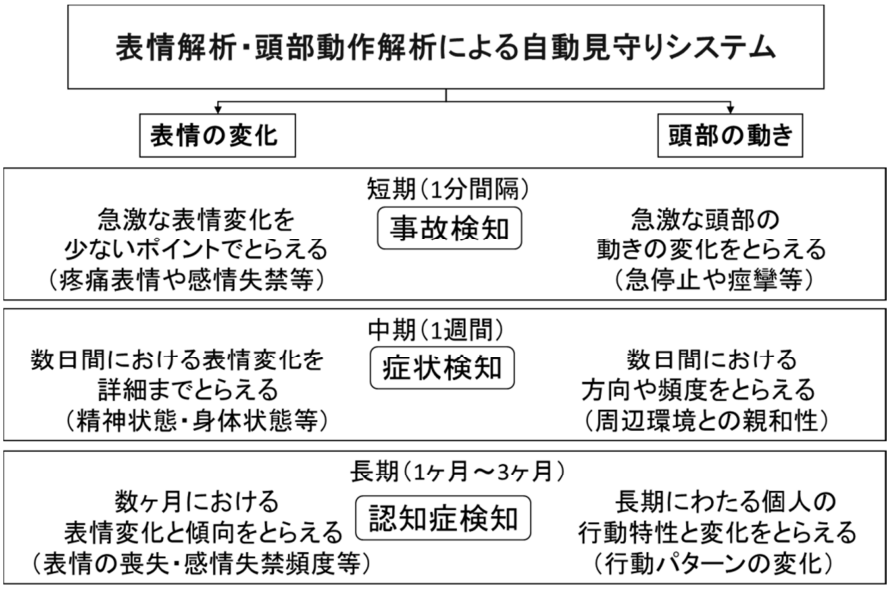


Fig.1-6　生体信号の追跡の時間尺度と検知対象

このように、生体信号による見守りを行うことで、身体的、精神的な健康を維持することが可能になり、事故時などの緊急時対応は勿論であるが、初期の認知症や軽微な心身の状態の異常を検出することで、介護予防にも役立てられると考えられる。

次に、自動環境制御システムによる介護支援とは、自動見守りのために利用した生体信号を被介護者の生活環境を自動的に制御することに利用することである。屋内環境は、温度・湿度・明るさ・色・音など、様々な環境要因を含んでおり、そのうちで個人単位での制御が比較的容易な要因として、環境光（明るさ、色）が挙げられる。光は、人の生理機能に大きな影響を及ぼすことが知られており、屋内の照明環境を制御することでストレスを緩和したり、生活リズムを改善したりすることができる可能性がある。介護現場において、被介護者や介護者が最も心地良いと感じ、正常な生活リズムで過ごすことができる環境を自動的に作り出すことで、介護現場における QOL を向上させることができると考えられる。

本論文では、自動見守りによる介護支援の一例として、表情の画像解析による疼痛評価と頭部動作解析・座圧分布による事故検知自動環境制御による介護支援の一例として、生体信号を用いた環境光制御について述べる。

1.5　本論文の目的と構成

本研究では、表情、座圧、脈波など被介護者の心身に負担を与えることなく簡易に計測できる生体信号をもとに、介護者がこまめに理解し対応することが困難な、痛みや痒みといった体性感覚、姿勢、精神的ストレスの度合いなどの情報について、工学的な手法を用

いて客観的に評価するシステムを開発した。Fig.1-7 は、表情、動作、座位姿勢、および精神的安静度を実時間で計測するモニタリングシステムの全体像である。これらの情報を短期・中期・長期的な時間尺度で解析し、その解析結果を介護者に分かりやすい形で提示、あるいは自動的に生活環境を制御する手法を提案する。このことによって、超高齢社会の諸問題に対応する新たな介護支援のあり方として、これらの情報を施設単位、さらには地域単位で集約して介護者にフィードバックする介護支援システムを提案した。

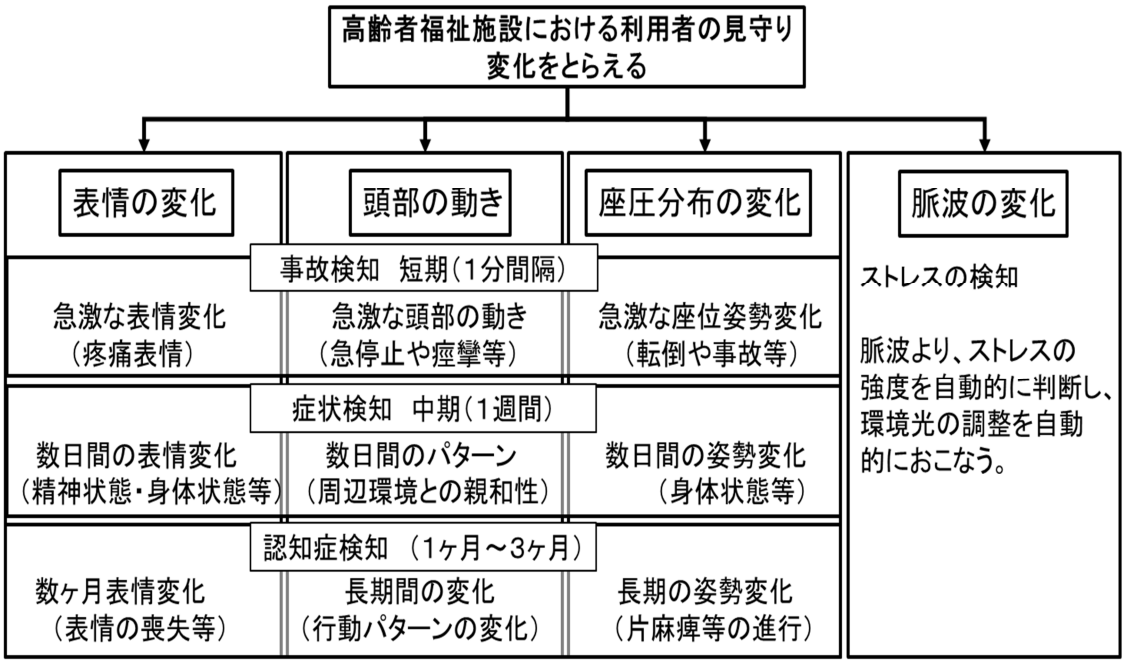


Fig.1-7　表情・動作・座位モニタリングシステムの全体

本論文は以下の 7 章により構成される。Fig.1-8 に、本論文の各章の相互関係を示す。

第 2 章では、頭部の画像情報を実時間で収集し解析することで、頭部の三次元的な傾斜角のモニタリングを行い、頭部の傾斜角を各被介護者の頭部可動域と比較することで事故検知を行い、介護者に異常を迅速に伝えることができるシステムを検討した。

第 3 章では、第 2 章で検討した頭部の画像解析に座圧計測を組み合わせることによって、頭部および体幹のそれぞれの傾きを推定し、実時間で座位姿勢をモニタリングするためのシステムを提案した。

第 4 章では、非侵襲かつ簡易に測定可能な表情を解析することで、被介護者の疼痛を実時間で数値化するシステムを開発した。FACS（顔面表情記号化システム）に基づいた 3 値化による表情の行列化を行い、基準となる疼痛表情の行列と比較することによって疼痛強度を算出した。この手法を用いて、撮影・解析・結果の出力を実時間で行うシステムを構築した。

第 5 章では、非侵襲で簡易な計測が可能な脈波を計測し、その結果から算出した LF/HF

値をもとに、被介護者のストレスの度合いを推定した。その結果に応じて自動的に環境光を変化させ、被介護者の現在の状況に適した状態に生活環境を制御するシステムを構築した。

第 6 章では、上記の章で構築した手法をもとに、頭部の傾斜角、表情について長期のモニタリングを行った。そのうち頭部の傾斜角に着目して、施設における高齢者の身体的、精神的な問題を検知し、その問題を改善するために介護者による支援を行い、その効果の検証を行った。さらに第 2 章から 5 章で述べた生体情報の集積とフィードバックを、施設内におけるシステム、および地域福祉支援サービスに適用する際の有用性と課題について検討した。

第 7 章では本論文を総括した。

以上の結果から、生体計測の結果を解析することにより、被介護者の心身の状態を短期・中期・長期的にモニタリングして判断し、人を介した支援の質を向上させる、あるいは自動的に生活環境を制御することにより、超高齢社会における新たな工学的介護支援の手法を提案した。

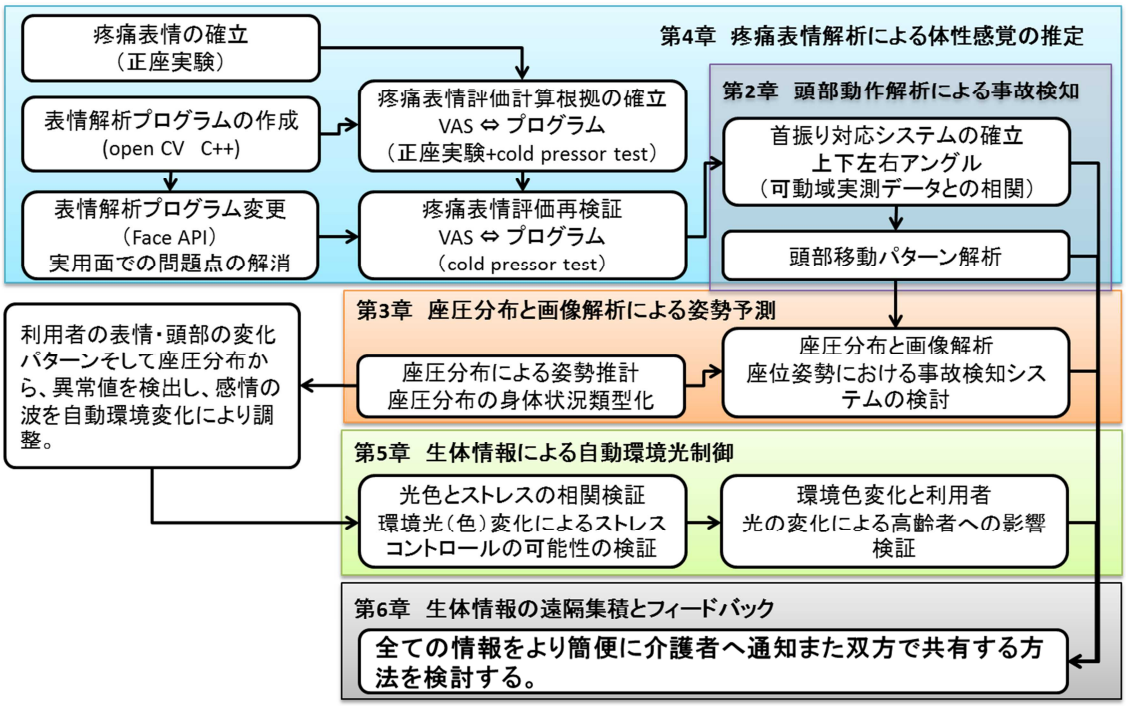


Fig.1-8　研究の経緯と全体像

参考文献

1. 厚生労働省 : 高齢化の状況及び高齢社会対策の実施状況平成, 23 年版　高齢社会白書（全体版）, 2010.
2. 岡崎祐司 : 国が進める「地域包括ケアシステム」を考える, 京都府保険医協会　かもがわ出版, 2011.
3. ミネルヴァ書房編集部:「社会福祉法」,『社会福祉小六法』, ミネルヴァ書房, 2007.
4. 厚生労働省：平成21年度福祉行政報告例結果の概況　-5福祉関係（1）老人ホームの施設数・定員-, 大臣官房統計情報部社会統計課, 2010.
5. 国立社会保障・人口問題研究所：日本の将来推計, 人口, 2006.
6. 雇用政策研究会：労働力人口の見通し, 2007.
7. 伊福部達：福祉工学の挑戦, 中央公論新社, 2004.
8. 総務省統計局：日本の将来推計人口, 国勢調査報告および国立社会保障・人口問題研究所[出生中位(死亡中位)]推計値, 2012.
9. United Nation: The Aging of Population and Its Economic and Social Implications (Before 1940), Population Studies, No.26, 1956.
10. United Nation: The 2010 Revision (After 1950), World Population Prospects,中位推計, 各年, 2010.
11. 国勢調査,国立社会保障・人口問題研究所：人口資料集, 改訂版国連推計, 2010.
12. 国立社会保障・人口問題研究所：人口問題研究,　(1970 年以前は沖縄県を含まない)
13. 小林明夫,沼田宗純,目黒公郎：平時から災害時まで利用可能な高齢者の生活習慣の遠隔見守り支援システムの研究, 生産研究 63(4), pp.465-470, 2011.
14. 森武俊：“生活支援のためのセンサデータマイニング ：「みまもり工学」への展開”, 電子情報通信学会誌,　94(4), pp.276-281, 2011.

第 2 章　頭部動作解析による事故検知

2.1　緒言

第 1 章で述べたとおり、わが国では団塊の世代といわれる人々が高齢者となり、その人口増加は加速している。さらに少子化の影響を受け、将来的に高齢者をどのように介護していくかという問題が浮き彫りとなってきている[1]。高齢者介護に対する施策は介護保険制度導入から大きく変化を遂げ、その一役を担っているのが施設介護である。厚生労働省によると、（平成 21 年度現在）全国にある長期滞在型の高齢者福祉施設（有料老人ホームは除く）の総数は 9,491 施設で定員 594,782 名である[2]。しかし、介護を必要とするいわゆる入所待機者はその何倍もあるとも言われている。新たな試みとして地域包括ケアシステムが検討されているが、今後も高齢者介護における施設の役割は大きいと考えられるのである。

高齢者福祉施設における介護現場では、被介護者と介護者の人員配置基準は被介護者 3 人に対して 1 人となっているものの、日常の介護において常に利用者の見守りを行うことができないことがある。そこで本章では、画像解析を用いて表情の変化と頭部の動作を検出することによって、事故や異常が生じたときに自動的に介護者に知らせる実用的なシステム構築の可能性を検証した。

近年、コンピュータをはじめ、画像解析に関連する機器の精度は向上し低価格になってきており、介護の現場においても IT 化が浸透してきていると言える。本研究で開発したシステムは、対象者の表情と頭部の位置を一つのアウトプットデータから同時計測するというもので、Open Source Computer Vision Library (Open CV)[3,4]を利用して作成された、表情に特化した Face Application Program Interface (Face API) を利用している。

本章では、画像情報を実時間で収集し解析することで、頭部の傾きによる事故検知を行い、介護者に迅速に伝えることができるシステムを開発することを目的とした。

2.2　頸部傾斜角のモニタリング

2.2.1　API による頸部傾斜角の精度検証

はじめに、頭部の傾き測定精度を検証するために、人形の頭部を利用し実験的にその角度を測定した。理髪練習用の頭部モデルを、上下左右 10°毎に 50°まで傾けてゆき、人形の正面 1m に設置したＰＣ内蔵のウェブカメラ[2]で上下左右の傾きの角度の追跡を行い、実際の角度と測定された角度との誤差を検証した。頭部傾斜角をモニタリングするため、OpenCV を利用した Application Program Interface（Face API : seeing machine 社）を用い、デジタルビデオで撮影した高齢被験者の頭部の画像を解析した。Face API とは、顔認識に特化したプロ

[2] PC 機種　Galleria prime TW9　内蔵カメラ 130 万画素

グラムであり、顔面の各パーツの位置関係を実時間で計測し、それらのデータから頭部の傾きを算出することができる。解析画像の一例を Fig.2-1 に示す。

実験の結果を Fig.2-2,2-3 に示すが、頭部の上下左右における API の頭部傾斜角の認識制度はそれぞれ実測値に対し 0.95 以上の相関を提示し、各角度における誤差の平均は、頸部の伸展・屈曲では約 2%、頸部の左右旋回で約 17%となり、その精度において実用性が認められたと考えられる。測定結果から、厳密には上下左右の 10°付近の傾きにおいて、API の認識角度は実際の角度より小さく認識する傾向があることが分かった。しかし、実際の事故検知においては、各々における頸部可動域の限界角度周辺においてシステムが稼働するよう設定するため、傾き 10°周辺で起こる誤差は、見守りシステムにおいて大きな悪影響はないと考えている。また、上下左右の角度において 50°までは測定できるということは、人体における頸部の可動域をほぼ網羅できるということであり、一般的に高齢者の場合、頸部の可動域は減少するため、モニタリングにおいて実用段階であると考えられる。

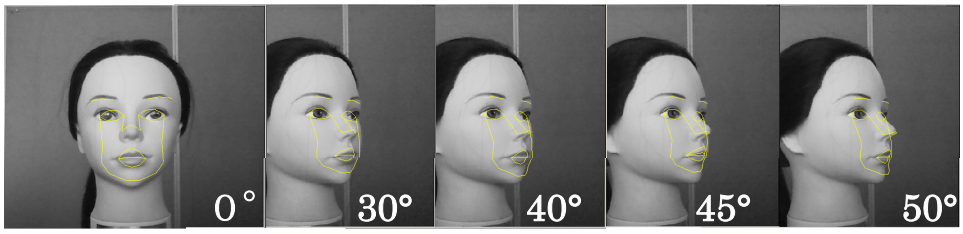


Fig.2-1　人形を利用した、頸部旋回角度の検証

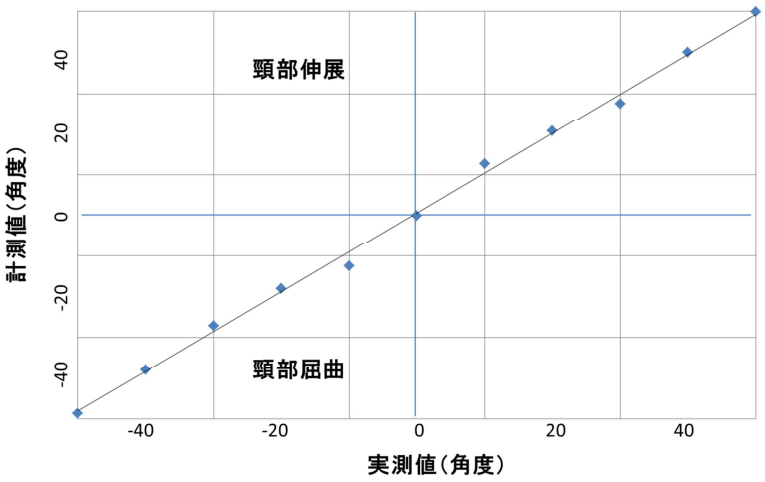


Fig.2-2　プログラムによる屈曲・伸展角度精度の相関

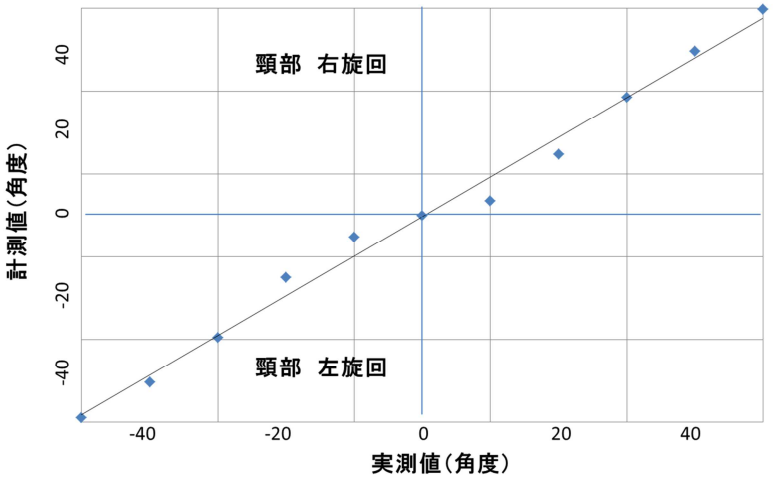


Fig.2-3　プログラムによる旋回角度精度の相関

2.2.2　高齢者の頸部可動域測定[5,6]

事故を検出するためには、頭部の傾きが異常かどうかの判定を行うための基準となる閾値が必要になる。そこで、被験者が自然に頭部を回転させたときの動きの範囲、および、専門家による頸部可動域の測定を行った。

実験は、十分にその内容を理解し協力の快諾を得られた、高齢被験者 3 名（平均 78 歳）と、対照実験として健康成人 1 名（38 歳）に対して行った。それぞれ、頸部可動域を専門家によって測定した。それぞれの被験者には、口頭と文章で説明し、計測に際しどの段階でも中止できる旨を伝えている。[3] Table2-1 のように、高齢被験者はそれぞれ異なった既往歴があるため、可動域に関しても個別性があることが予想された。そのため、基準となる頸部の動きをキャプチャーしたデータを見るため、中年の健常被験者を被験者 D（筆者）として測定した。

頸部の可動域測定については、柔道整復師と作業療法士（OT）の指導の下、専門家によって計測した。被験者は、着座し約 1m 離れた位置に設置されたノートパソコン内蔵カメラ[4]の正面で、各々左右 3 週程ずつ頭を回転し、そのデータを集積した。撮影された画面が Fig.2-4 である。

---

[3] 等研究におけるすべての実験は、大阪大学大学院工学研究科「人を対象とした研究倫理委員会」の承認を得、その規約に基づき行っている。

[4] PC 機種　Galleria prime TW9　内蔵カメラ 130 万画素

Fig. 2-4 頸部の屈曲・伸展・旋回角度測定イメージ

Table.2-1　各被験者の身体状況

	Age	Sex	Body Condition
A	78	F	humped back (from flection 20°)
B	77	M	Right hemiplegia
C	78	F	Right hemiplegia
D	38	M	No functional deterioration

Table.2-2 被験者の 頸部可動域測定結果（角度）

		A	B	C	D
Flexion	Safety Zone	35	20	18	28
	Warning Zone	35	28	19	35
	Functional Limit	40	30	20	60
Extension	Safety Zone	18	25	12	43
	Warning Zone	29	29	30	45
	Functional Limit	30	30	30	50
Rotation R	Safety Zone	15	12	23	30
	Warning Zone	20	20	35	35
	Functional Limit	20	20	25	50
Rotation L	Safety Zone	15	20	15	30
	Warning Zone	30	30	27	35
	Functional Limit	30	30	45	50

Fig.2-5　柔道整復師による、高齢被験者の頸部可動域の計測風景

Table2-2 は、柔道整復師により測定された頸部の可動域と、モニタリングにより計測された数値から検討された安全な可動域である。各被験者の頸部可動域の測定風景が Fig.2-5 である。次に、実験により得られたデータをそれぞれ被験者別に表したものが Fig.2-6 である。青い線は API がとらえた被験者の頭部回転時の軌跡である。それぞれ回転時の大きさに差があることが分かる。また、それぞれ既往歴と身体状況は異なるものの、頭部を自然に回転させた時の可動域は、専門家によって測定された黒い点線で示された可動域より狭くなっている。実線で書かれた円は、専門家によって決定された安全な領域である。実線の枠内に軌跡が滞在している場合を通常と考え、その枠外へ出た場合、異常と判断する。

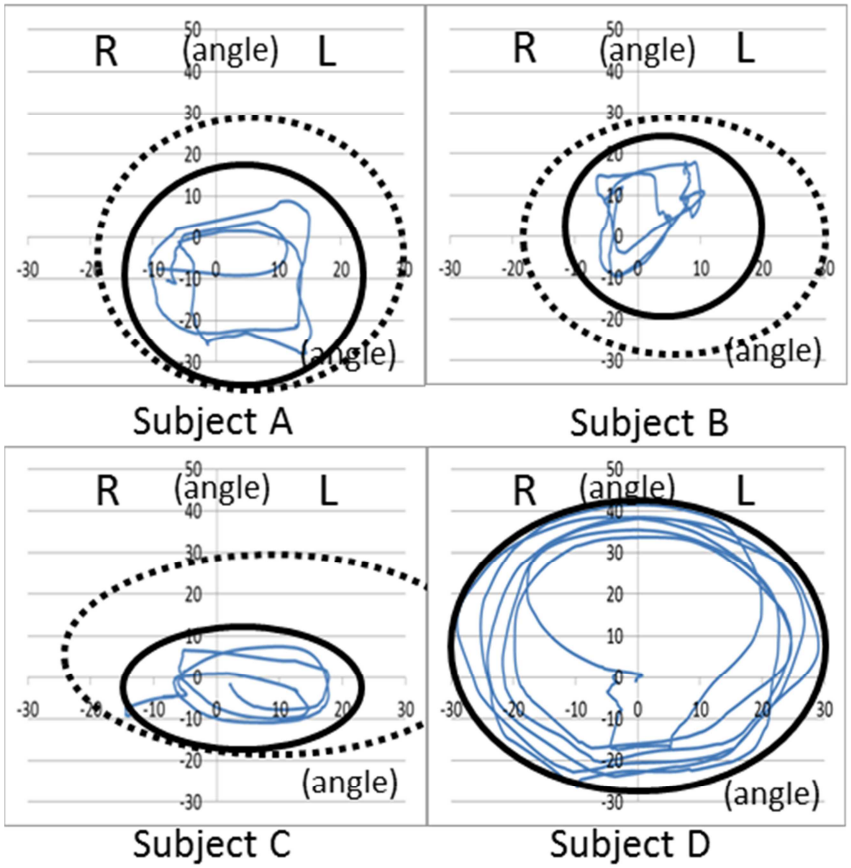


Fig.2-6　被験者の頸部回転域軌道（青線）と実測による可動域（点線）そして安全であると想定される頸部の可動範囲（実践）

2.3 頸部可動域と動作解析[7,8,9]

実際にシステムを稼働した場合、どのような状態になった時に介護職に通報するかという点が問題となるが、既述したように黒い実線の内側に軌跡がある場合を通常と認識し、そこから逸脱した場合を異常と認識するように設定する。また、点線の外側へ軌跡が出た場合にはただちに警告できるようなデータを収集する。また、実線の内側にあった場合でも、痙攣や長時間の停滞等でシステムを起動させるよう設定するように検討している。

Fig.2-7 にモニタリングの閾値を示す。それぞれの閾値は、各々の既往歴等によって個別性が高いため、柔道整復師や OT 等により設定する。本プログラムによる可能な設定は、頭部追跡限界角（上方向約 80°、左右約 50°、下方向約 50°）である。被験者の頸部可動域は個別に測定し、各々のモニタリングにおける基本の閾値とする。　Fig.2-5 のプロットは、健康成人における自然な頭部の動きと、専門家によって推定された危険域と安全域の範囲を示している。太円で示した部分を限界可動域とし、点線内に被介護者のプロットが収まっ

ていると通常、そこから出ると注意、さらに可動域円から出た場合、異常な姿勢もしくは事故とみなすよう閾値設定を行い、見守りシステムを構築することを検討している。

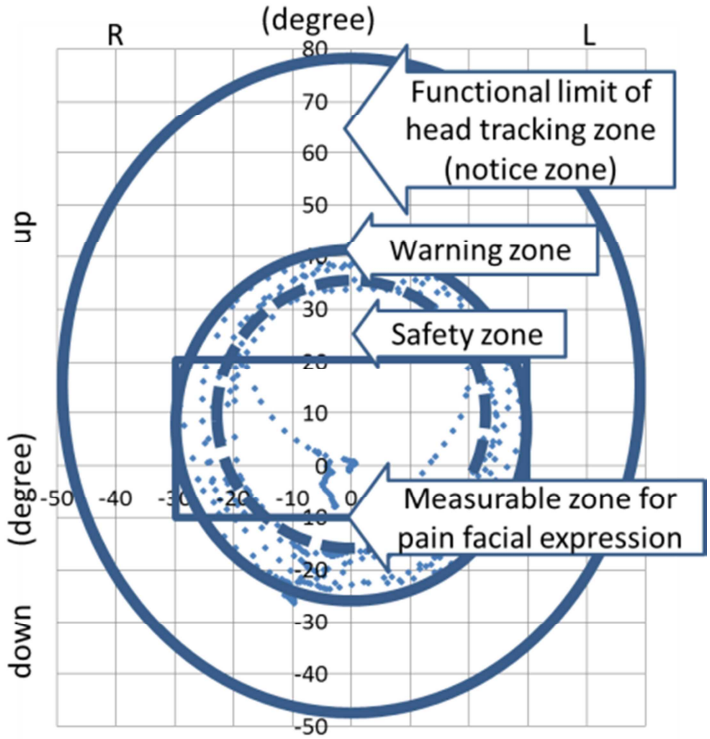


Fig.2-7　健常者の頸部可動域とプログラムの測定限界域

2.4 結論

表情解析と頭部の動作解析による高齢者の座位姿勢時の見守りシステムを構築するため、ＰＣ内蔵ウェブカメラで撮影した頭部の動作を実時間で解析し、頭部の傾き角を算出するシステムを開発し、その精度の検証を行った。本研究により、高い精度で頭部の動きを計測することができることが確認できたが、実用に際しては、モニタリングする高齢者の個別閾値をどのように設定し、モニタリングしていくかということが課題である。

参考文献

1. 内閣府（編）：高齢化社会白書（行政，2006）
2. 厚生労働省：平成21年度福祉行政報告例結果の概況　-5福祉関係（1）老人ホームの施設数・定員-, 大臣官房統計情報部社会統計課, 2010.
3. Lienhart R, Maydt J, An extended set of Haar-like features for rapid object detection. Proc. IEEE Int'l Conf. Image Processing. 1: 900-903, 2002.

4. Viola P, Jones M: Rapid object detection using a boosted cascade of simple features. In Proc. CVPR. 511–518, 2001.
5. Kuroda K, Imakawa S, Usui K, Sase M, Hisama K, Hukuma K, Aoki N, Koseki M : Assessment of emotional responses expressed by people with dementia in a group home. 4th Biennial International Dementia Conference and Exhibition, 2002.
6. 田中則子,樋口由美,林義孝,小柳磨毅：頸部可動域制限が座位側方重心移動動作に及ぼす影響, 日本体力医学会, 51(6), 761, 438, 2002.
7. 上田泰之,浦辺幸夫,大林弘宗,山口織江：若年者と高齢者における上肢挙上時の体幹アライメントの違い, 体力科学, 57, 485-490, 2008.
8. 武村啓住,高橋周子,由久保弘明：若年者と高齢者における肩甲骨面自動挙上時の肩関節可動域の違いについて, 理学療法学, 32, 227, 2005.
9. 関弘和,堀洋一 : 高齢者モニタリングのためのカメラ画像を用いた異常動作検出, 電気学会論文誌, 122(2), 182-188, 2002.

第 3 章　座圧分布と画像解析による姿勢予測

3.1　緒言

介護現場において、被介護者の座位姿勢の保持は重要であり、左右への体幹の傾きや仙骨座りなどの適切でない姿勢が持続することにより、褥瘡、筋骨格障害や内臓圧迫が起こるほか、食事をはじめとした自立の低下を助長するとされ、近年特に高齢者の増加に伴い、介護や医療の現場で、被介護者が長時間車いすに不適切な姿勢で座ることによって生じる褥瘡や、背骨の湾曲によって生じる腹部圧迫などが問題になっている。[1,2,3]

そのためには簡易かつ日常生活に違和感のない方法で姿勢計測を行う必要があるが、姿勢が適正な状態かどうか、またどのような介入をすればよいかは介護者の主観的な判断に依存し、明確な基準がない。

実際、座位姿勢を定量化するための様々な測定方法が提唱されており、角度計を用いた三角測量による方法や、デジタルカメラを用いた画像解析法、レーザーやゴニオメーター[4]を使った測定法などが挙げられ、実用化されている座位姿勢計測法としては、角度計[5,6]や、X 線による画像解析などがある。しかし、いずれも被介護者に心理的、肉体的に負荷がかかるうえ、測定者には専門知識が求められ、被測定者の負担も大きい。また計測のために被介護者の日常生活を中断させてしまうという問題点がある。そのため、簡易な手法で座位を自動計測し、適正な座位への補正方法を提示するシステムが求められている。したがって、被介護者の日常生活に違和感のない手法による座位計測が必要とされている。[7]

日常生活に違和感のない座位測定法として、座圧分布から姿勢の傾きを推定する手法を検討するため、本章では、このようなシステムの構築のための基礎研究として、座圧シートを用いて、座圧分布から座位姿勢を推定することを試みた。まず座位において、矢状面と前額面における鉛直方向の上体の傾きの角度を変化させて座圧分布の変化を測定し、角度と座圧分布の関係について実験的に検証した。

次に、座圧分布と頭部の画像解析によって実時間で座位姿勢を推定し、現在の姿勢が適正であるかどうかを判断するためのシステムを構築した。提案する座位姿勢計測システムの概念図を Fig.3-1 に示す。体幹および頸部のそれぞれの傾きを、矢状面、前額面および水平面への投影図として示すと同時に、第 4 章で構築するシステムも導入し、表情の画像解析によって得らえる疼痛強度を提示する。これらの情報をもとに、現在の座位が適正であるかどうかを判断し、必要な介護の方法を介護者に示すシステムを最終的な目標としている。[8]

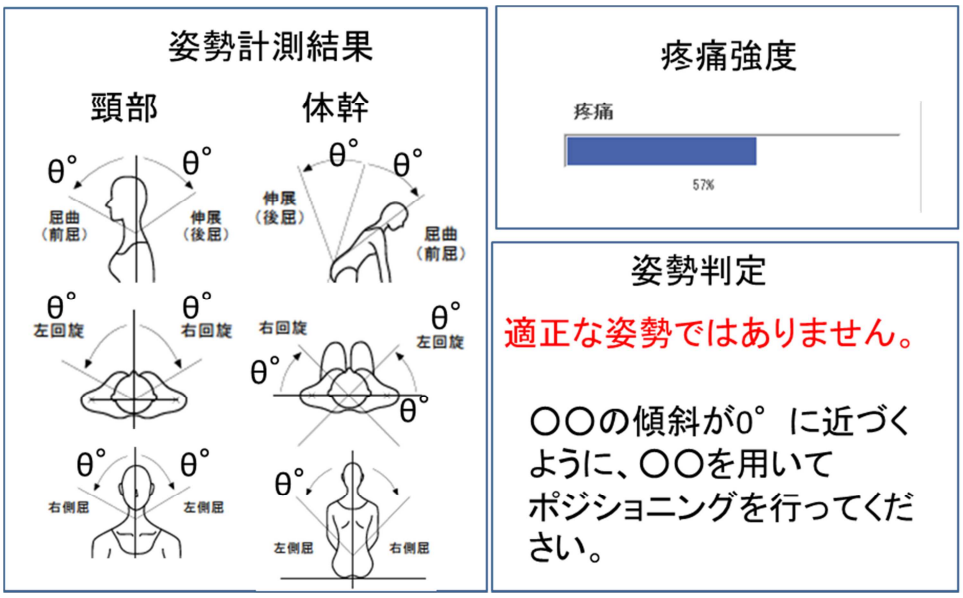


Fig.3-1 座位姿勢チェックシステムの表示イメージ

3.2 姿勢の変化と座圧分析[9,10]

まず、簡易な姿勢計測システムの構築のための基礎的検討として、まず姿勢と座圧の相関について検討するため、健常成人を対象に様々な座位姿勢を取った時の姿勢の動作解析と座圧分布の同時測定を行った。

実験対象の被験者は下肢、体幹に疾患の無い健常成人男性 1 名(年齢:23 歳、身長:163cm、体重 60kg)であった。なお、被験者に対しては、実験前に本実験の目的、内容、倫理的配慮について十分な説明を行い、書面による承諾を得たうえで行った。

実際の体幹の傾きと本システムで計測した傾きとの照合を行うため、姿勢の計測には、3 次元動作解析システム Move-tr3D(株式会社ライブラリー製)を用いて、Fig.3-2 のように、被験者に赤外線マーカーを配置する手法でも同時に測定を行った。この動作解析システムは 2 台の赤外線カメラと赤外線マーカー、演算処理用の PC で構成されている。赤外線カメラでマーカーを観測し、そこから得られる 2 枚の画像から PC で解析を行い、マーカーの 3 次元位置を計算する仕組みになっている。なお、この動作解析システムは 32fps でのリアルタイムでの計測が可能である。測定精度を確認する為、一辺 50cm の立方体アングルを使用し、各角 8 か所にマーカーを設置し、約 2m 離れた位置からキャリブレーションを行った。精度結果は、平均誤差 0.96cm であり、実験に対する精度としては十分であると考えられる。

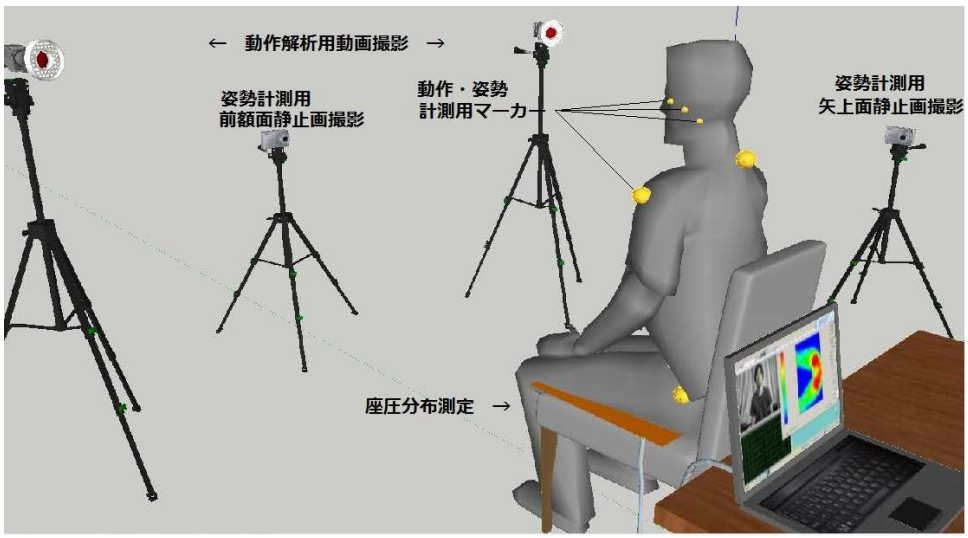


Fig.3-2　座圧・画像計測実験のイメージ

本実験では着座状態の被験者から約 1mの位置にカメラを設置した。Fig.3-3 のように、被験者の左右の上前腸骨棘、胸骨下部、胸骨上部の 4 箇所に赤外線マーカーを取り付け 、そして、得られたマーカーの位置情報から左右の上前腸骨棘の中点を腹部中央と定義し、Fig.3-4 に示すように、腹部中央と胸骨下部を結ぶ線（以下腹部線と呼ぶ)、胸骨下部と胸骨上部を結ぶ線（以下胸骨線と呼ぶ)、腹部中央と胸骨上部を結ぶ線（以下全体線と呼ぶ）の鉛直方向からの傾きを求めた。なお、この 3 つの線の傾きと背骨の傾きには相関があることが、すでに従来の研究で証明されているので、本実験では全体線の傾きを背骨の傾きと同義であるとしている。

Fig.3-3　体幹傾斜角と座圧の測定実験風景

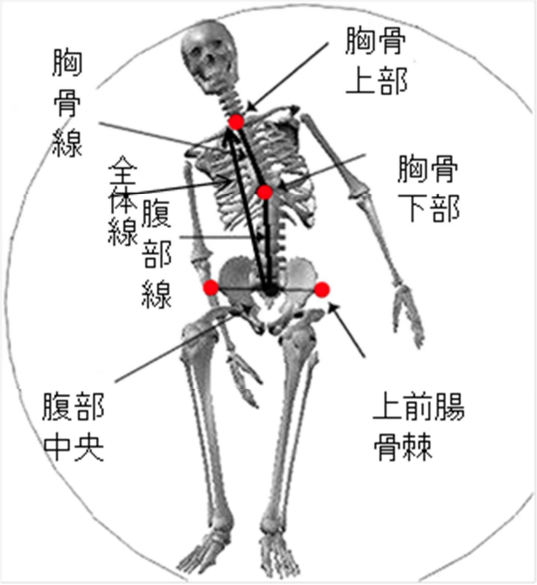


Fig.3-4　マーカーの取り付け位置

座圧の測定には LL センサー(株式会社シロク)を用いて行った。Fig.3-5,3-6,3-7 に装置の概要を示す。センサーの 1 つのセルの大きさは 12.5mm の正方形で、それらが 30×24 個並べられた構造になっている。LL センサーは電磁結合式の圧力センサーで、圧力に応じて移動する金属片がセル部に近づくと電磁結合が増加し、その変化する結合係数を PC で計算することにより圧力を計算した。

Fig.3-5　座圧センサーの全体図

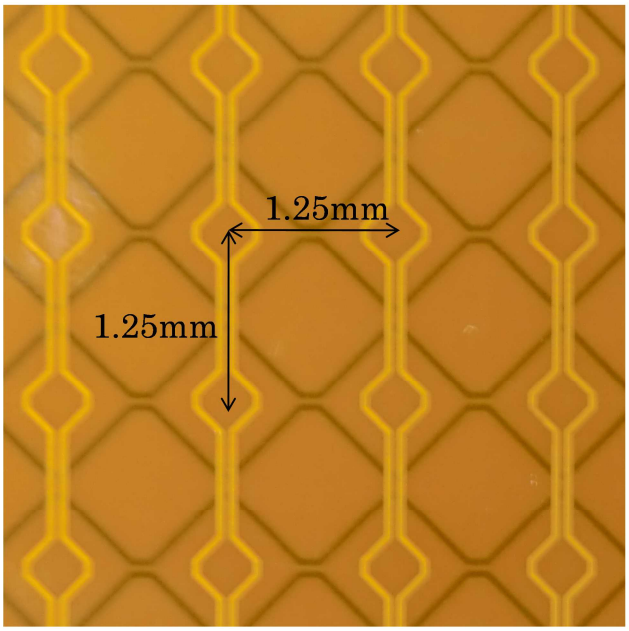


Fig.3-6　座圧センサー拡大図

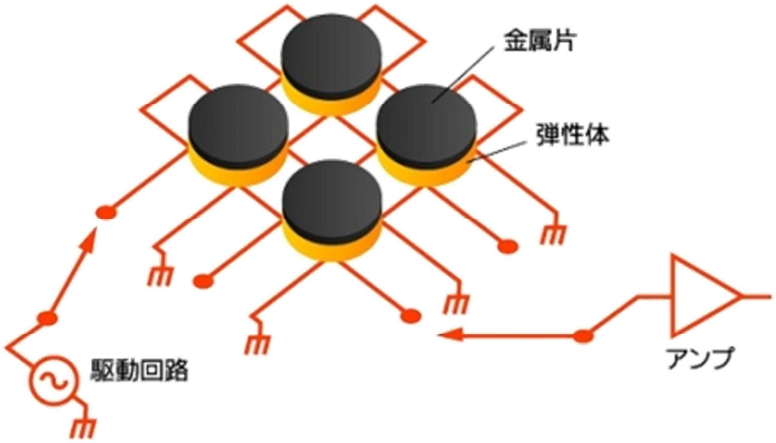


Fig.3-7　座圧センサーの拡大図とセンサーの機構

被験者は 20 代の男性 1 名である。被験者は、上述した体の 4 箇所にマーカーをつけてもらい、座圧シートの上に、背骨と大腿骨の角度と、大腿骨と脛骨の角度がそれぞれ 90°になるように座ってもらった。また、足底は地面から浮いていて、背もたれは無い状態で測定を行った。この状態から、臀部を浮かさない様に前後左右に限界まで体を傾けるという動作を行い、その時に、動作解析システムと座圧シートを用いて脊椎の傾きと座圧とを同時測定した。

理想的な姿勢（腹部線、胸骨線がいずれも鉛直方向に平行になった状態）から、臀部を浮かさないように前後左右に限界まで体を傾けるという動作を行い、その際に、上記の動作解析システムと座圧シートを用いて脊椎の傾きと座圧とを同時測定した。その測定データから 5°ごとの脊椎の傾きと、それに対応する坐骨と仙骨の座圧を抽出した。実験の様子を Fig.3-8 に示す。

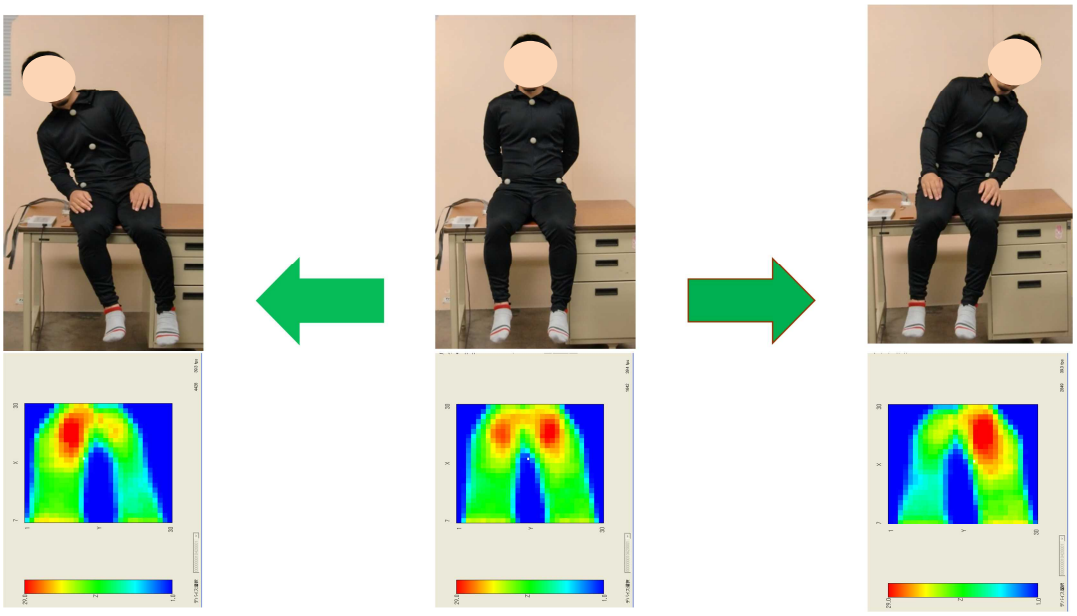


Fig.3-8　姿勢と座圧分布の同時計測

動作解析結果から得られた姿勢の傾きと、左坐骨、右坐骨、仙骨のそれぞれの座圧の関係を、前額面上（右傾・左傾姿勢）、矢状面上（前傾・後傾姿勢）のそれぞれの方向への傾きについて計測した。測定体系を Fig.3-9 に示し、正常な姿勢時の座圧分布を Fig.3-10 にそして、上体を左右に傾けた時のデータと座圧分布の変化を各、Fig.3-11～3-14 に示す。

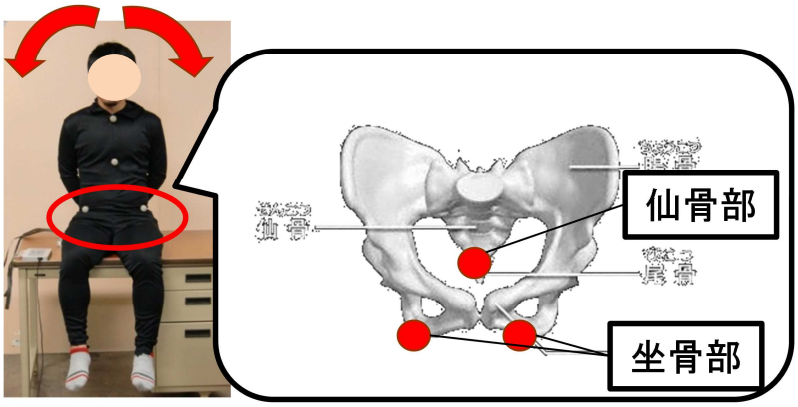


Fig.3-9　前額面上での右傾、左傾実験

0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	3	0	0
2	1	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	2
9	7	4	1	2	2	2	1	1	2	2	1	2	3	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
14	13	13	11	11	9	9	9	9	10	9	10	9	9	8	6	5	2	0	0	0	0	0	0
16	13	13	11	12	13	15	15	14	13	13	13	13	14	13	12	11	8	6	3	0	0	0	0
16	14	16	13	14	14	13	14	14	15	16	17	17	16	16	16	16	15	13	10	6	2	0	0
16	14	16	14	15	13	14	15	15	15	16	18	18	18	18	19	19	19	20	17	13	8	2	0
16	15	18	15	16	17	17	18	16	16	16	18	19	19	20	20	20	22	21	22	19	15	10	3
16	17	17	14	13	14	14	17	16	16	17	19	20	20	20	21	23	23	25	25	23	19	14	9
16	15	13	14	13	14	15	17	17	17	17	19	20	20	22	24	25	28	28	27	25	21	17	13
16	14	13	13	13	14	15	17	16	17	17	20	19	20	21	23	24	28	29	29	26	21	17	14
12	10	10	11	12	13	14	15	15	16	17	17	19	19	21	22	25	29	29	28	23	20	16	15
5	4	4	5	7	8	10	11	12	13	15	17	17	18	20	21	23	23	23	22	19	18	15	16
0	0	0	0	1	2	3	5	6	7	9	12	16	17	16	20	20	19	19	18	17	16	16	16
0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	3	6	7	8	8	14	18	18	17	17	16	15	15	14
0	0	0	0	0	0	1	0	0	1	1	1	2	4	5	9	15	17	17	16	16	15	14	14
0	0	1	0	1	1	1	1	1	1	3	5	6	6	10	15	19	18	18	18	18	17	18	17
2	2	1	1	2	3	5	6	6	7	9	13	14	14	16	19	20	19	18	18	17	16	17	16
7	6	6	6	9	10	12	12	13	15	16	16	18	19	19	21	21	21	21	20	18	17	16	16
13	12	11	12	13	13	14	16	18	18	18	19	18	20	21	21	23	24	26	25	21	20	16	16
16	14	14	14	14	14	15	17	17	17	18	19	21	20	21	22	23	25	27	27	26	21	18	16
17	15	15	14	14	15	16	18	18	18	18	19	19	21	20	21	22	23	25	28	26	22	18	15
18	15	15	15	15	15	16	18	17	18	17	18	19	18	21	20	21	23	24	24	24	20	16	13
17	15	15	15	15	15	16	17	17	17	17	19	19	18	18	19	18	20	22	22	20	16	12	8
17	14	14	14	14	14	15	17	16	16	16	17	18	17	18	17	18	17	18	16	14	10	6	1
18	16	16	14	14	15	16	17	17	17	17	18	17	17	18	17	16	16	13	10	7	3	0	0
16	15	16	13	12	12	15	14	13	13	12	13	14	14	13	12	11	8	6	4	1	0	0	0
14	13	12	11	11	10	5	4	5	7	8	8	8	9	9	6	4	1	0	0	0	0	0	0
7	4	2	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	1

Fig.3-10　通常座位の座圧分布図

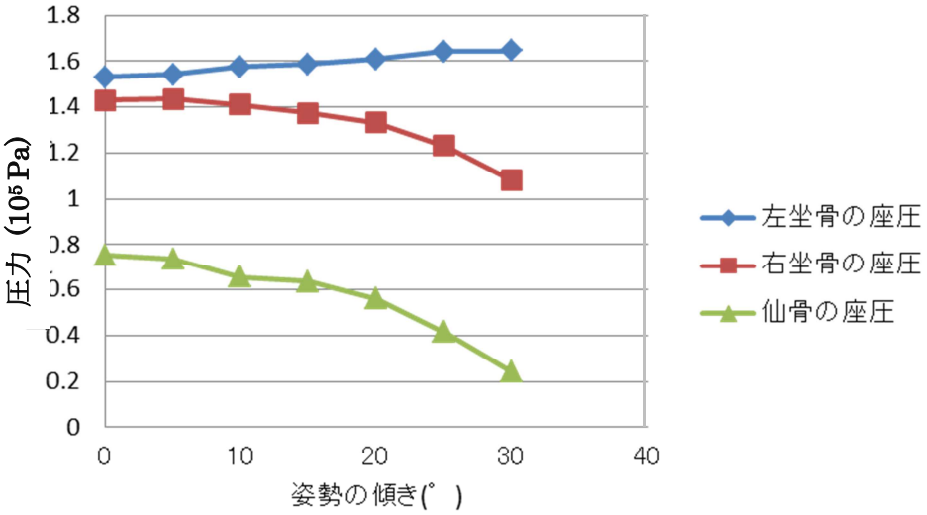


Fig.3-11　左傾姿勢での座圧と姿勢の関係

0	0	0	0	0	0	1	0	0	1	1	0	1	0	1	0	1	0	1	0	0	3	0	1
0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	2	3
3	1	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0
11	7	3	1	1	0	1	1	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
16	10	8	4	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0
18	14	14	10	8	6	3	3	2	2	1	2	1	1	1	0	1	1	1	0	0	0	0	0
18	15	16	12	12	9	8	7	5	5	4	3	2	1	1	2	1	1	1	1	0	0	0	0
18	16	18	14	14	14	13	12	10	8	7	6	5	4	2	2	2	1	1	1	1	0	0	0
19	17	17	13	11	11	11	12	11	10	10	10	9	8	7	5	4	2	3	2	2	1	0	0
18	16	12	12	11	11	11	12	11	11	11	12	12	10	11	9	8	7	6	5	3	1	1	0
17	14	12	11	10	11	11	12	11	11	11	12	11	11	10	8	8	9	8	6	3	1	1	0
12	8	7	7	7	8	9	8	8	8	8	9	8	8	6	5	7	8	9	7	4	3	1	1
6	3	2	2	3	3	4	4	4	4	4	4	4	4	3	3	4	6	8	7	5	3	1	2
2	0	1	0	0	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	2	5	7	6	4	1	1	2
0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	1	2	2	3	3	3	1	1	1
0	0	0	0	0	1	1	0	0	1	1	0	0	0	0	1	0	1	2	2	2	2	1	0
0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1	0	1	1	3	6	9	10	10	8	4	1
0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	2	1	2	4	7	11	13	15	16	15	13	6	0
2	2	1	2	1	2	3	4	5	6	8	10	11	11	14	18	20	19	19	19	18	17	13	5
11	10	8	8	9	10	12	15	17	18	18	18	20	22	23	25	26	26	24	22	21	19	15	10
20	18	17	17	17	17	18	19	20	20	21	22	24	24	25	26	28	30	31	27	24	20	16	12
21	20	19	19	19	20	20	22	21	22	22	23	24	25	25	26	28	30	31	30	25	21	16	13
22	20	20	20	20	20	21	22	22	22	22	22	23	23	24	25	27	29	30	27	24	20	15	11
21	20	20	20	21	20	20	22	22	22	22	24	24	23	24	24	24	25	26	24	21	18	13	9
21	20	20	19	20	20	20	22	22	22	22	22	23	23	23	24	23	24	24	21	18	14	9	2
22	21	21	20	20	20	21	23	22	22	22	22	22	22	23	23	24	22	20	18	15	9	2	0
21	20	21	18	18	18	20	21	20	20	20	21	21	22	23	23	23	21	17	13	8	3	0	0
21	20	19	20	19	18	16	18	19	19	20	21	21	23	23	22	20	16	12	8	2	0	0	0
20	16	12	13	14	16	16	16	17	18	19	21	21	22	22	19	16	12	7	2	1	0	0	0
15	13	12	15	12	11	11	11	12	14	16	18	21	23	20	18	13	8	4	1	0	0	0	0

Fig.3-12　左傾姿勢時の座圧分布

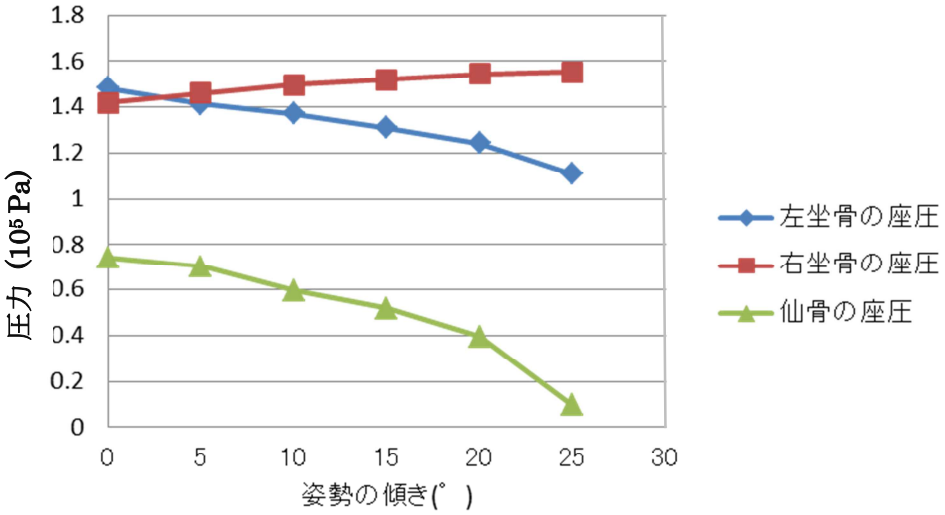


Fig.3-13　右傾姿勢での座圧と姿勢の関係

4	3	0	0	0	0	0	0	0	1	1	2	4	6	4	2	0	0	0	0	0	3	0	0
9	7	4	4	4	3	3	4	6	6	8	9	11	14	14	10	5	2	0	0	0	0	1	2
16	15	12	9	11	11	12	13	14	15	16	17	17	19	20	18	14	9	4	0	0	0	0	0
19	18	19	16	17	15	15	16	17	17	18	18	19	20	21	20	19	17	11	5	1	0	0	0
20	17	18	16	16	17	18	19	18	17	18	19	19	20	21	22	21	20	18	12	5	0	0	0
20	18	19	18	18	17	17	18	18	17	19	20	20	21	22	23	23	23	20	18	14	6	0	0
20	18	20	18	19	17	18	18	18	18	19	21	21	22	23	23	24	24	23	21	19	14	7	0
20	19	20	18	19	20	20	20	19	19	19	21	22	22	24	25	24	25	24	24	22	18	14	8
20	20	21	18	17	17	18	20	19	19	20	21	22	23	24	25	26	26	28	27	25	21	16	12
20	20	17	18	17	18	18	20	20	19	20	22	23	23	25	27	28	30	31	30	27	24	18	14
17	15	14	15	15	16	17	20	19	19	20	22	22	22	24	26	28	31	31	31	28	23	19	15
7	6	6	8	9	11	13	15	16	17	18	19	20	21	24	26	28	30	30	27	25	22	19	16
0	0	1	0	2	2	4	6	8	10	12	14	16	18	20	23	25	24	23	22	21	21	18	16
0	0	0	0	0	0	1	1	1	2	2	5	8	9	8	13	14	16	18	19	19	19	16	13
0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	2	2	4	7	11	14	16	17	15	10	3
1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1	0	1	1	2	6	9	10	11	7	4	1
1	0	0	1	0	0	0	0	1	1	0	0	1	0	0	1	1	2	3	4	4	5	3	2
4	2	1	2	1	1	0	1	1	1	1	0	1	1	0	1	2	3	3	4	2	1	1	2
8	6	4	5	6	6	6	5	4	3	2	2	2	2	1	2	3	5	6	5	4	2	2	2
14	11	10	9	9	9	9	10	9	9	8	7	6	5	3	3	3	5	6	5	4	2	1	1
17	14	13	11	12	11	11	11	11	11	10	11	10	8	6	4	4	5	5	4	3	1	1	1
18	14	14	12	12	12	12	12	12	11	11	10	9	9	6	6	5	4	4	3	2	1	0	0
18	15	15	14	13	12	12	12	11	10	8	8	7	5	5	3	2	2	2	1	1	1	0	0
18	14	14	13	12	11	10	9	7	6	5	5	3	2	2	2	0	1	1	1	0	0	0	1
18	13	13	11	9	7	5	5	3	3	1	1	1	1	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0
18	14	12	8	6	4	2	2	0	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
14	10	7	3	1	1	0	1	0	1	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	1	0	0	0
7	4	2	1	1	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	1	1	0	0	0	0	1	0	0	0	1	0	0	0	1	1	1	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	1	0	0

Fig.3-14　右傾姿勢時の座圧分布

いずれの部位も座圧は姿勢に依存して変化した。仙骨部は傾きを大きくするとシートから浮いてしまうため 0 に近づいた。

次に、矢状面上での後傾、前傾実験を、前額面上での実験と同様に行った。測定体系を Fig.3-15 に示し、その結果と座圧分布を Fig.3-16 から 3-19 に示す。

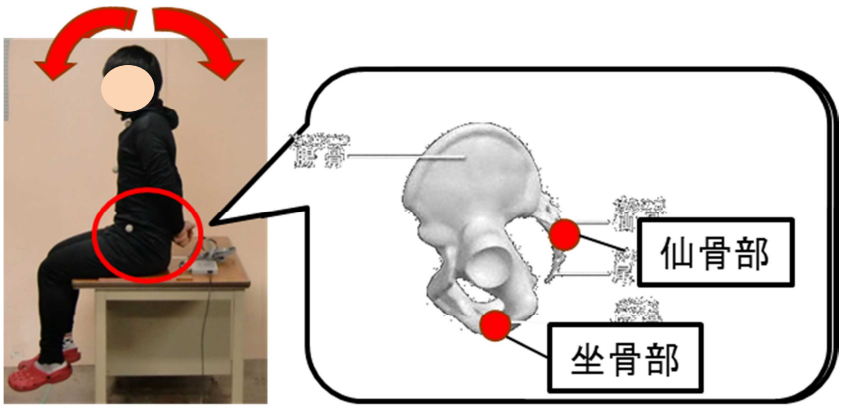


Fig.3-15　矢状面上での前傾、後傾実験

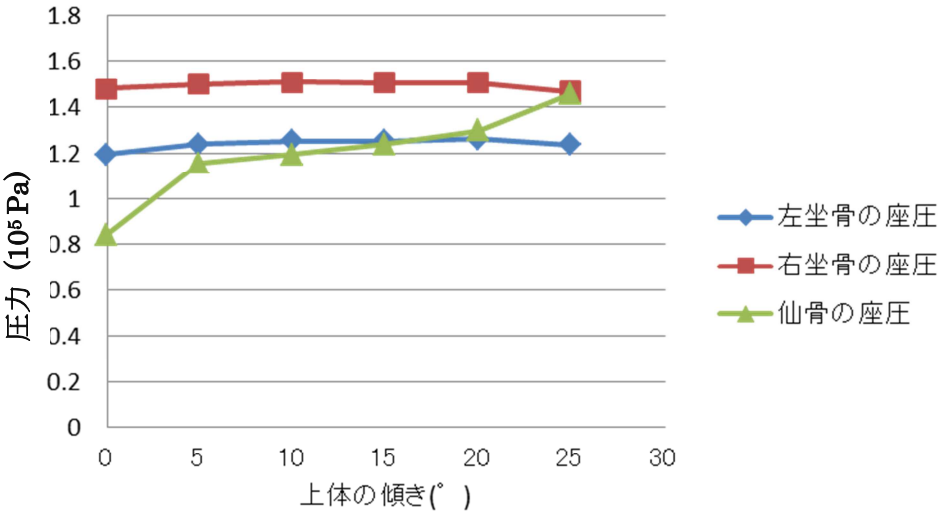


Fig.3-16　後傾姿勢での座圧と姿勢の関係

0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	3	0	0
1	0	0	0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	0	0	2	1
4	3	1	0	0	0	1	0	0	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
13	10	9	7	7	5	3	3	3	4	4	4	4	5	5	3	2	2	1	0	0	0	0	0
15	11	13	10	11	11	12	12	11	10	9	10	10	10	10	9	8	7	4	3	1	0	0	0
16	13	15	13	13	13	12	13	12	13	14	15	14	13	13	13	13	14	12	10	6	3	0	0
17	14	16	14	14	13	13	14	13	14	15	16	16	15	16	17	17	17	18	15	13	11	8	6
16	15	18	15	16	17	17	16	15	14	15	16	17	16	18	19	18	21	20	21	19	16	13	12
17	17	18	14	13	14	14	15	15	15	16	17	18	18	19	20	22	23	25	25	24	20	16	14
16	16	12	13	13	14	15	16	16	15	17	18	19	18	20	22	24	28	29	28	27	24	19	16
14	13	11	12	12	13	13	16	15	16	16	18	18	18	19	21	23	27	29	30	28	26	22	19
7	6	7	8	9	10	11	12	12	14	14	15	17	17	19	19	22	25	28	28	28	26	25	24
1	1	1	1	3	4	5	6	7	9	10	11	13	15	15	17	21	22	24	26	26	26	26	27
1	0	0	0	1	1	1	1	2	2	3	6	8	8	9	15	18	19	21	23	25	26	26	28
0	1	0	0	1	0	0	0	1	0	1	1	2	3	4	10	17	18	19	22	25	27	28	29
0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	2	3	10	15	17	17	19	22	25	26	27
0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	2	4	12	17	19	20	21	25	27	28	30
1	1	0	1	1	1	1	1	1	2	3	4	5	4	7	13	19	19	20	22	24	25	27	28
5	4	3	4	6	6	7	7	7	7	9	10	11	12	11	19	20	20	22	24	25	25	26	27
12	11	10	10	10	11	12	13	15	15	15	16	15	17	17	18	21	23	25	25	25	26	25	25
17	15	14	13	14	14	14	15	15	15	16	17	20	18	18	19	22	25	27	27	27	24	23	22
18	15	15	14	14	15	15	16	16	17	16	17	17	19	18	20	20	23	26	27	25	23	20	18
19	15	16	16	15	15	15	17	16	16	15	16	17	15	19	18	20	22	24	23	22	19	17	16
18	15	16	15	16	15	15	16	15	15	15	17	17	15	15	18	15	19	20	19	18	15	12	13
18	15	16	14	14	14	14	16	14	14	14	15	16	14	15	14	16	14	16	14	12	10	8	6
18	17	17	15	14	15	15	16	15	14	14	15	15	14	14	13	12	12	9	7	6	3	2	2
17	15	16	13	12	12	13	11	9	9	8	9	9	9	8	7	6	5	4	2	1	0	0	0
15	13	12	11	10	8	4	2	2	2	2	3	3	3	3	2	1	1	0	1	0	0	0	0
8	4	1	1	0	1	0	0	0	0	1	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Fig.3-17　後傾姿勢時の座圧分布

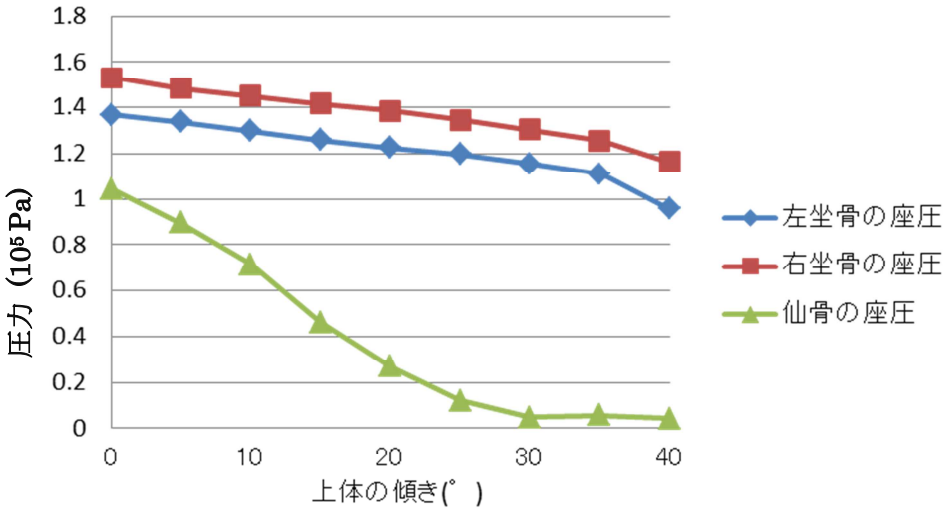


Fig.3-18　前傾姿勢での座圧と姿勢の関係

0	1	0	0	0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	3	0	1
6	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	2	3
15	12	7	5	3	3	3	2	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0
20	19	19	16	14	12	11	11	10	9	7	6	5	4	2	1	0	0	0	0	1	0	0	0
21	19	19	17	17	17	17	17	16	14	12	11	11	10	8	6	3	1	0	0	0	0	0	0
21	21	21	19	18	18	16	17	16	15	16	16	15	14	14	13	11	8	3	1	0	0	0	0
22	21	21	19	19	18	17	17	16	16	17	18	18	17	17	17	16	14	12	6	1	0	0	0
22	21	21	20	20	20	20	19	18	17	17	18	18	18	19	19	18	19	16	13	7	2	0	0
22	21	22	19	18	18	18	19	18	18	18	20	20	19	20	20	21	20	20	18	12	5	0	0
22	22	19	19	18	18	19	20	19	19	19	20	21	20	21	23	22	23	22	19	15	9	2	0
22	20	18	18	17	17	19	20	18	19	19	21	20	20	21	22	23	23	22	20	17	11	3	0
16	12	13	13	14	15	16	17	16	17	18	19	19	20	21	22	23	23	21	19	17	12	5	0
6	4	4	5	6	8	10	11	12	13	15	16	17	19	20	20	21	20	18	17	15	13	6	1
1	1	1	1	1	2	4	4	6	6	7	11	14	14	11	14	16	16	16	15	14	11	4	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	2	5	5	5	5	7	12	14	14	14	13	7	2	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	2	3	4	7	11	11	11	10	6	1	0
0	0	0	0	0	1	0	0	1	1	2	3	3	3	5	6	10	13	15	15	14	11	4	0
3	2	1	2	2	3	4	5	6	6	7	11	10	8	9	13	16	16	15	15	14	10	5	0
10	9	7	8	10	11	12	13	13	14	15	16	17	18	17	19	19	19	17	16	15	12	6	2
19	17	15	15	15	15	16	18	19	18	18	19	18	20	21	21	21	21	20	18	15	13	5	1
21	20	19	18	18	17	18	19	19	18	18	19	21	20	21	21	22	22	21	18	17	11	4	0
22	20	20	18	18	19	19	20	19	19	19	19	19	21	20	21	20	20	20	20	16	10	1	0
22	21	20	19	19	18	19	20	19	19	18	18	19	18	20	19	19	20	20	17	13	6	2	0
22	21	20	20	20	19	18	19	19	18	17	20	19	17	17	18	15	17	17	14	8	1	0	0
22	20	20	19	19	19	18	19	18	17	16	17	17	15	16	14	15	13	11	7	2	1	0	0
23	22	21	20	20	19	19	19	18	17	17	16	16	14	14	12	10	8	5	1	0	0	0	0
22	21	21	18	17	17	17	15	13	12	10	9	9	8	7	5	3	2	1	0	0	0	0	0
20	19	17	16	14	11	7	6	6	4	4	4	3	3	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
16	10	5	3	3	2	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0

Fig.3-19　　前傾姿勢時の座圧分布

矢状面上（後傾姿勢）においては、姿勢の傾きの増加によって、仙骨部の座圧が顕著に増加した。このことにより、車椅子の高齢者に多く見られる、後ろに傾いた姿勢において、仙骨部に圧力が集中し疼痛や褥瘡を起こす危険性が確認できた。[11]

実験では、座圧から推計される体幹の前後への傾きが左右の傾きの測定限界値と比べ小さいことが分かった。しかし、実際には着座姿勢の場合背もたれがあるため、極端な後傾姿勢はなく、またそのような姿勢は通常「ずり落ち」の状態となるため、座圧分布でも臀

部がセンサーの中央へ移動するなど、特徴的なデータが計測できる、そのため計測による問題は起こらないと考えられる。また、上体の前傾についても、高齢者は地面に足がつく高さの車いすもしくは椅子に着座する為、極端な前傾になることは少ない。実際には、高齢者施設利用者には円背が多くみられるため、前傾における正確な推計は困難な場合があるのも事実であるが、実用の範囲において上体の前後左右の傾きの測定は可能であると考えられる。

次に、姿勢を座圧分布から推定することができるプログラムを構築し、高齢者の介護の現場において、高齢者の日常生活に違和感なく姿勢の状態を推定し、適正な姿勢への介助を促す実用的なシステムを構築した。

3.3　頭部動作解析データと座圧分布の関係

座面に配置した座圧センサーを用いて座圧分布を計測することで、体幹の傾き角の推定を試みた。次に、上半身の映像から顔を認識し、頸部の傾きを算出するアルゴリズムを構築した。これらの結果を組み合わせて体幹および頸部の傾きを算出し、対象者の姿勢を実時間で推定することを試みた。

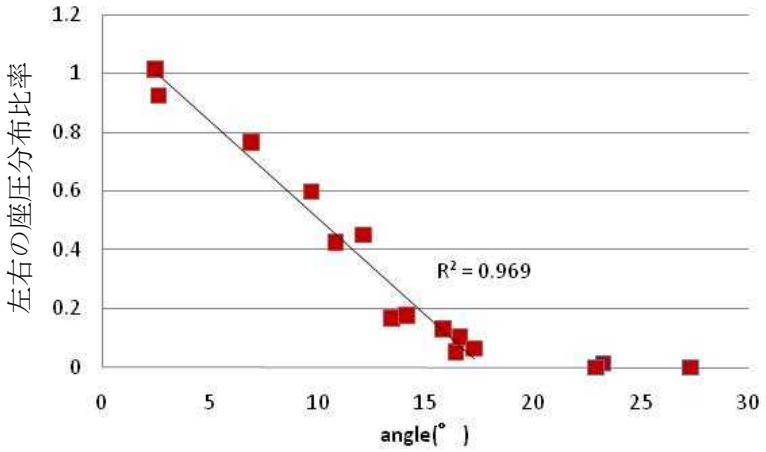


Fig.3-20　上肢の左右への傾斜角と左右座圧分布比の相関

頸部の傾き角度の算出は、前章のウェブカメラより撮影した頭部の画像解析により行った。Fig. 3-21 に示す顔面の各パーツの位置関係を実時間で計測し、それらのデータから頸部の傾きを算出した。

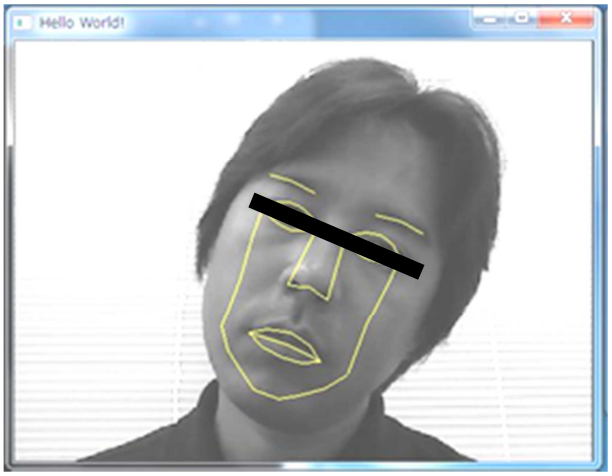


Fig. 3-21　API 画面例

検出角精度の検証では、人形の頭部をウェブカメラから約 80cm の距離に設置し、実測値と計測値を検証したところ、前後左右の傾きにおいて、Fig. 3-22 に示すように高い相関が得られ、高い精度で頸部の傾きを推定することができることが実証された。

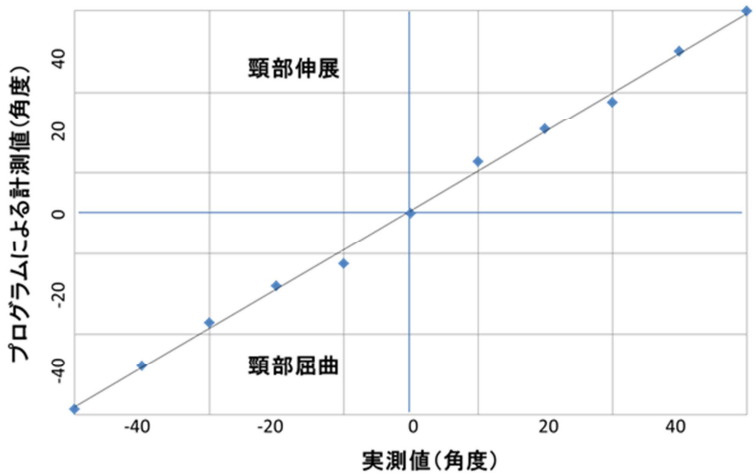


Fig. 3-22　頸部の伸展・屈曲角における実測値と API 計測との相関

次に、本システムによる測定限界値を検討したところ、左右および下方向に約 50°、上方向に約 80°と、健常成人の頸部可動域内の傾きを測定可能であることが分かった。最終的な対象者である高齢者は、通常可動域が健常成人に対して縮小すると考えられるため、本システムを用いて実用的な計測範囲で測定が可能であると考えられる。

次に、頸部の傾きが座圧分布に影響する場合、体幹角度の推定の際に頸部の傾きを考慮した補正が必要となるため、頸部の傾きが座圧分布に与える影響を調べた。Table.3-1 に示

すように、頸部の傾きが座圧分布によって推定した体幹角度に対して与える影響は、正立時の場合、体幹測定値と真値との誤差は平均で 0.3°、最大で 0.9°であった。また体幹を 13°程度傾斜させた場合でも、頭部を前後左右へ傾斜させた場合の誤差平均は 0.4°で最大 0.6°であった。つまり本装置において、頭部の傾斜が座圧に与える影響は、実用の際補正は不要であると考えられる。

Table.3-1　頭部の傾斜が座圧による体幹の傾きの測定精度へ与える影響

首の状態	正立時の 体幹角度（°）	右傾斜時の 体幹角度（°）
直立	3.1	13.6
前傾	3.1	14.0
後傾	3.0	14.0
左傾	2.2	13.9
右傾	3.4	14.2
誤差の平均	0.3	0.4

3.4　頭部動作解析データと座圧分析による姿勢予測[12]

既述した通り、頭部の画像解析によって、非接触な方法で頸部の傾きを推定することができることが分かった。ただし、この手法を用いて得られる頸部の傾きは、鉛直方向に対する頸部の傾き角であり、一方で最終的なシステムにおいて算出が必要なのは、体幹に対する頸部の傾き角である。そこで、実際のシステムにおいては、Fig.3-23 に示す手法で体幹に対する頸部の傾きを求めることを考えている。座圧分布から求めた鉛直方向に対する体幹の傾き角 θ に対し、頭部動作解析から求めた鉛直方向に対する頸部の傾き角 ϕ' の角度および傾き方向が一致していれば、頸部の傾きは 0°と考える。一方で体幹の傾きと頸部の傾きが異なっていた場合、頸部の傾き角 ϕ' と体幹の傾き角 θ を加減することで、体幹に対する頸部の傾き ϕ を算出する。このようにして得られた体幹および頸部の傾き角 θ、ϕ のそれぞれについて、専門家の指導により危険性を示す閾値を設定することで、姿勢の崩れの検知が可能になると考えられる。今回は左右の傾き角について検証を行ったが、将来的には前後も合わせ三次元的な角度の推定を目指す。なお、座圧・画像解析双方のデータはログデータとして蓄積され、対象者のプライバシーを維持することができるシステムとする。

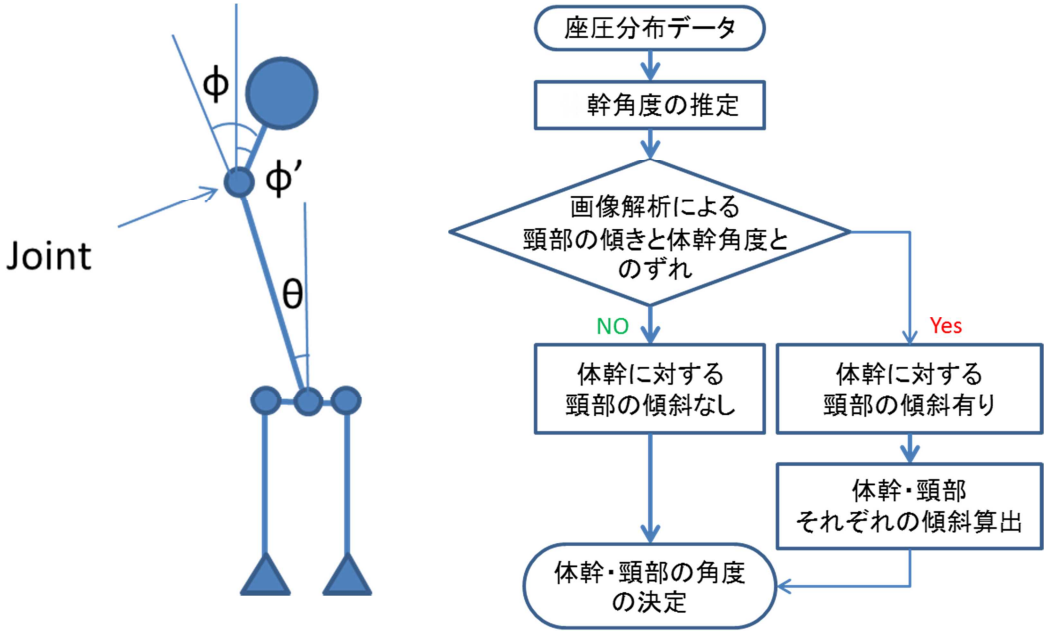


Fig.3-23　上肢の傾斜角と頸部の傾斜角の推計イメージと情報処理流れ図

姿勢計測のシステムは、大きく分けて姿勢崩れの検出による日常的な介入指示と、危険な姿勢である事故の検出による緊急時対応に用いることができると考えられる。また、蓄積されたデータを、個別の介護に利用するのみならず、集団データとして解析し、将来的には特定の時間帯、既往歴、年齢等で特有の姿勢崩れのパターンや姿勢崩れを起因とする事故の予測を行うことで、事故を未然に防止するための福祉用具や介護手法の設計にも役立てられる可能性が考えられる。

3.5　結論

介護現場で実践的に用いることができる、簡易な座位計測手法の確立を目的として、座圧から体幹の傾き、頭部の画像から頸部の傾きを求めた。その結果、体幹の傾きと頸部の傾きをそれぞれ実時間で計測するシステムを構築することができ、高い精度を確認することができた。今後、これらのデータを併せて体幹に対する頸部の傾きを計算することで、体幹、頸部の傾きのそれぞれに閾値を設定し、事故検知や介入指示ができると考えられる。実用に向けての課題としては、正しい姿勢は健常成人については定義しやすいが、本プログラムの対象者である高齢者の場合、その定義には個別性が出現すると考えられる。また、事故と姿勢崩れの定義についても同様のことが考えられる。今後は、高齢者を被験者とした検証をすすめ、正しい姿勢の定義の明確化と、姿勢崩れおよび事故検知の閾値の決定を進めていくこと予定である。

参考文献

1. 大浦武彦：本邦における褥瘡の現状と問題点, 日本褥瘡学会誌, 1.pp.201-214.1999.
2. 山田 道廣： 減算対策と理学療法士の関わり, 理学療法学, Vol32, No4. pp.299-304, 2005.
3. Keller B.P.J.A., Wille J.,Ramshorst van B, and Werken van der C： Pressure ulcers in intensive care patients, a review of risks and prevention, Intensive Care Medicine, vol.28.1379-1388, 2002.
4. 小林一敏：ゴニオメーターによる関節角度の計測, 日本体育学会大会号, 日本体育学会大会号 (29), 300, 1978-12-17　5008.
5. 半田隆志,見木太郎,佐野公治,廣瀬秀行,井筒隆文,古賀洋,木之瀬隆：座位計測器の開発, 電子情報通信学会技術研究報告,電磁情報通信学会, ISSI0913-5685, vol.109,no.358, 2010.
6. 半田隆志,見木太郎,佐野公治,廣瀬秀行,井筒隆文,古賀洋,木之瀬隆：デジタル式座位姿勢計測器の開発と評価, 日本生活支援工学会誌, 第 11 巻, 第 1 号, 2011.
7. 半田隆志,見木太郎,星野元訓,廣瀬秀行：シーティングにおける座位姿勢計測, ヒューマンインターフェース学会誌・論文誌, 13(2), p135-146, 2011.
8. 前川義量,阿部武志,白井みどり,秋山庸子,西嶋茂宏：表情の画像解析による疼痛評価システムの開発, 生体医工学, 49[6], pp.836-842, 2011.
9. 藤井直人：座圧分布の測定, バイオメカニズム学会誌, バイオメカニズム学会誌 5(2), 46-53, 1981-05-01, 1981.
10. 久保祐子,山口光國,大野範夫,福井勉：姿勢・動作解析における身体重心点の視覚的評価の検討, 理学療法学,　33(3), 112-117, 2006.
11. 阿曽洋子：訪問看護ステーションにおける褥瘡患者の実態, 褥瘡学会誌, 9(1), 103-108, 2007.
12. 田中則子,樋口由美,林義孝,小柳磨毅 : 頸部可動域制限が座位側方重心移動動作に及ぼす影響, 日本体力医学会, 51(6), 761, 438, 2002.

第 4 章　疼痛表情解析による体性感覚の推定

4.1　諸言

高齢者介護は、施設で行う施設介護も、在宅で行うことを目的とした在宅介護も、地域包括ケアシステムという形で、各種医療機関も含め他業種連携を円滑に行いながら進めていくこととなる。既述したが、介護現場は、高齢者人口の増加、その担い手の不足の中で、今後様々な形での工学的な技術による支援を求めている。前章までは、頭部の動きと、座圧分布の変化によって、座位姿勢を計測することで、高齢者の見守りを行い、その情報を介護者へフィードバックすることにより、適切な介護を提供することを目指してきた。本章では、頭部画像解析プログラムを応用し、さらに細かな生体計測を行うことにより、介護現場における支援の向上を検討する。

介護現場や医療現場では、介護者が被介護者の体性感覚を理解することが適切な介護を実施するために必要である[1,2]。体性感覚には痛覚や圧覚、冷覚、温覚などが上げられるが、その中でも痛覚の理解は、被介護者の Quality Of Life(QOL)を考える際に、最低限必要な情報である。しかし現在のところ、実時間で疼痛を定量的かつ客観的に評価する方法は確立されていない。

自身の疼痛を伝えるために、一般に言葉が用いられるが、発語が困難な被介護者の場合、言語的手段の代わりに非言語的な手段が必要となる。疼痛の評価方法として一般に McGill Pain Questionnaire(MPQ)、Visual Analogue Scale(VAS)、Numerical Rating Scale(NRS)、Verbal Rating Scale(VRS)、The Faces Pain Scale(FPS)などがあるが[3,5]、これらは被介護者が質問紙などに自己申告するものであり、心身の障害などにより回答が困難な場合がある。また、心電図、脳波などの生体信号を用いる方法もあるが[6] 、電極の貼付などによる不快感、測定機器の使用や分析に専門的な知識や技術を必要とするため一般的な使用は難しいと考えられる。そのため、認知症高齢者などの介護現場では、介護者が被介護者の表情や行動などから情動や痛み、また不快感を推測する感情評価尺度（ERIC: Emotional Response in Care）などの方法が用いられている[7]。表情から情動を評価する代表的な解析方法としては、Facial Action Coding System(FACS)が開発されている[4,8,9]。これは表情動作の最小単位となる Action Unit(AU)の組み合わせにより表情変化を符合化して表す手法である。この手法により客観的評価が可能となり、また時系列で分析することも可能になったが、その一方で、評価者の主観による影響は否めず、訓練が必要となる点や、解析時間がかかる点が短所として挙げられる。しかし、表情を用いた解析は抽出できる情報量が多く、また非接触かつ簡易に測定ができるなどといった面が優れていることから、疼痛による表情の変化を工学的に分析し、その強度を測定するシステムが開発できれば、自らの疼痛を言語や書字により伝えることができない高齢者などの介護現場では大いに役立つと考えられる。

本章では日常生活の中で生じる疼痛の強度を、言語以外の情報を用いて客観的に推定する方法として、FACS を基盤として表情変化を数値化するシステムの開発について述べる。

4.2 疼痛表情係数

表情解析から疼痛を定量的に求めるために、この基準となる表情を行列化し、この表情からの変化を、[X1 X2 … X9]・T[F1 F2 … F9]の形にした。ここで T[F1 F2 … F9]は、”左上瞼を上げる”や”上唇を上げる”など、Fig.4-1 で示される全 9 箇所の顔面部位の変化を表す行列である。[X1 X2 … X9]は T[F1 F2 … F9]で表される変化をしているかどうかを、式(1)に基づいて－1・0・1 の 3 値化表記した。例えば F1(右眉を上げる表情変化)に対応する X1 は、右眉が上がれば 1、右眉が下がれば-1、動いていなければ 0 とした。

$$Xi = \begin{pmatrix} 1 & \text{Fiの変化をする} \\ 0 & \text{変化なし} \\ -1 & \text{Fiと逆の変化をする} \end{pmatrix} \quad \cdots(1)$$

この手法に基づくと、例えば両眉が下がり(X1=-1, X2=-1)、両目が閉じ(X3=-1, X4=-1)、両口角の広がりには変化が無く(X5=0, X6=0)、両口角が上がり(X7=1, X8=1)、口が開いている(X9=1)表情は、[-1 -1 -1 -1 0 1 0 1 1]・T[F1 F2 … F9]と表される。

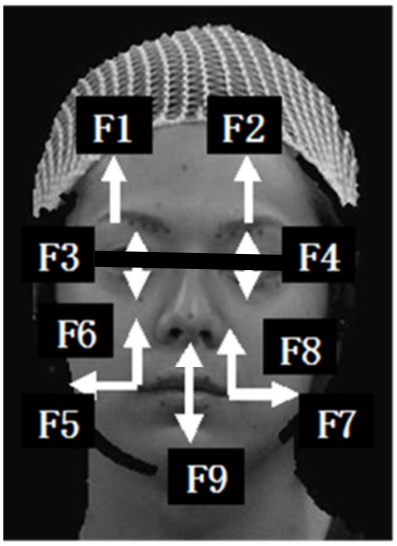


Fig.4-1　注目した顔面部位の変化

上記により得られた行列を用いて、式(2)を定義した。この式は、解析対象となる表情の

行列(A)を、比例係数(B)と事前に決定した疼痛表情の行列(C)の線型結合で表している。ここで、比例係数(B)を「疼痛表情係数」と定義した。これは、疼痛表情の行列(C)が最大の痛みを表すと仮定し、その時の疼痛強度を 1 とした場合に、解析対象の表情がどの程度の疼痛を示しているかを示す値である。式(2)において、右辺と左辺を完全に一致させることは困難であるため、最小二乗法によって左辺と右辺の誤差が最小になるように(B)の値を決定し、疼痛の度合いである「疼痛表情係数」とした。疼痛表情の行列(C)は、10 名の 20 代の被験者の手に疼痛刺激を与えた時の表情から決定された定数行列である。よって式(2)に解析対象となる表情の行列(A)を入力することで、(B)で表される「疼痛表情係数」が得られる。

$$\underbrace{\begin{bmatrix} X_1 & X_2 & \cdots & X_9 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ \vdots \\ F_9 \end{bmatrix}}_{\mathbf{A}} = \underbrace{Y}_{} \cdot \underbrace{\begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 & -1 & 0 & 1 & 0 & 1 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ \vdots \\ F_9 \end{bmatrix}}_{\mathbf{B}} \underbrace{}_{\mathbf{C}} \quad \cdots (2)$$

上記の疼痛評価手法に基づき、表情の撮影、解析、疼痛強度の出力の一連の作業を自動的かつ実時間で行うソフトウェアを含むシステムを開発した。本システムの特徴は、3 次元デジタイザなどの特別な装置を用いることなく、Web カメラやデジタルカメラ、デジタルビデオなどの画像を逐次読み込むことで広く応用できること、また疼痛表情の特徴となる部分のみを解析することによって、迅速な解析が可能であることである。さらに、疼痛の強度を、介護者が視覚的に理解しやすい「疼痛ゲージ」という情報に変換して疼痛強度を提示できることが特徴である。表情の画像解析を行ったシステムの画面の一例を Fig.4-2 に示す。このソフトウェアは顔面領域を右眼領域、左眼領域、口領域の 3 つに分け、それぞれの領域で各部位が変化したかどうかを評価するものである。

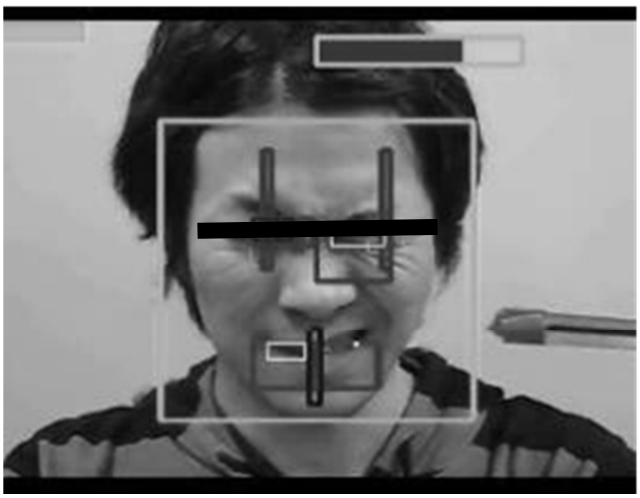


Fig.4-2　開発したソフトウェアの画面の一例

4.3 画像解析

本システムでは、Open Source Computer Vision Library (OpenCV)を利用してプログラムを作成した。OpenCV は Intel 社が開発し、Willow Garage 社によって開発が引き継がれた画像処理ライブラリであり、プログラミング言語として C^{++}を使用している。今回用いた OpenCV には、Adaboost アルゴリズムと Haar-like 特徴を用いたパターン認識が実装されている。この一連の手法は、Viola ら[10]のオブジェクト検出手法に基づき、Lienhart ら[11]が改良したものである。

プログラムのフローチャートを Fig.4-3 に示す。動画から自動で画像を一定の時間間隔で読み込み、画像を読み込みながら、実時間かつ自動的に疼痛表情係数を算出し、表情の画像とともに表示・更新し続けるプログラムとなっている。本プログラムでは顔を検出した後、その検出領域の中で右眼領域、左眼領域、口領域を検出し、それぞれの検出領域について画像処理を行っている。

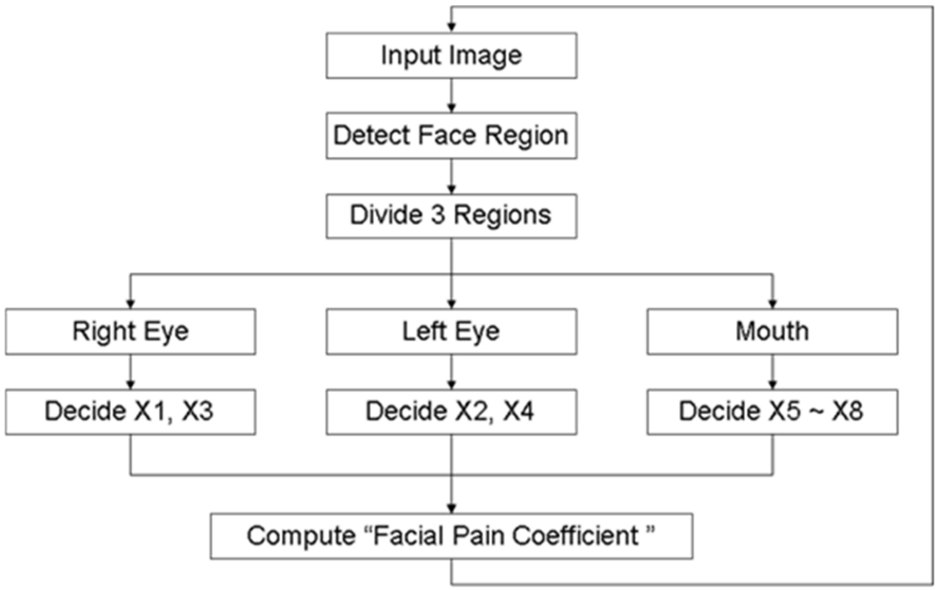


Fig.4-3　解析プログラムのフローチャート

解析の手順としては、まず顔検出領域の中から目を検出し、両側の目頭と目尻を結んだ近似直線を求め、その直線の傾き θ が 0 となるように画像全体を回転させた。このことにより撮影対象者内での顔の傾きに起因するずれの影響を軽減することができる。この手順で回転させた画像を正面の画像とした。その上で、顔面の右眉、左眉、右眼、左眼、口の各部位の端点の座標と縦幅を抽出した。なお、このときにカメラと被験者の距離に依存した各部位の変位や幅の大きさの違いを低減するため、幅の値は顔全体の縦幅で規格化した。この座標と幅について、各被験者についての基準画像に対する変位を閾値設定により検出

し 3 値化することで、X1-X8 を決定して解析対象の表情の行列式を作り、2 節で述べた手法により「疼痛表情行列」を算出した。この行列をもとに、上述した手法による「疼痛表情係数」を算出し、表情画像とともに係数を Fig.4-3 の右上に示す棒グラフ状の「疼痛ゲージ」によって提示した。この繰り返しを、撮影を停止して新たな画像が読み込まれなくなるまで継続した。

本システムの妥当性評価については、疼痛刺激を与えた時の表情から疼痛を検出できるかどうかを、「疼痛表情係数」と「VAS 値」の相関を取ることによって確認した。 ここでは、

冷水による疼痛刺激実験（コールドプレッサー法）を用いた実験を行い、その時の表情を本プログラムによって解析し、「疼痛表情係数」を求め、同時に被験者が自己申告した疼痛の官能評価の値「VAS 値」と比較し、「疼痛表情係数」との相関を調べることで、提案した表情解析手法の妥当性を検証した。さらにこの手法を用いて、ウェブカメラで撮影した表情を自動的に解析し「疼痛表情係数」を算出するソフトウェアを含む疼痛評価システムを開発した。研究では疼痛刺激実験として冷水実験を採用しているが、この手法を用いた理由は、氷水を利用することで安定した実験環境の設定が簡便であるためである。実験においては、5 分以上の継続的な実験を行うと、慣れや麻痺による影響が出ることが示唆されているため、30 秒 1 セットを繰り返す手法をとった。実験手順を Fig.4-4 そして、実験イメージを Fig.4-5 に示す。

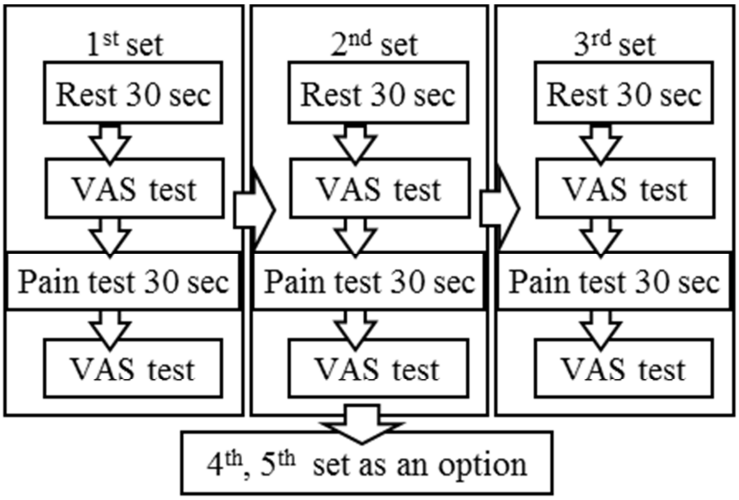


Fig.4-4　冷水実験の流れ図

Fig.4-5 コールドプレッサー法による疼痛刺激実験の様子

VAS テスト実験にあたり、被験者は健康な男女 10 名（28－47 歳）とし、どの被験者も身体に慢性的な疼痛を感じていないことを事前に確認した。実用にむけたな対象者は高齢者であるが、基礎的検討として、まず表情が捉えやすい若年者での検討を行った。Kunz は、研究の中で疼痛による表情変化、また疼痛の感じ方に年齢差は影響しないと結論付けている報告もあり[12]、表情の検出法や閾値の違いなどの課題は考えられるが、基本的な手法として、若年者のデータが高齢者にも適用できると考えた。

実験中の表情を被験者の正面約 1 メートルの距離に設置したウェブカメラ[5]により撮影した。実験中の表情撮影は、5f/sec で行い、安静 30 秒、疼痛刺激 30 秒の 2 つのセッションをまとめて 1 セットとし、連続して 3 から 5 セット行った。被験者には官能評価として、疼痛実験における各セット直後に、疼痛を VAS 法（Visual Analogue Scale）により自己申告してもらった。VAS 法による評価は、無痛(0 点)から想像できる最大の疼痛(1 点)の間で任意の位置にマーカーにチェックをしてもらった。 一方、2 節に述べた手法で表情の画像から表情を解析することで「疼痛表情係数」を求め、マーカーの位置から「VAS 値」を求めた。この両者の相関を評価することで、「疼痛表情係数」による疼痛評価の妥当性を検討した。さらに、この実験を行うことにより、本システムを用いて自動的に表情の撮影、解析が可能であり、被験者の現在の疼痛強度を棒グラフ状の「疼痛ゲージ」として自動的かつ実時間で出力することができることを確認した。

被験者には実験に先立ち、実験目的や実験内容とともに、実験への参加は自由意思に基づくものであり、実験途中であってもいつでも中止できること、また、実験中に撮影した映像などのデータは厳重に管理すること、さらに、撮影された表情は直ちに数値化されるため、個人が特定されることはなく、また研究結果の公表には個人が特定されないように

[5] PC 機種　Galleria prime TW9　内蔵カメラ 130 万画素

個人情報の保護に努めることなどを書面と口頭で説明し、文書による承諾を得た[6]。

4.4 結果と考察

コールドプレッサー法による被験者の表情解析から得られた「疼痛表情係数」と、VAS 法による官能評価によって得られた VAS 値の関係を Fig.4-6,4-8,4-10,4-12 に、また VAS 値を時系列で示した結果のうち、被験者 4 名のデータを Fig.4-7,4-9,4-11,4-13 に示す。なお、疼痛表情係数と VAS 値はいずれも 0 から 10 の間の無次元の数値である。疼痛表情係数と VAS 値の関係は相関を示しており、時系列の疼痛強度の変化を「疼痛表情係数」によって再現できていることがうかがえる。このように、「疼痛表情係数」を用いた表情解析手法ではほぼすべての被験者において妥当性を確認することができた。この手法は本実験とは異なる被験者 10 名へのコールドプレッサー法を用いた手への疼痛刺激による表情から抽出した疼痛表情を用いた解析であり、痛み刺激の種類や被験者によらず、痛みの強度が検出できているといえる。このため、表情変化の大きな人にとっては汎用性が高く有効な疼痛評価手法になると考えられる。一方、表情変化が小さい被験者では、現段階の解析手法での疼痛評価は困難であるが、9 個の認識部位の変化以外にも注目することで改善が可能であると考えている。実験に参加した被験者における表情変化の標準偏差は最少 δ=2.2 から最大 δ=3.6 であった。

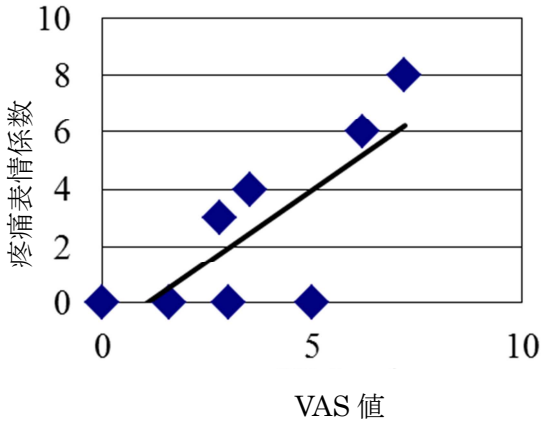


Fig.4-6　疼痛表情係数と VAS 値の相関関係のグラフ(被験者 A)

[6]当研究におけるすべての実験は、人を対象とした研究倫理委員会の承認を得、その規約に基づき行っている。

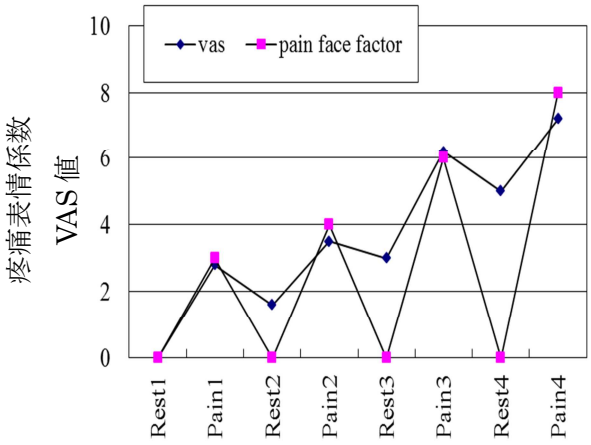


Fig.4-7　疼痛表情係数と VAS 値の経時変化 (被験者 A)

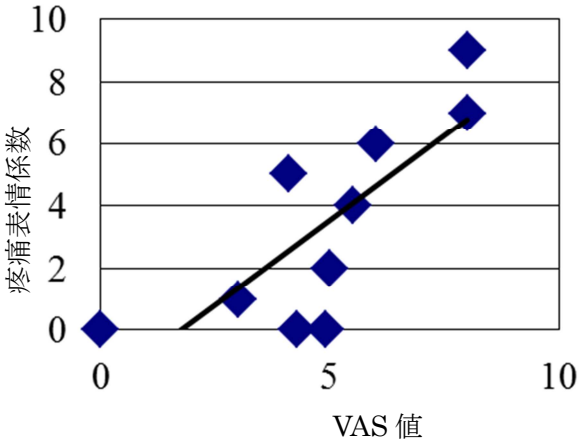


Fig.4-8　疼痛表情係数と VAS 値の相関関係のグラフ(被験者 B)

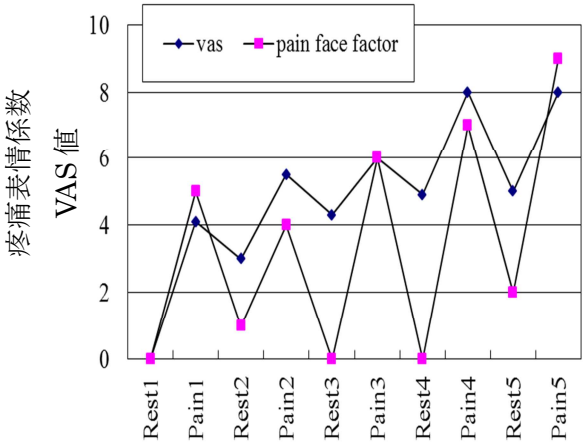


Fig.4-9　疼痛表情係数と VAS 値の経時変化(被験者 B)

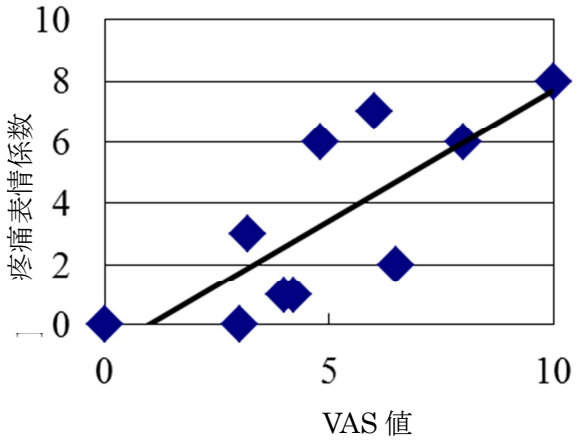


Fig.4-10　疼痛表情係数と VAS 値の相関関係のグラフ(被験者 C)

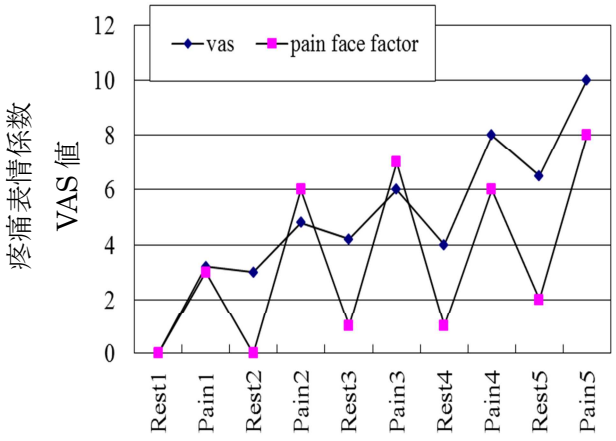


Fig.4-11　疼痛表情係数と VAS 値の経時変化 (被験者 C)

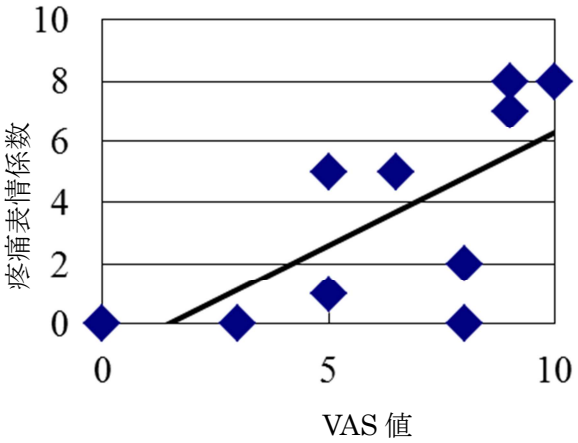


Fig.4-12　疼痛表情係数と VAS 値の相関関係のグラフ(被験者 D)

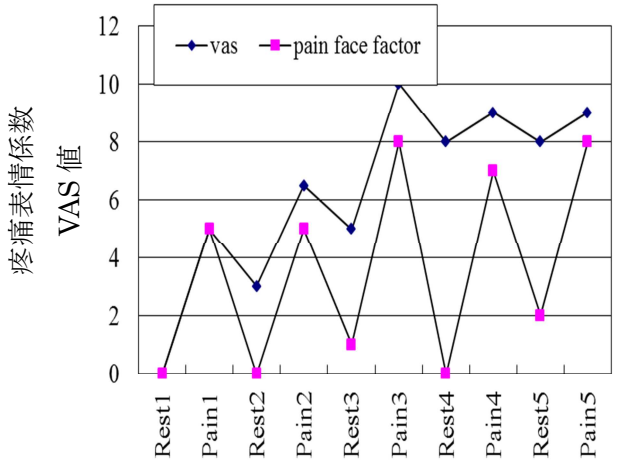


Fig.4-13　疼痛表情係数と VAS 値の経時変化 (被験者 D)

介護現場において、介護者が被介護者に対して適切な介護を行うにあたり、撮影をしたその場で疼痛強度を評価し、介護者に分かりやすい形で提示することが重要となる。乳児などを対象に、疼痛評価を自動的に行うシステムの開発はすすめられてきているが[13,14]、実時間で、かつ誰にでも理解できる方法で疼痛強度を提示する実用的なシステムは未だ開発されていない。そこで、動画撮影から疼痛表情係数を得るまでの一連の作業を自動的に実時間で行うことのできるシステムを構築するため、撮影された動画から疼痛表情係数を逐次算出するシステムを構築した。Fig.4-14 に示すように、Web カメラを用いて一定時間毎（本実験では 5 frame/sec）に静止画像表情データを抽出し、そのデータ静止画に対して、本研究で開発したソフトウェアを用いて疼痛表情係数を一定時間毎に自動算出することで、実時間解析を行った。

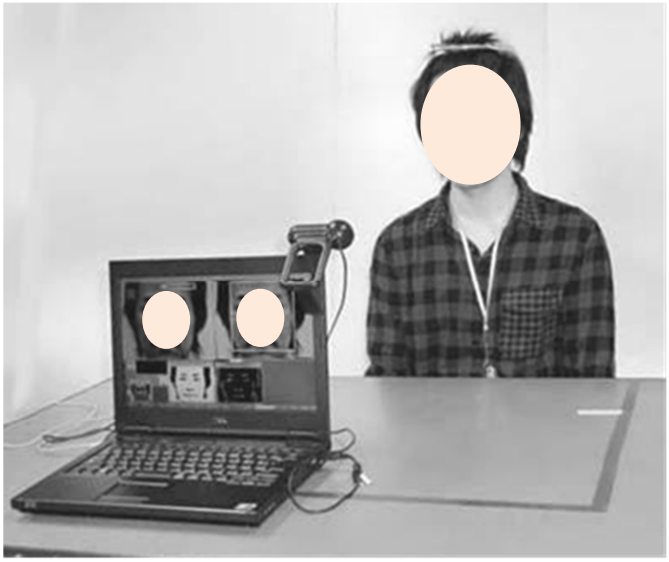


Fig.4-14　疼痛強度の自動提示システムの概要

このシステムを用いて、再び疼痛刺激として冷水に手を浸したときの疼痛を評価できるかどうかを VAS による痛みの官能値と「疼痛表情係数」の相関をとることで 10 名の被験者について確認したところ、Fig.4-6,4-13 に示した結果と同じく、 VAS 値との間には相関係数 0.6 から 0.7 が得られた。

このように、体性感覚の中でも介護現場で理解することが重要とされる疼痛を実時間で評価できる手法を構築することができたが、実際の介護現場や医療機関での応用を想定すると、いくつかの課題がある。

まず今回の実験で被験者間の違いとして示されたとおり、被介護者の痛みの感じやすさや表情の豊かさに依存して、表情変化の大小が変化することが挙げられる。このことについては、高齢者など表情変化の程度や特徴が異なることが予想される対象者にも適用できるように、データの蓄積によって、各被介護者ごとに自動的に閾値の最適値を学習し決定するプログラムに改良することが有効であると考えられる。特に高齢者を対象とする場合、若年者に対して表情変化の大きさが異なる場合もあるため、個々の表情変化の大小に応じて対応できるプログラムの構築が重要となる。

また、今回の手法では、正面に向いた顔の鉛直方向に対する傾きの補正は可能であるが、横向きになった場合は解析が不可能となる。介護施設ではほとんどの被介護者が正面を向き続けることは無く、動き続けている様子が確認されている。被介護者の日常生活に支障を及ぼさない形で高精度な表情解析を可能にするためには、横向きの表情にも対応できるように画像解析の手法を改良していく必要がある。同時に顔の向きの三次元的な角度の動きの情報をも数値化することによって、顔画像から得られる定量的な情報をさらに増やすことができると考えられる。

4.5 頭部の傾き角と表情解析精度の検証

第 2 章で検証したように、カメラに対して正面から取得した疼痛表情の評価精度は疼痛刺激実験により、その妥当性が検証できた。また、API による頭部追跡限界角も人形の頭部を利用し実験的にその精度を検証しており、Fig.4-16 に示すように結果は左右約 50°、上約 80°、下約 50°となった。

その次の段階として、実用性を向上させるため、正面からの疼痛表情解析だけではなく、上下左右の斜め方向からでも表情が解析できる必要がある。被写体の頭部は常にカメラに対して正面で固定されることはなく、伸展・屈曲そして左右へ旋回するからである。

実験では、被写体正面約 1m 離れた場所にカメラを設置し、通常の疼痛表情計測と同じ設定で撮影を行った。頭部の正確な旋回角度また、伸展・屈曲の角度は API で測定できるが、撮影には正面のウェブカメラに加え、首の左右への回転角度を一定にするよう、Fig.4-15 のように任意の角度ごとに卓上鏡を設置した。疼痛表情は演技で作り、無表情と演技の疼痛表情を各角度において 3 回ずつ繰り返し、それぞれにおける疼痛表情係数の変化を比較し

た。

検証結果は、頭部の追跡角度限界は左右約 50°であったが、実際には疼痛表情解析の限界旋回角度はこれより狭く、頸部旋回 45°が限界であった。しかし、正面顔との精度の相関はｒ=0.53 と実用には十分ではないと判断した。結果的には、Fig.4-18 で示すように、表情認識においては､左右の傾き約 30°以内の範囲で正面の疼痛得点との相関が 0.75%以上となり、実用段階における表情解析としては、頸部旋回約 30°程度以内と考えている。

また、さらなる実用性向上として不可欠な頸部の上下への傾きにおける表情解析と追跡精度であるが、システムの虚弱性を露呈する結果となった。現状では上下への首傾きに対する表情解析精度は、左右傾きに対して精度はさらに低く、同様に演技の疼痛表情による計測を各角度において､3 回ずつ繰り返した表情データを正面の表情数値との相関を検証したところ、Fig.4-17 に示すように、伸展 10°から 20°においてはその相関は 80%以上あったものの、30°では 48%となり、屈曲ではその精度はさらに下がり、10°で 51%、20°では 9.7%であった。これは、疼痛表情係数を算出する際の、顔面上の認識ポイント 9 カ所のうち 7 か所が上下への動きを計測していることが原因の一つであると考えられる。また、屈曲の場合室内における主な光源は天井からが主となるため、顔面に当たる光が減少し表情認識の精度が下がることも考えられた。

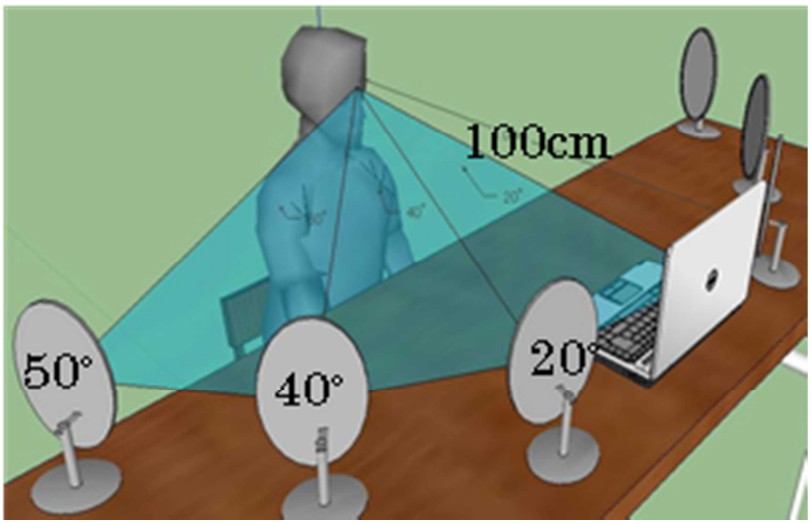


Fig.4-15　API による頸部角度計測検証実験イメージ

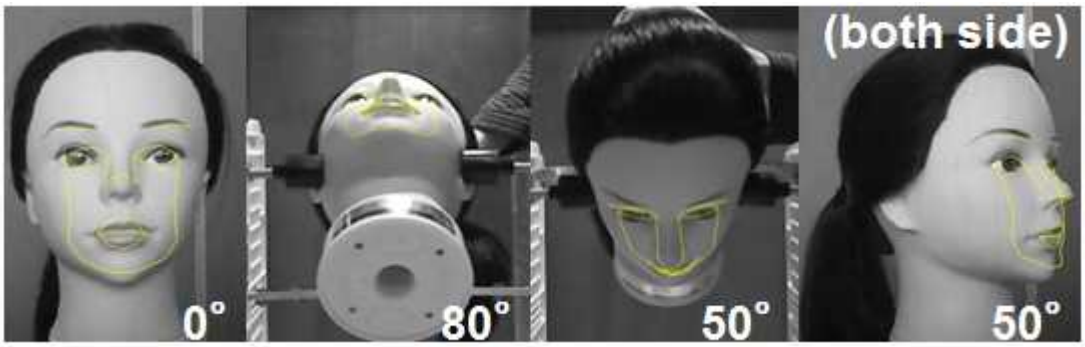


Fig.4-16　頭部追跡限界角度検証

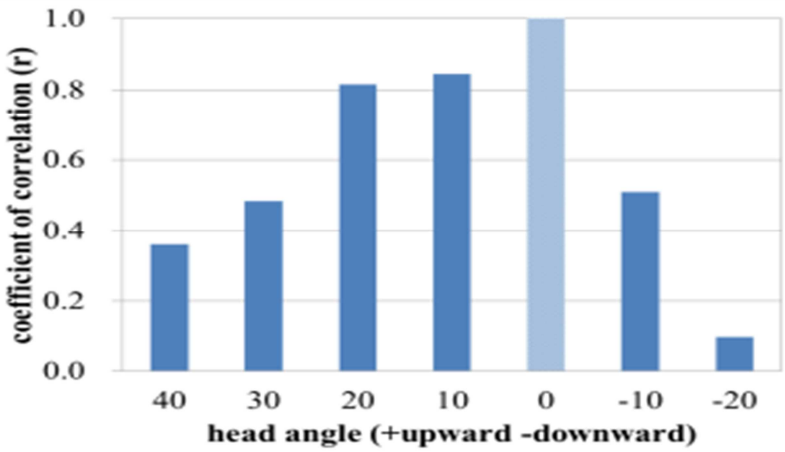


Fig.4-17　　正面顔の表情解析に対する、各伸展・屈曲角の相関（＋伸展、－屈曲）

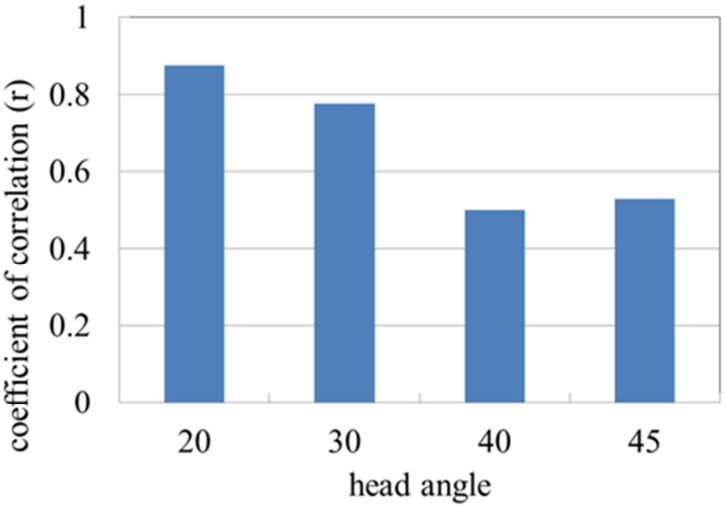


Fig.4-18　正面顔の表情解析に対する、各旋回角の相関

4.6 結論

日常生活の中で生じる疼痛を言語以外の情報を用いて推定する方法として、非侵襲かつ簡易に観察・測定可能な表情変化により疼痛強度を解析するシステムを開発した。まずFACS に基づいた 3 値化による表情の行列化を行い、基準となる疼痛表情の行列と比較することによって表情から疼痛強度を算出できるようにした。本手法を健康成人に適用し、本人申告による官能評価結果との関連性を検討した結果、良い相関が認められたことから、言語に頼らない疼痛強度の推定方法としての妥当性が示された。この結果に基づいて、撮影・解析・出力を実時間で行うシステムを構築した。

本システムは、将来的には、高齢者の表情解析により、事故の検知、体調の変化、さらには認知症症状の発見やその進行程度をモニターする事を目指している。まず、高齢者福祉施設における食事前の待ち時間など、介護者が業務上手薄になる特定の環境下における数十分の見守りによる疼痛表情や表情変化を捉え介護者へ通知するシステムとしての試験的な導入を検討している。さらに、事故検知は数十分間のデータであるのに対し、解析期間を 1 週間～数週間にすることで表情変化のパターンを比較し体調の変化を予測することを目指している。ただし現状において、頸部の伸展と屈曲時における疼痛表情解析精度は非常に悪く、実用の段階に達していない。既述したが、表情認識を行う顔面上のポイントが上下への変動を中心に計測している点を改善する必要がある。また、高齢者の表情は、しわや白髪等により画像で認識しにくい場合が想定されるため、今後の改善が必要である。最終的には、解析期間を数箇月にし、認知症の発生パターンや表情からうかがえる認知症の進行状態をモニタリングできるように考えている。

今後は、介護現場や医療現場での応用を視野に入れ、表情変化の程度や特徴が今回の被験者とは異なることが予想される高齢者の表情や、さまざまな顔の向きにも適用できるよう、システムの改良を行うことが課題である。

参考文献

1. 水口公信:ひとの痛み測定方法と評価法. 千葉医学雑誌. 62(6):323-331, 1986.
2. 赤松幹之:痛みと評価(<特集>人・機械と評価). バイオメカニズム学会誌. 14(3): 151-159, 1990.
3. Melzack R: The McGill pain questionnaire: Major properties and scoring methods. Pain. 1: 277-299, 1975.
4. Kunz M, Mylius V, Schepelmann K, Lautenbacher S: On the relationship between self- report and facial expression of pain. Pain. 5 (7) :368-376, 2004.
5. Downie WW, Leatham PA, Rhind VM, Wright V, Branco JA, Anderson JA: Studies with pain

rating scales. Annals of the Rheumatic Diseases. 37: 378-381, 1978.

6. 野原健, 水谷好成, 中尾光之，山本光璋: 痛みと非痛み刺激による事象関連電位の測定. 電子情報通信学会技術研究報告. 96(429): 47 -54, 1996.
7. Kuroda K, Imakawa S, Usui K, Sase M, Hisama K, Hukuma K, Aoki N, Koseki M : Assessment of emotional responses expressed by people with dementia in a group home. 4th Biennial International Dementia Conference and Exhibition, 2002.
8. Ekman P, Friesen WV: Unmasking the face. Malor Books, 2003.
9. Ekman P, Friesen WV: Measuring facial movement. Environmental Psychology and Nonverbal Behavior. 1(1): 56-75, 1976.
10. Viola P, Jones M: Rapid object detection using a boosted cascade of simple features. In Proc. CVPR. 511–518, 2001.
11. Lienhart R, Maydt J, An extended set of Haar-like features for rapid object detection. Proc. IEEE Int'l Conf. Image Processing. 1: 900-903, 2002.
12. Ronald Miriam Kunz : Impact of age on the facial expression of pain. Psychosomatic Research. 311-318, 2008.
13. Brahnam S, Chuang CF, Sexton RS, Shih FY: Machine assessment of neonatal facial expressions of acute pain. Decision Support Systems. 43(4): 1242-1254S, 2007.
14. Littlewort GC, Bartlett MS, Lee K: Automatic coding of facial expressions displayed during posed and genuine pain. Image and Vision Computing. 27(12): 1797-1803, 2009.

第 5 章　生体情報による自動環境光制御

5.1 緒言

介護者支援、被介護者の QOL 向上、地域包括ケアシステムに適用可能なシステムの構築を見据え、これら全てを賄えるようにするうで、工学的な技術を利用した見守りシステムはシンプルでありながら、非常に重要な位置づけにあると考えられる。これまで、高齢者の生体情報として、頭部の動きを画像から取り込み、座位姿勢を予測するために座圧分布を計測し、画像解析を応用し表情解析行ってきた。その情報は介護者へ提供され、適切な介護の検討を促すことを目的としている。ここでは、生体情報を取得し介護者へフィードバックするのではなく、自動的に環境へ返すシステムを検討した。

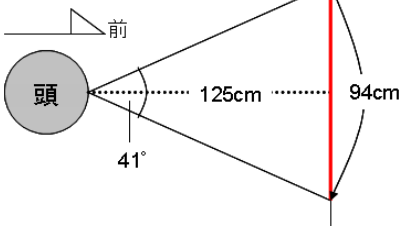
生活環境光制御システムの構築のための基礎的検討として、本章ではまず光が生体に及ぼす影響について調べた。人の一日における屋内滞在時間率はおよそ 90%という報告がある。[1]そのため、日常生活における環境光の影響が大きいと考えられる。そこで本実験では、光が生体に及ぼす影響について心電図と脳波の結果を用いて評価を行った。光の色に関しては様々な色があるが、本実験では光の三原色である赤と緑と青が目の視細胞を刺激するとから、この三色を用いて実験を行った。実験は、光を見ている間の心電図と脳波を同時に測定し、心電図に関しては交感神経活動と副交感神経活動のバランスを示す指標 LF/HF を用い、脳波に関しては全周波数帯に占めるα波帯域のパワー値の割合を求めた。脳波の中でも α 波は容易に発現することができ、また平常時と比較して集中時やリラックス時に多く発現することが知られている。

5.2 実験方法[4]

被験者は色覚に異常のなく、実験前に薬などを服用していないことを確認した 20 代の健常男子大学生 5 名であった。実験を始める前に被験者には書面でインフォームドコンセントを得た。実験は室温を 25℃に保った暗室内で行った。実験に用いた色は、赤・緑・青・灰の四色で、各色の RGB(Red-Green-Blue)値は Table.5-1 に示した通りである。これらの値は、各色の光の照度をおよそ 17lx で統一するために実験前に校正を行った。これらの色はプロジェクター(EMP-1710)とスクリーン(NP01SN-80:1620(W)×1,220(H)mm) を用いて表示した。スクリーンに映された色は Fig.5-1 に示すよう被験者前面に設置した。Fig.5-2 に実験風景全体の概略図を示す。

Table.5-1　各色の RGB 値

	R	G	B
赤	150	0	0
緑	0	70	0
青	0	0	250
灰	64	64	64



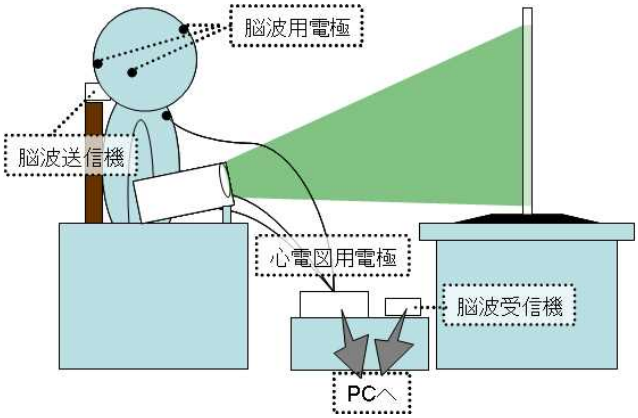
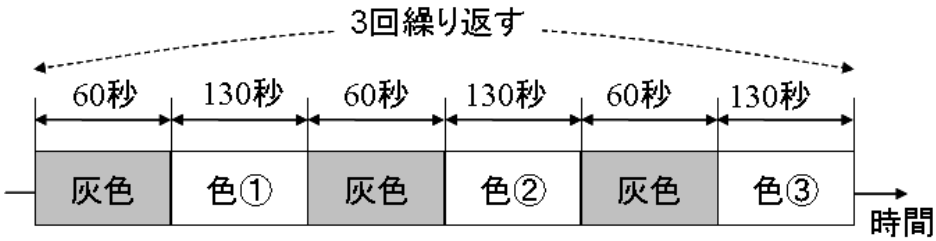


Fig.5-1　実験配置の概略図　　Fig.5-2　色刺激実験風景の概略

被験者には、スクリーンから 125cm 離れた場所の椅子に座ってもらい、スクリーンに映し出される色の中心に配置した黒点を安静状態のまま見てもらった。Fig.5-3 に色刺激の提示のタイムスケジュールを示す。128 秒間のデータを用いて LF/HF を解析するため、色刺激は 130 秒間与えた。また、前の色の影響を避けるため、色と色の間に 60 秒間灰色を表示した。なお、立位から座位への体位変動による影響をさけるため、実験準備が出来てから 5 分程度安静にしてから実験を行った。



	色①	色②	色③
1回目	青	赤	緑
2回目	赤	緑	青
3回目	緑	青	赤

Fig.5-3　色刺激のタイムイスケジュール

5.3 脳波の測定及び解析

脳波測定には、使い捨て電極(Ambu, Blue Sensor)、小型ポリグラフテレメータ(ニホンサンテク株式会社 MaP 工房、 PolyTele(EEG)[STS-1E])を用いた。PolyTele(EEG)[STS-1E]の仕様を Table.5-2 にまとめる。

Table.5-2　Poly Tele(EEG)[STS-1E]の仕様表

電極数	3
誘導法	双極電極
チャンネル数	1
GAIN	80db 固定 時定数 0.3sec
通信方式	電波形式
単向通信	微弱電波
送受信周波数	300MHz帯域の1波
電波到達距離	約5m(見通し環境)
受信機出力	+/-0.5V または+/-1.0V切り替えスイッチ付

Poly Tele(EEG)[STS-1E]の受信箱から BNC ケーブルで BNC-2110、PCI-6221（日本ナショナルインスツルメンツ株式会社）を通して計算機に接続し、LabVIEW8.0(日本ナショナルインスツルメンツ株式会社)[2]で測定、解析、記録を行った。(Fig.5-4)

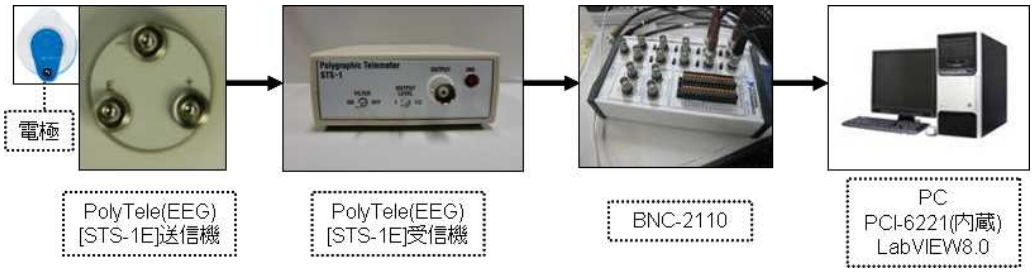


Fig.5-4　機器構成

脳波の測定では、探査電極は国際 10-20 電極配置法に従い A_2、O_2、Fp_z に貼付けた。電極を貼付ける位置を消毒用エタノールで消毒し、電極ペーストを塗布した電極をそれぞれ配置した。PolyTele(EEG)[STS-1E]は左肩にテープを用いて固定した。

LabVIEW を用いてサンプリング周波数 500Hz で信号を収録した後、1.5 から 30 Hz のバンドパスデジタルフィルタ処理（4 次バタワーズ）を行った。

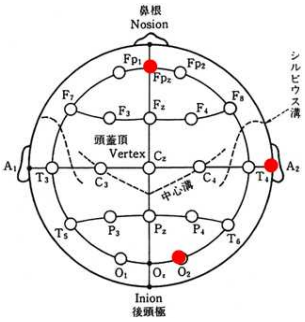


Fig.5-5　脳波測定の電極位置

計測した脳波解析データはパワースペクトルを用いて解析した。解析はすべて LabVIEW8.0(日本ナショナルインスツルメンツ株式会社)[2]により作成したプログラムにより行っている。(Fig.5-5)

まず、8Hz-13Hz のバンドパスデジタルフィルタにより、計測されたデータから α 波帯域成分を抽出した。そして、抽出した α 波帯域成分に対して、1024 点の標本を用いて FFT 解

析を行いパワースペクトルを求めた。求めたパワースペクトル値に関して 8Hz から 13Hz の和をとり、これをα波周波数帯域のパワー値とした。同様に、全周波数帯域に対して 1024 点の標本を用いて FFT 解析を行いパワースペクトルを求め、求めたパワースペクトルの全周波数帯域の和をとり、これを全周波数帯域のパワー値とした。そして、α周波数帯域のパワー値を全周波数帯域のパワー値で割り、100 を掛けて 100 分率とし、これをα波含有率とした。

$$\alpha\text{波含有率}(\%)=\frac{\alpha\text{波帯域のパワー値}}{\text{全周波数帯域のパワー値}}\times 100$$

5.4 心電図の測定及び解析[3,5,6,7,8,9]

実験機器として、心電図測定には誘発脳波用皿電極 NE-121J、多チャネル増幅器 MEG-6116（日本光電株式会社）を用いた。多チャネル増幅器 MEG-6116 は、収容ケース MEG-6116M、高感度増幅器 AB-611J、入力箱 JB-641J、出力箱 SS-2197 から構成される。高感度増幅器 AB-611J の規格を以下にまとめる。（Table.5-3）

Table.5-3　高感度増幅器 AB-611J の規格

入力抵抗	100MΩ
最大入力電圧	100mVp-p以上
同相弁別比	20dB以上
周波数特性 HI CUT	30, 100, 300, 1k, 3k, 10kHz, OFF
周波数特性 LO CUT	0.08, 0.5, 1.5, 5, 15, 50, 150Hz
出力インピーダンス	1.5kΩ以下
内部雑音	5μVp-p以下(HI CUT 10Hz時)
感度	5μ, 10μ, 20μ, 50μ, 0.1m, 0.2m, 0.5m, 1m, 2m, 5m, 10mV
最大出力電圧	15Vp-p以上

多チャネル増幅器の出力箱から BNC ケーブルで BNC-2110、PCI-6221（日本ナショナルインスツルメンツ株式会社）通して計算機に接続し、LabVIEW8.0(日本ナショナルインスツルメンツ株式会社)[2]で測定、解析、記録を行った。心電図測定における電極配置時に用いるペーストには脳波用電極ペースト Elefix(日本光電株式会社)、消毒用エタノールには日本薬局方無水エタノール（健栄製薬株式会社）を用いた。各器材は Fig.5-6 に示す。

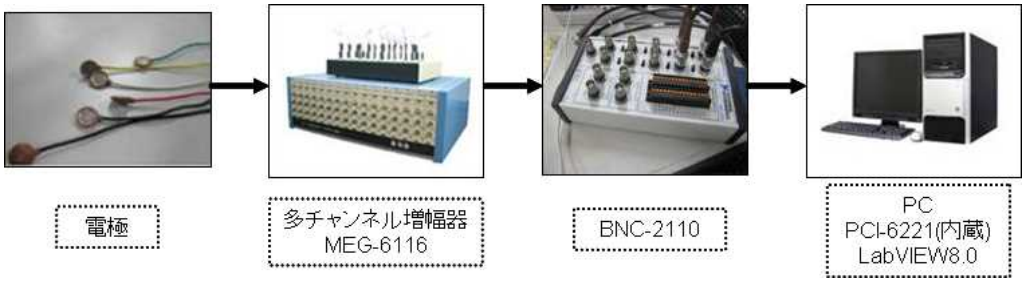


Fig.5-6　機器構成

心電図測定は鳩尾、左脇腹、喉元の電極位置で行い、500 Hz でサンプリングした後、10～30Hz の帯域通過フィルタを適用した。電極は、貼付ける位置を消毒用エタノールで消毒し、電極ペーストを塗布してそれぞれ配置した。また各電極はテープを用いて固定した。（Fig.5-7）

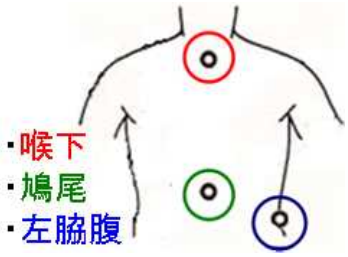


Fig.5-7　心電図測定の電極位置

計測したデータは、パワースペクトルから LF/HF 比を求めて解析した。解析はすべて LabVIEW8.0(日本ナショナルインスツルメンツ株式会社)[20]により作成したプログラムにより行っている。まず、閾値を設ける事で R 波を抽出し、R 波と次の R 波の時間間隔である RRI(R-R interval)を求めた。その結果得られる RRI 時系列にスプライン補間を適用し、8Hz でリサンプリングを行う事で、1024 の標本点を作製した。RRI の各々の値から RRI 時系列の平均値を引き、DC 成分を取り除いた新しい時系列を作った。その後、新たな時系列にハミング窓を適用し、FFT を用いる事でパワースペクトルを求めた。得られたパワースペクトルの 0.05～0.15Hz の積分値を LF、0.15～0.40Hz の積分値を HF とし、LF/HF を算出した。（Fig.5-8、5-9）

心電図と脳波の解析結果のグラフを図 3-8、3-9 に示す。これらのグラフは、赤色刺激時の値で他の色刺激時の値を規格化したグラフとなっている。また各色間で t 検定を行って p 値を求めた結果を表 8 に示す。（Table.5-4）

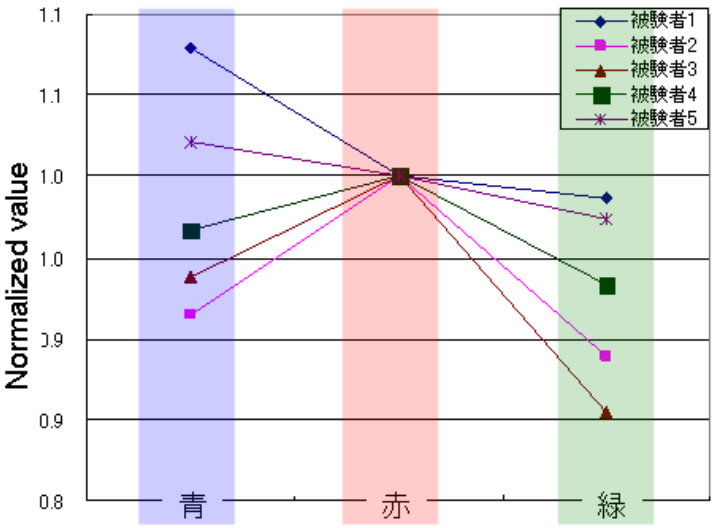


Fig.5-8 規格化された LF/HF の値

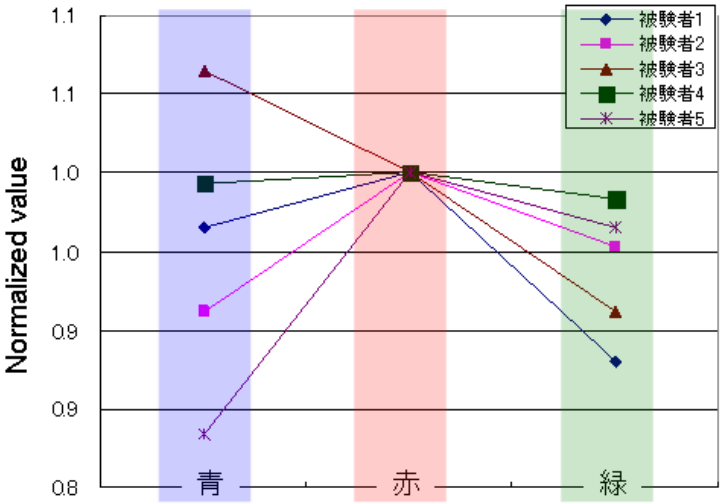


Fig.5-9　規格化されたα波含有率の値

Table.5-4　各指標の色間における t 検定の結果

p値	青 & 赤	赤 & 緑	緑 & 青
LF/HF	0.603	0.019	0.184
α波含有率	0.264	0.012	0.737

LF/HF 比は赤に比べて緑が 5 名全員低く、青については 5 名中 3 名が低かった。α波含有率は赤に比べて緑が 5 名とも低く、青が 4 名低かった。LF/HF は交感神経活動と副交感神経

活動のバランスを示す指標であり、値が低い程副交感神経活動が優位であることを示している。つまり LF/HF の結果から、緑が最もリラックス効果が高く、赤が最も低いと考えられる。

α波含有率は赤が高いという結果が得られた。α波は安静・リラックス状態、もしくは集中状態の時に現れる指標である。つまりα波の結果から、赤は安静効果、または集中効果があったと考えられる。しかし、α波の出現を安静と解釈してしまうと LF/HF の解釈と矛盾が生じてしまう。したがって、赤には集中の効果があるのではないかと考えられる。

また t 検定の結果、LF/HF とα波含有率で、赤と緑の間に有意な差がある事がわかった。以上の事より、緑にはリラックス効果があると考えられ、赤には集中状態を促進する効果があるのではないかということが示唆された。

しかし、脳波の結果から導き出された赤の影響については心電図の結果からの推測に過ぎない。そこで次章では、赤の効果について脳磁図を用いてより詳細に脳活動を調べた。

5.5 脳磁図を用いた光が生体反応に及ぼす影響[10,11,12,13]

前項で示唆された赤の集中効果について、脳磁解析を用いて生理学的指標と行動学的指標を用いて検討した。生理学的指標として、オドボール課題を与えた時に見られる認識に関連がある P300 成分の潜時と振幅を用いた。また、行動学的指標として、正答率と反応時間を用いた。

被験者は色覚に異常のなく、実験前に薬などを服用していないことを確認した 20 代の健常男子大学生 5 名であった。実験を始める前に被験者には書面でインフォームドコンセントをとった。実験に用いた色は、前章で有意な差が得られた赤と緑、そして間に表示する灰の計 3 色である。各色の RGB や照度の値、スクリーンまでの距離は前章と同様である。本実験で用いた装置は、独立行政法人産業技術総合研究所関西センターの脳磁界計測システム（Neuromag-122™）で、サンプリング周波数 600Hz で測定した。

実験のタイムスケジュールを Fig.5-12 に示す。赤と緑の色を 1 対 1 になるようにスクリーンに映した。また実験中は、聴覚刺激によるオドボール課題として、右耳に 2kHz 純音(高頻度:標準刺激)と 1kHz 純音(低頻度:標的刺激)を、呈示頻度を 4 対 1 の割合にして、ランダムな順序で被験者に呈示した。被験者には、1kHz(低頻度)の聴覚刺激を知覚した時だけ右手の人差し指を動かすように指示し反応を光学センサーでモニターした。（Fig.5-10、5-11）

Fig.5-10　光学センサー

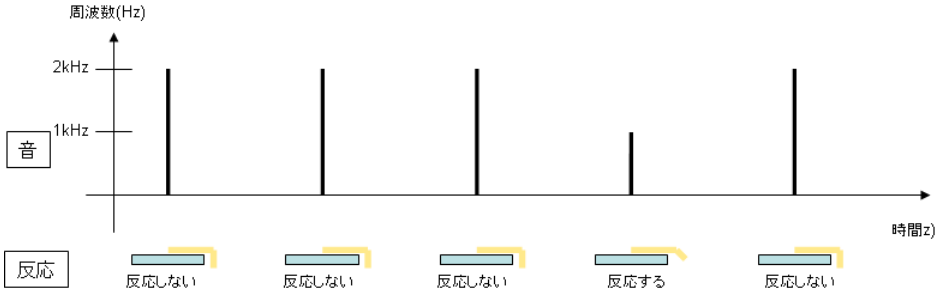


Fig.5-11　実験における音と指の動きの関係

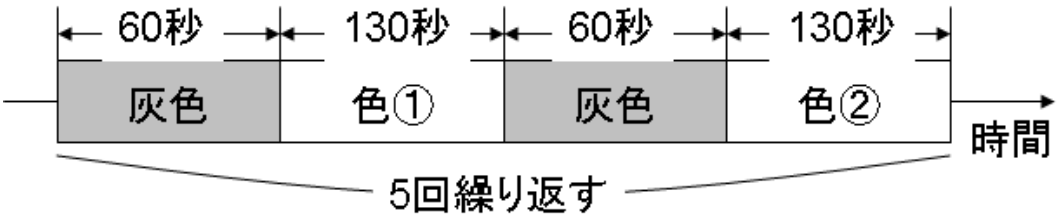


Fig.5-12　色刺激のタイムスケジュール

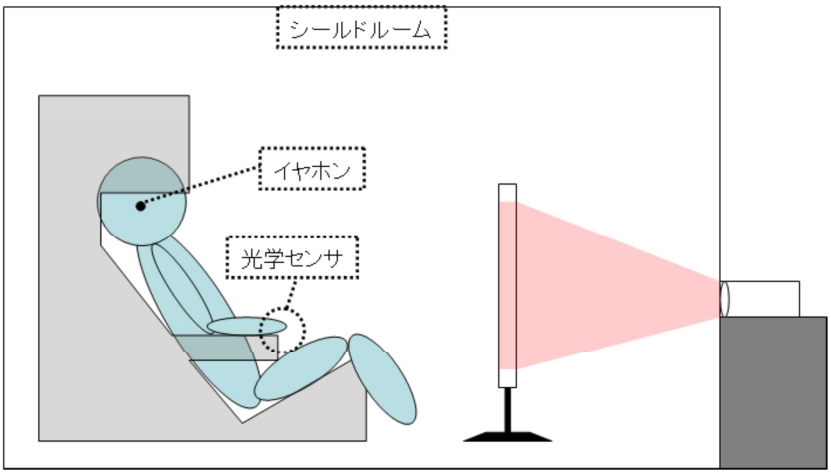


Fig.5-13　色刺激実験風景の概略図

結果解析には、事象関連磁場である P300 の振幅と潜時、そして標的刺激が出てから反応を起こすまでの時間(リアクションタイム)と正答率(%)を用いた。P300 とはオドボール課題を実施したときに標的刺激後 300msec 前後に頂点潜時を有する誘発電位のことである。

Fig.5-14 は計測された脳磁界図の高頻度、低頻度の聴覚刺激による脳磁界図の結果例である。黒い波形は低頻度の聴覚刺激時における脳磁界図で、オレンジの波形が高頻度の聴覚刺激時における脳磁界図である。高頻度、低頻度の聴覚刺激の場合ともに刺激呈示の約 100ms 後に聴覚刺激による反応 N100m が見られるが、低頻度の聴覚刺激の場合にのみ刺激呈示の約 300ms 後に事象関連磁場と呼ばれる認識に関連のある反応 P300m が現れる。

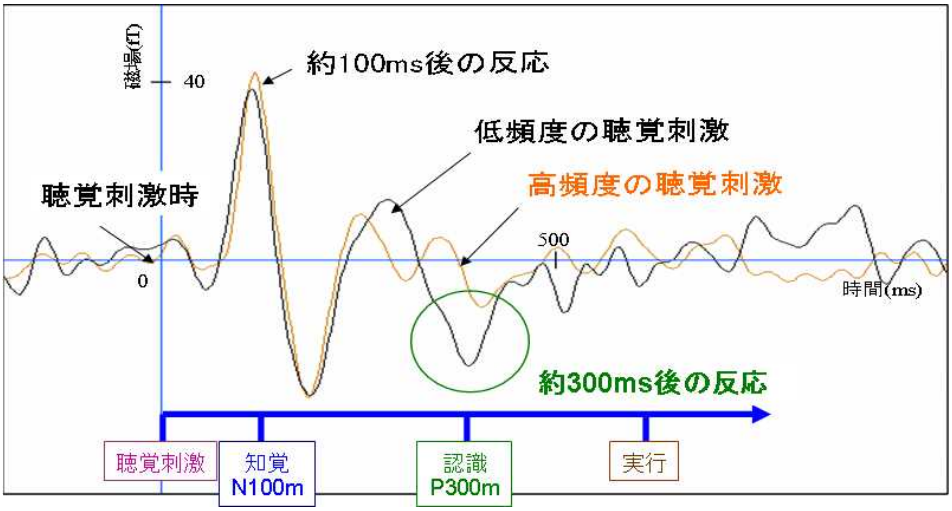


Fig.5-14　高頻度(2kHz)と低頻度(1kHz)の脳磁界図

P300 の振幅が集中度に相当する。振幅が大きいほど集中度が大きいことを示している。また、P300 の潜時は情報処理時間に相当し、これはストレスが蓄積すると長くなる。この 2

つを生理学的指標として求めた。また、行動学的指標として正答率と反応時間を求めた。（Fig.5-15）

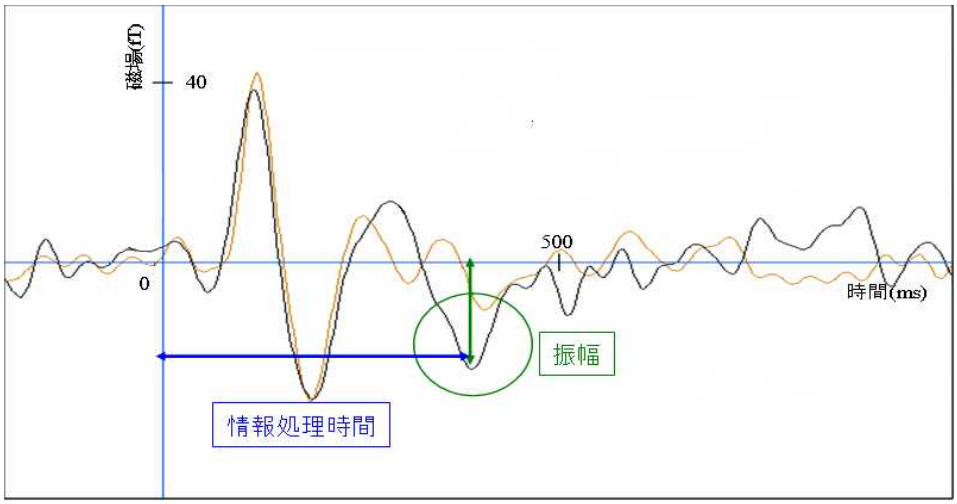


Fig.5-15　高頻度(2kHz)と低頻度(1kHz)の脳磁界図

実験の結果では、頭上から見た全 122ch の脳磁界図を図 4-7 に示す。右耳から聴覚刺激を与えたので、脳の左側の聴覚野の部分で P300 が現れている事が確認できた。（Fig.5-16）

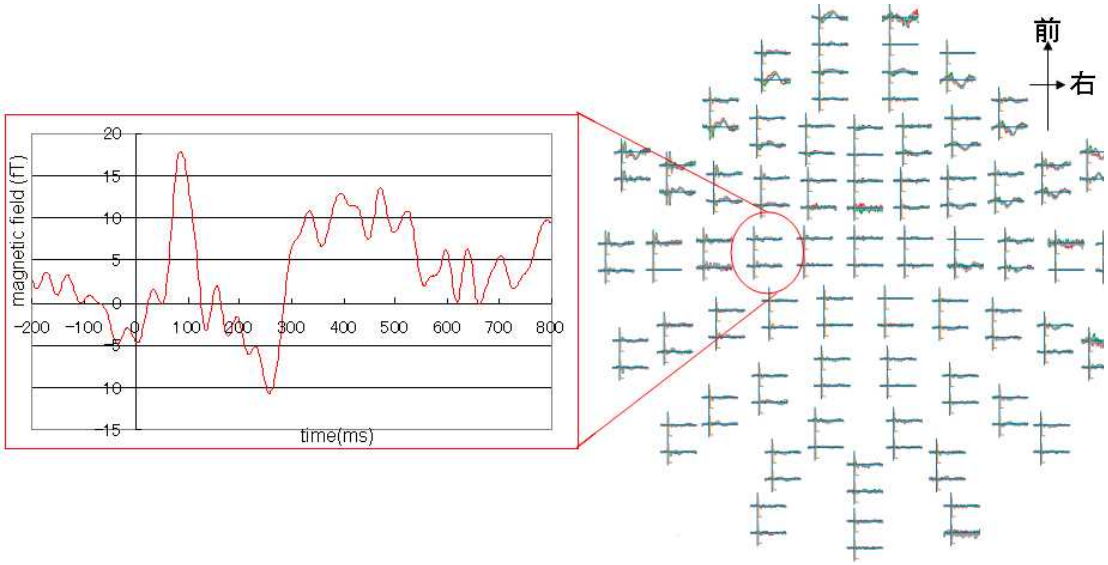


Fig.5-16　頭上から見た全 122ch の脳磁界図

Fig.5-17~5-20 はそれぞれ P300 の潜時・振幅・正答率・反応時間の各値を赤色光時の値で規格化したグラフである。解析は、確認できた P300 のデータを 3ch 分抽出し、平均することで行った。

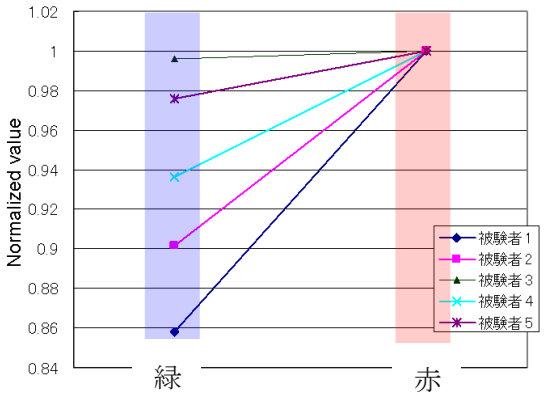


Fig.5-17　規格化された P300 の潜時の値

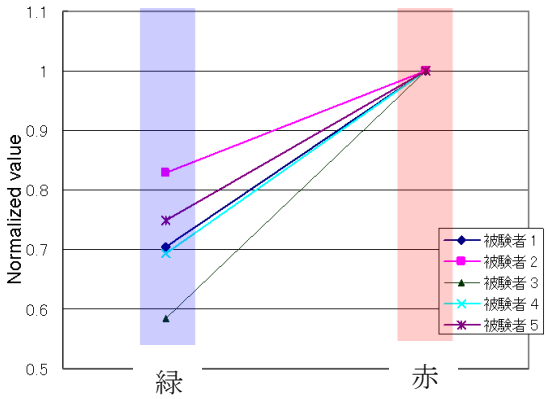


Fig.5-18　規格化された P300 の振幅の値

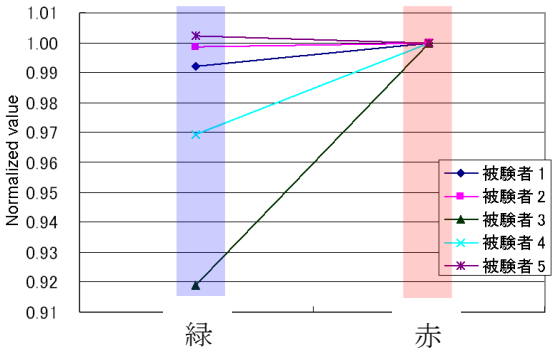


Fig.5-19　規格化された正答率の値

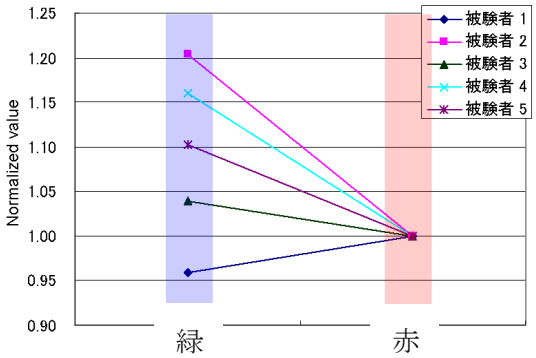


Fig.5-20　規格化された反応時間の値

P300 の潜時に関しては 5 名全員が緑で短かった。P300 の振幅に関しては 5 名全員が赤で大きかった。正答率は 5 名中 4 名が赤で高かった。反応時間は 5 名中 4 名が赤で早かった。また各指標に関して平均の差の t 検定を行い、p 値を求めた結果を Table.5-5 に示す。その結果 P300 の潜時・振幅、そして反応時間で有意な差が得られた．これらの結果より、緑色には安静状態を促進する効果が、赤色には集中状態を促進する効果がある事が示唆された。

Table.5-5　赤と緑における各指標の平均の差の t 検定の結果

	潜時	振幅	正答率	反応時間
t検定(p値)	0.0284	0.0001	0.1636	0.0653

実験により得られた緑のリラックス効果、赤の集中状態もしくは安静状態を促進する効果について、脳磁図を用いて調べた。その結果、長くなればなるほどストレスの蓄積を示す P300 の潜時が緑では赤に比べて有意に短く、大きければ大きいほど集中していた事を示す P300 の振幅が赤では緑に比べて有意に大きかった。つまり緑が安静状態を促進し、赤が

集中状態を促進するという事が示唆された。

結果より、目の視細胞を刺激する光の三原色である赤、青、緑において、緑には安静状態を促進する効果が最も大きく、赤には集中状態を促進する効果がある事が示唆された。この結果を用いて、次章では生体信号を用いた環境光制御システムの検討を行った。

5.6 環境光制御システムの検討

緑色と赤色の効果を利用し、人のストレス状態を評価して本人に呈示し、更にその結果に応じて環境光を制御するシステムの構築と妥当性の検証を行った。

本研究では、ストレス状態の評価として LF/HF 比を用いている。そこで、心電図測定から LF/HF 比を自動算出して、現在の状況を実時間で提示するプログラムを Labview8.0 (National Instruments Corporation)を用いて組んだ。流れ図を Fig.5-21 に示す。

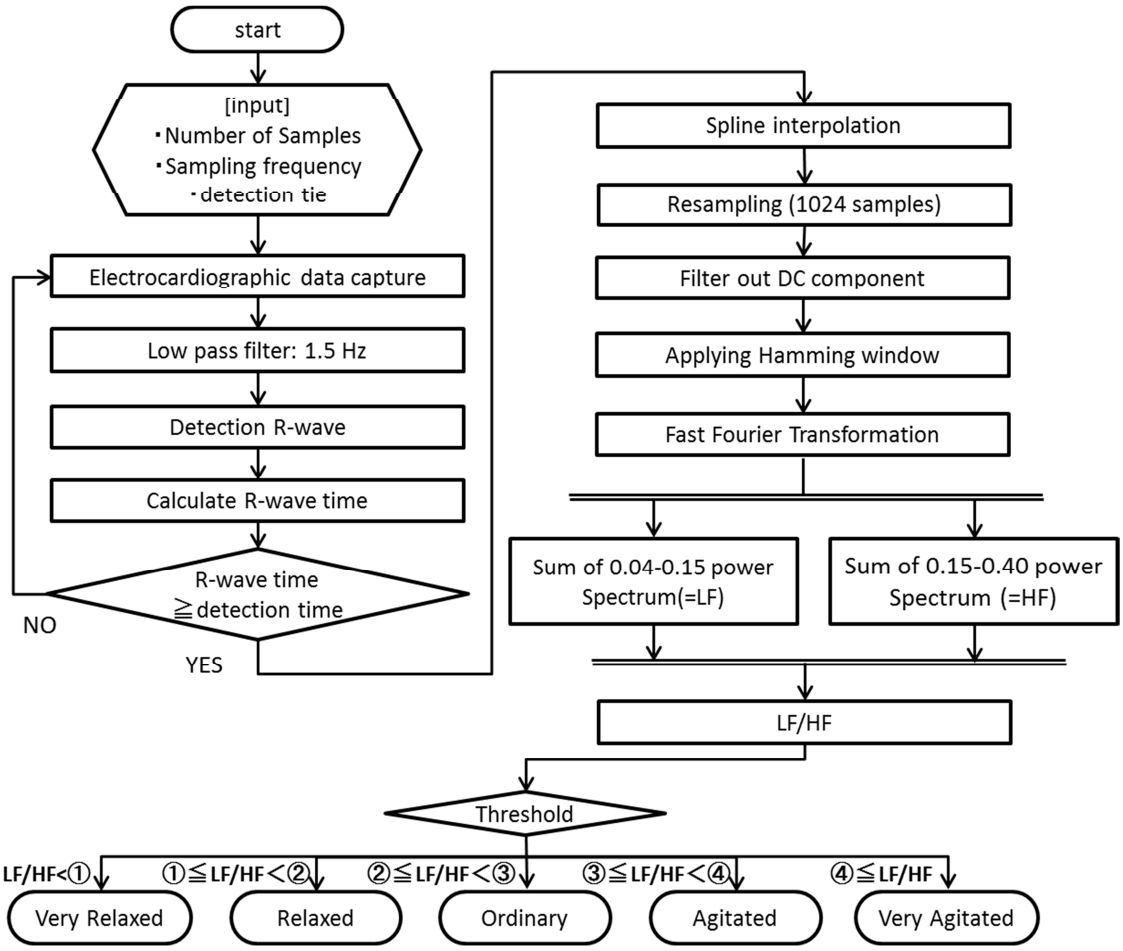


Fig.5-21　環境光制御システムの流れ図

このプログラムは心電図を測定し、検出された RR 時系列のパワースペクトルから低周波成分(LF: 0.04-0.15 Hz)と高周波成分(HF: 0.15-0.40 Hz)を求めて LF/HF を算出するプログラムで、算出された値に応じて画面に映し出される絵やゲージや色が変化するプログラムである。

このシステムの妥当性を検証するために単純作業による精神的ストレス負荷実験を行った。この実験はカップに入ったビー玉を箸を用いて別のカップに移すという実験である(Fig.5-22)。実験のタイムスケジュールを Fig.5-23 に示す。各セッションの時間は 130 秒である。被験者は健常な男子学生一名で、実験は①～③を各 1 回、そして④を 2 回の計 5 回行った。各セッションが終わった時に、1 が最も安静状態で 5 が最も緊張状態である 5 段階の官能評価を同時に行った(Fig.5-24)。

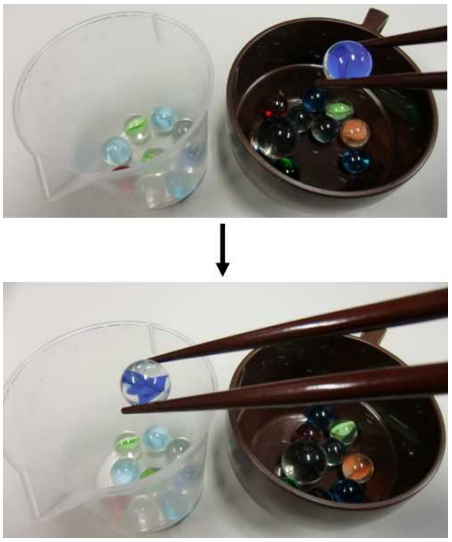


Fig.5-22　ビー玉負荷の実験風景

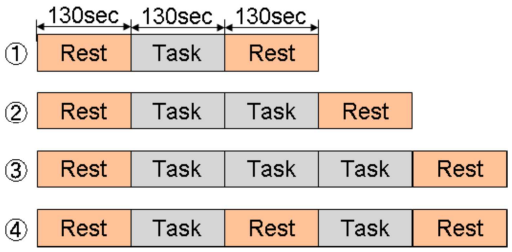


Fig.5-23　ビー玉負荷のタイムスケジュール

Fig.5-24　ビー玉負荷の官能評価

Fig.5-25 は横軸が官能値、縦軸が最初のセッションの LF/HF の値で各セッションの値を規格化した値で、5 回分のデータを 1 つにまとめたグラフである。このグラフのプロット点に対して線形近似と指数近似でフィッティングを行ったところ、指数近似でフィットした。この結果より相関係数を求めたところ、およそ 0.87 という強い相関が得られた。官能値が 3 以上で LF/HF 値の変化が大きくなっているため、興奮状態が大きく検出されていることがわかる。結果として、個人差は現れるものの作成したプログラムは妥当であると考えられる。

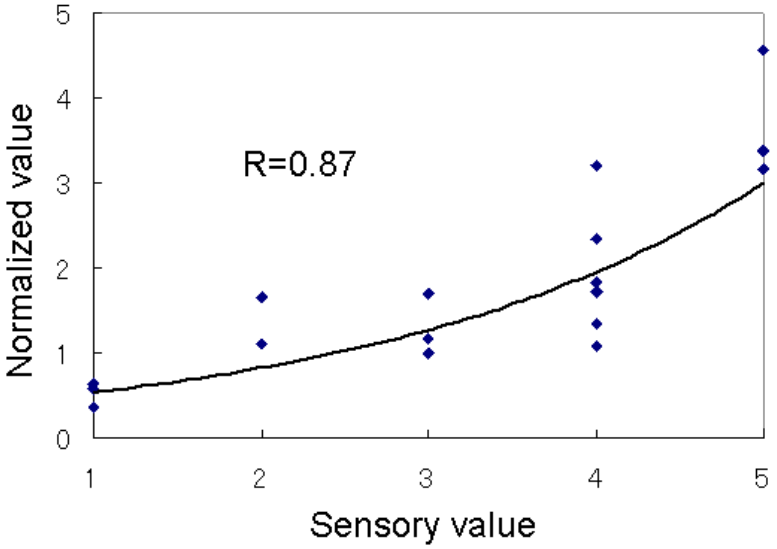


Fig.5-25　官能値と規格化された LF/HF のグラフ

また Fig.5-26 の下の部分に示すように、閾値を設定することで、状態に応じてモニターを変化させるプログラムも出来た。これは現在のストレスの度合いをゲージと表情を用いて 5 段階で表示するというものである。また、”Very relaxed state”と、”Very agitated state”では背景の色をそれぞれ赤、緑と変化させた。

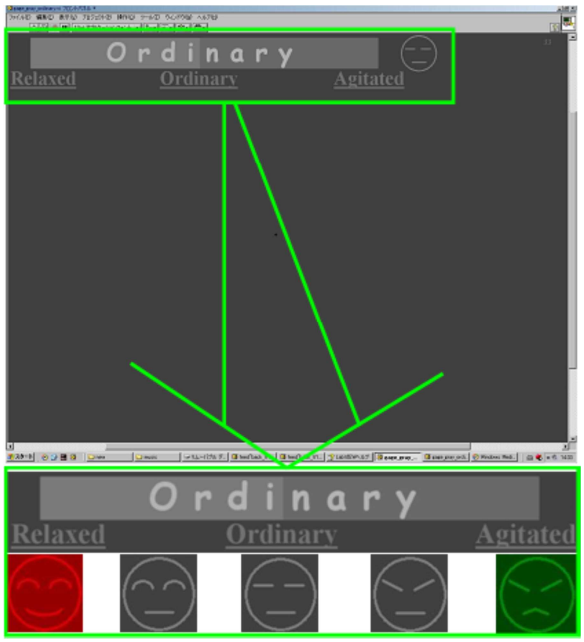


Fig.5-26　システムの動作画面

本章実験で得られた結果を用いて、ストレスの程度を自動で算出し、ストレス状態の呈示と、ストレス状態に応じて環境光を制御するシステムの試作品を組んだ。このシステムの妥当性を単純作業のストレス負荷を与えて評価したところ、強い相関が得られたのでシステムの有効性が確認された。また閾値を設定してやることで、現在のストレスの程度をゲージや絵でわかりやすく表示し、”Very relaxed state”と”Very agitated state”時には、それぞれ色を赤と緑に変えることができた。

5.7　結論

本研究では生体信号からストレス状態を推定し、その結果をわかりやすく被験者に提示すると共に環境光を変化させるシステムの構築を目的とした。まず光の三原色が生体に及ぼす影響について心電図と脳波を用いて評価を行った。その結果、心電図から得られたLF/HF より、緑色には安静状態を最も促進する効果が示唆された。また脳波から得られたα波含有率より、赤色には安静もしくは集中状態を促進する効果が示唆された。

次に、脳磁界解析を行う事によって、緑色と赤色が生体に及ぼす影響について評価した。脳磁図から得られる P300 の振幅と潜時を用いて評価を行ったところ、緑色には安静状態を促進する効果が、赤色には集中状態を促進する効果が示唆された。これらのことより、光の三原色において、最も安静状態を促進する効果があるのは緑色で、赤色には集中状態を促進する効果があることが示唆された。

この結果を用いて、生体信号からストレス状態を実時間で算出し、その結果を表示すると共に色を変化させるシステムを試作した。試作したシステムの妥当性を評価し、有効性も確認した。実用において、どの程度の心身状態をストレス状態と認識するかという閾値を検証し、高齢者にとって最適な環境を検証する必要があると。

参考文献

1. 塩津弥佳，吉澤晋，池田耕一，野崎淳夫　生活時間調査による屋内滞在時間量と活動量－室内空気汚染物質による曝露量評価に関する基礎的研究 その 1　日本建築学会計画系論文集　第 511 号　45-52　1998 年 9 月
2. Robert H.Bishop　LabVIEW プログラミングガイド　株式会社アスキー　2005
3. 堀正二，鍵谷俊文，谷明博　心拍変動のスペクトル解析による自律神経機能評価 CLINICIAN ’92 No.419, pp57-63
4. 齋藤勝裕　光と色彩の科学　2010　講談社
5. 平野鉄雄, 新島旭　ブレインサイエンス・シリーズ 13　脳とストレス－ストレスにたちむかう脳　1995　共立出版

6. 新村出　広辞苑第六版　岩波書店　2008
7. 阿部恒之　ストレスと化粧の社会生理心理学　フレグランスジャーナル社　2002
8. 鹿毛明　職場のメンタルヘルスケア対策　財団法人　産業医学振興財団　2006
9. 大熊輝雄　臨床脳波学第 5 版　東京医学書院　1999
10. 原宏　栗城真也　脳磁気科学—SQUID 計測と医学応用—　オーム社　1997
11. 高倉公朋　大久保昭行　MEG—脳磁図の基礎と臨床—　朝倉書店　1994
12. 武田常広　脳工学　電子情報通信学会　コロナ社　2003
13. Sunao Iwaki, Naoya Hirata, and Mitsuo Tonoike : Dynamic brain activation during visual infrequent target detection processing, International Congress series 2002 1232 277-282

第 6 章　生体情報の遠隔集積とフィードバック

6.1　緒言

ここでは、施設および地域における生体情報の遠隔集積とフィードバックの適用について考察する。施設内で完結するシステムを想定した場合は、第 2 章から第 5 章で構築されたシステムを大きく変更することなく、被介護者の生体情報を利用することが可能である。例えば自動環境光制御のように生体情報を自動的に被介護者へフィードバックする場合は、本研究で構築した手法を少し改良すれば導入できると考えられる。しかしながら、集積された被介護者の生体情報をもとにした介護計画の作成を施設内で行うことはまれであり、遠隔地にある他の施設や医療機関で行うことが多いため、ICT（情報通信技術）の利用が必須となる。さらに、地域での利用においては情報を取得するための端末等の取り扱いは、個々の被介護者が行うことも想定されるため、操作方法の習得の方法や、分かりやすい内容の工夫等、新たな問題が予想される。また、システムの維持管理における費用の問題も解決すべき課題である。

本論文では、介護者の立場に立った、工学的技術の介入による介護労働負担の軽減を目的としている。ここで提案するシステムは、第 1 章で述べたように、直接介護ではなく、間接介護の支援に焦点を当てたものである。つまり介護者が被介護者に接する作業ではなく、介護現場において介護者が行う雑務の一部を支援することが目的である。実際に介護現場ではこのような支援への要求は大きいことが報告されている[2]。最近では、介護への工学的な介入として、介護ロボットや直接被介護者の移譲を助けるホイストやリフトが研究の対象となっている。しかし、このように直接的な介護を機械的に解決することには被介護者と介護者の双方の心理的抵抗が大きいことも事実である。本研究で提案する間接的で非侵襲な計測は、介護者や被介護者の家族にとっても比較的受け入れやすいと考えられる。本章では、施設内において開発したシステムを実際に稼働させた場合の効果を検証するとともに、ICT を利用した地域見守りの可能性を検討した。以下本研究で開発した複数のシステムを統合して“本システム”と呼称することにする。

6.2　遠隔モニタリングによる地域の在宅介護支援[3,4]

6.2.1 施設へのシステム導入の背景

遠隔モニタリングは、ICT を利用して被介護者の生体情報を遠隔でモニターし、安全の確保を行う方法であるが、実際の導入には技術的な問題以外にも経済的問題や高齢者の操作面における問題がある。そのため、それらの問題を容易に解決できる施設単位における本システムの導入効果を検討し、さらに「地域包括ケアシステム」[1]を意識した、地域単位での遠隔モニタリングの際に起こりうる問題について検討した。

ここでは、施設内において食事時間の特定の時間帯における頭部動作のモニタリングを実施した例について考察する。まず施設介護における見守りの現状について述べる。中山間地域における 100 床を超える従来型多床室の特別養護老人ホーム等は、通常増設を繰り返しているために、施設規模が拡大している場合が多く、動線が長くなる傾向がある。このような施設におけるシステム導入の効果は大きいと考えられる。以下 Fig.6-1,6-2 は、特別養護老人ホームの平面図の一例である。

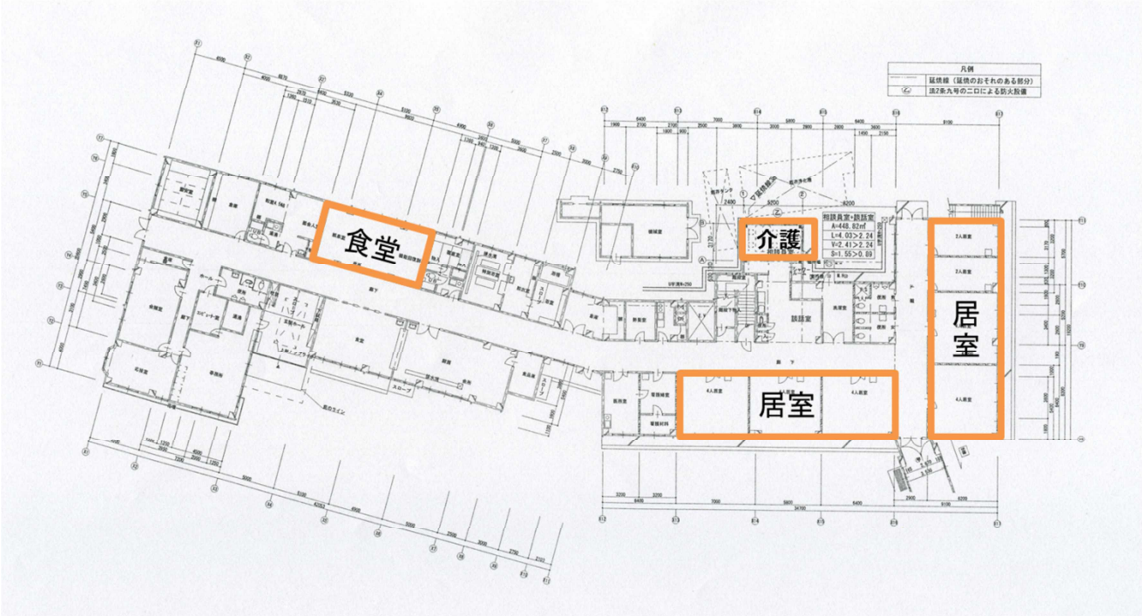


Fig.6-1　特別養護老人ホームＳ荘（従来型）平面図

各居室から食堂までは Fig.6-1 の施設では約 50m 、Fig.6-2 で約 26m ある。食堂から介護職ステーションまで比較的距離の短い Fig.6-2 の施設の場合でもその距離は約 30m あるため、緊急事態を把握することは難しい。このため遠隔での見守りが必要である。

施設での食事は、まず各利用者の体調の変化等を伺い、体調が悪い場合は事前に食堂から居室での食事へ変更し食事介助を行うため、食事中や食事待機中の事故で命にかかわるような大きな問題が起こることは少ない。しかし、全く目の届かない食堂で被介護者に待機してもらうことへの介護者側の抵抗は少なくない。また、待機中の被介護者同士のトラブルは、各々の被介護者の精神的な問題を引き起こし、被介護者の QOL に影響すると考えられる、このため毎日数十分ずつのモニタリングデータを記録することで、臨席する被介護者同士の些細な行動変化を発見し、介護に役立てることが考えられる。

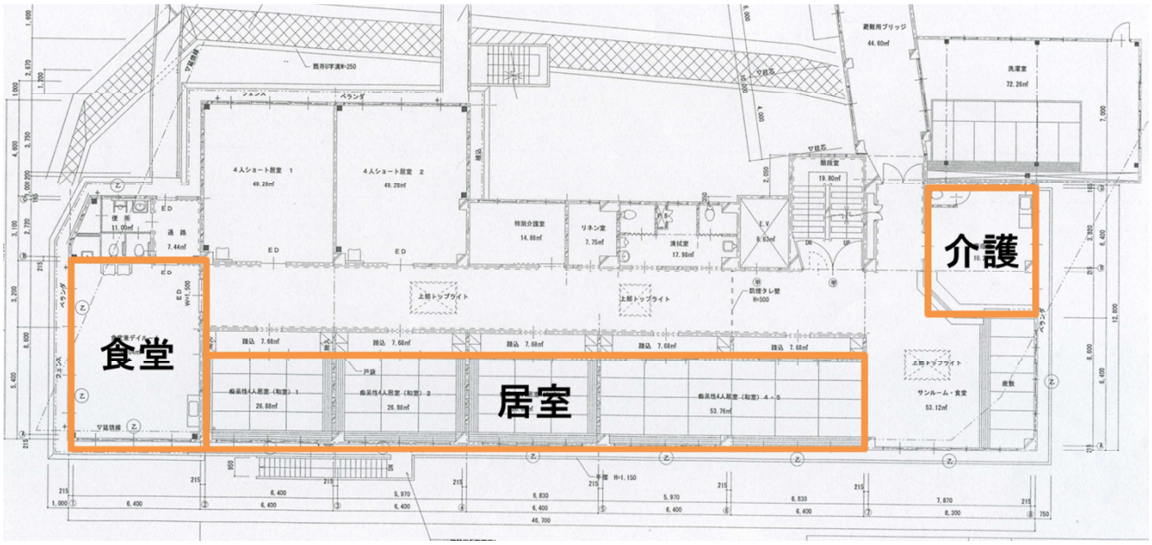


Fig.6-2　特別養護老人ホーム S 荘別館（従来型）平面図

従来型の特別養護老人ホームでは、上記に述べたとおり、比較的簡易な構造でも居室から食堂までの距離は遠い場所からは数十メートルある。そのため利用者の移動時の事故を考慮して 2 か所に食事場所を分割することもあるが、その場合は職員も分散するために見守りが手薄になりやすい。通常、食事の自力摂取可能な利用者は食堂へ移動する。安全面を考慮し、心身の状態が安定した利用者から誘導する。各フロアには 25 名前後の利用者が入居するため、全員の誘導には約 20 分かかる。夕食が準備出来るまでに要する利用者の待ち時間は約 5～6 分で、最大 20 分待機する場合もある。Fig.6-1,6-2 に示した施設 S では、この時間帯の職員は各フロアで 6 名前後配置され、さらに看護師と栄養士が巡回する。十分な人員配置であるように見えるが、実際には食事に全介助を必要とする重度の利用者も少なくない。この場合、介護者は食事介助にほとんどの時間を費やすこととなり、実質自力摂取可能な利用者まで目が行き届かないことが多い。このような場合を想定し、パート職員を採用するが、本来は見守りの業務を担当する。しかし、介護度が重度化する利用者を反映して、万が一に備える見守りの人員も実際には食事介助へ移ることが多い。

また施設の経営的側面から考えた場合、食事時の万が一に備える職員は本来なら食堂への移動後から食事が終わり各居室へ戻る 1 時間弱の配置で十分であるが、実際には最低でも 3 時間から 4 時間程度の勤務時間を設定した募集をする必要があり、前後の時間の人件費が無駄となってしまう。

本システムは、緊急の事故通知、平常時の姿勢修正の介護者への指示を行うことができる。遠隔通知により、異常があれば職員が駆け付けるまでの時間は数十秒程度と考えられ、万一駆け付けが間に合わず事故が起こったとしても、気づかずに長時間放置してしまうことを防止することも可能であるため、十分な価値が考えられる。通常見守りをする職員は新人やパートが多いため、利用者の些細な変化を察知することが困難であるが、このよう

に日常の生活パターン等、経験年数に左右されやすい情報を定量的に集積することは、本システムにおける最も優位な点の一つである。

このデータの集積は、事故検知のような短期的なものだけではなく、表情・姿勢・動作等について中期的、長期的に継続して行われ、客観的に各利用者の変化を見つけ出すことが可能である。このことは、これまで経験に頼っていた些細な利用者の変化を全職員が同時に共有することを可能にするため、均一な支援の提供につながる。日常の万が一に対応することにより、表面的には見えにくい部分ではあるが、利用者の QOL の向上に寄与すると考えられる。工学的技術の導入による介護支援の方法として、身体介護である直接介護の支援も必要ではあるが、このように介護職員の間接的な介護支援も介護現場にとって大きな意味があるといえる。

さらに、本研究で開発した室内環境の自動制御システムも、見方を変えると、介護者の手を借りることなく、継続的に利用者の精神状態を心拍の解析によってモニターする手法であると言える。室内灯の色彩の自動制御も、LED の一般化に伴い実用可能な段階となりつつある。身体的安全のみならず、精神的安定を工学的技術の介入による支援は、慢性的な人材不足という問題を抱える介護現場において、必須となってくるであろう。

本システムが現場で稼働した場合の利点を検討する場合、その導入にかかる費用を考慮したうえで、人件費の削減と利用者の QOL の向上という 2 つの側面から推計する必要がある。しかし、かかる経費に対する利用者の QOL の向上に関する費用対効果を推計することは難しく、またその QOL の向上をどれくらいの利点と考え、必要経費としてみるかは施設により格差がある。また、環境光の自動制御に関してはその推計はさらに難しくなると考えられる。

前述したように、食事待ち時間に見守りだけの役割をもった人員を配置することは難しいため、施設の構造によって（特に従来型多床室の施設）は、数十分間利用者が見守りなしに待機するという現状が続いている。もし、100 床程度の従来型多床室の特別養護老人ホームに、安全の為の見守り人材を配置した場合、1 日 3 回の食事にそれぞれ約 3 名から 4 名ずつ人員の配置が必要となる。3 名から 4 名が必要となるのは、一般的に利用定員 100 名程度の施設の場合、1 フロアの利用者が約 25 名程度で設計されるため、2～4 カ所程度の食堂スペースが設置されるためである。たとえ、設計上 1 カ所に食堂を集約できたとしても、居室での食事介助を除いた数十名の利用者を 1 名で見守りすることはできない。

パートタイムの職員を食事の待ち時間の見守りだけのために雇用することは事実上不可能であるが、仮に居室から食堂までの移動から見守りまで、1 時間ずつ 1 日 3 回の見守りを行った場合のコストを検討する。採用する職員については、名称独占[7]であるものの国家資

[7] 国家資格において、有資格者だけがその名称を用いることができるとした法的規制をいい、資格における名称保護を目的としており、資格者以外はその業務を行えないとする業務独占に対して用いられる。介護などの行為は日常的で規制を課すことが難しく、また善意の活動を制限する恐れのあることから業務独占の形態になじまないため、介護福祉士と社会福祉士は名称独占となっている。　（介護　ことば辞書）

格である介護福祉士を有する人材を雇用するには時給単価が上がるため、ヘルパー資格を有する職員を雇用するのが適切である。介護現場では、全く介護における資格を持たなくてもそのまま職場へ入ることは可能であるが、見守りには利用者の状況を把握し、適宜適切な判断を委ねられるため、もし見守り専門の職員を雇用するとなれば、時給単価のみで無資格者を雇用するということは考えにくい。地域間の格差や景気に左右されるが、2 級ヘルパー資格[8]を有する人材のパート時給は約 800 円からで、都市圏では 1,400 円や仕事の内容によってはそれ以上の場合もある。ここでは最低の 800 円を想定する。

上記の想定においては、利用者定員 100 名程度の従来型特別養護老人ホームにおける施設利用者の食事待機時間における見守り人件費は、単純計算で年間 3,504,000 円となる。1 日合計 3 時間、各作業は 5 時間から 6 時間の間隔をあけて 1 時間ずつに分かれている上、時給 800 円という契約で 2 級ヘルパーを雇用するということは実際には不可能であるため、推計した金額より本システムの導入効果はさらに高くなると考えられる。本研究のシステムを実用化した場合、その明確な費用を算出することは現段階で不可能ではあるが、その導入費用は主として初期費用であり、人材を雇用し続けることと比較した場合は優位にあるといえる。

以上のことから、実用的にまず求められる本システムによる見守りの時間帯は、介護者による見守りが手薄となる、15 分から 20 分程度の食事の待ち時間であると考えられる。頭部の動きをモニターすることで、短期的には事故がないかどうかを見守りながら、数週間単位、さらには数か月単位のデータを集積することで被介護者の心身の変化を見つけ出すことが可能になると考えられる。例えば、「これまで待ち時間の間テレビを鑑賞していた高齢者が徐々にテレビに興味を示さなくなる」または、「これまで臨席する高齢者同士が会話するために向き合う傾向があったが、ある日を境に向き合わなくなる」というような、些細な変化の検出を無人で行うことができる。このような現象を集積したデータから抽出することを試みた。

6.2.2　見守りデータの蓄積と解析

ここでは、実際の施設における食事の待ち時間の見守りの手法として、頭部画像解析による頭部傾きと疼痛表情の解析システムを適用した例について述べる。モニターされた被介護者のデータは、ログデータとして集積され、そのデータの変動は Fig.6-3 のようにグラフ化され出力される。この図は被介護者の食事待機時間における頭部傾きと表情変化を時系列で表したものである。被介護者の着座角度に変動があり、これを完全に取り除くことは不可能なため、頭部傾き角（図中の“左右”と“上下”）に誤差が出る。しかし、疼痛表情

---

[8] ホームヘルパー2 級（訪問介護養成研修 2 級課程）は 2012 年度末で廃止され、13 年度からは 130 時間の講義・演習などからなる「介護職員初任者研修課程」に移行。ヘルパー2 級者は初任者研修修了者として引き続き働くことができる。
（日本ホームヘルパー協会 HP　http://nihonhelper.sharepoint.com/Pages/yousei.aspx）

の変化は、表情解析における追跡限界角内（左右±30°，上 20°，下 10°）にあるため、正確に計測されていると考えられる。今回の実験では、表情は 5 f/sec で撮影したが、実用化する際にはデータ容量を加味して 1f/sec 程度が適切であると考えられる。実験におけるそれぞれの計測時間は、Fig.6-3 の左から順に、①931 フレーム 15 分 30 秒程度、②1640 フレーム 27 分程度、③1776 フレーム 29 分程度、④1494 フレーム 24 分程度であった。全体的に、下記データでは被介護者の食事待機時間における頭部傾きと表情に大きな変動は見られない。また、過去の利用者状況を記録した介護記録と比較しても特に大きな変化は見られなかったため、被介護者のこの間における変化は少なく、短期あるいは中期における変化がないことが確認された。このようなデータを蓄積していく中で、被介護者のデータと介護記録との変動を確認することで、より細かい変化を見つけ出すことが期待される.

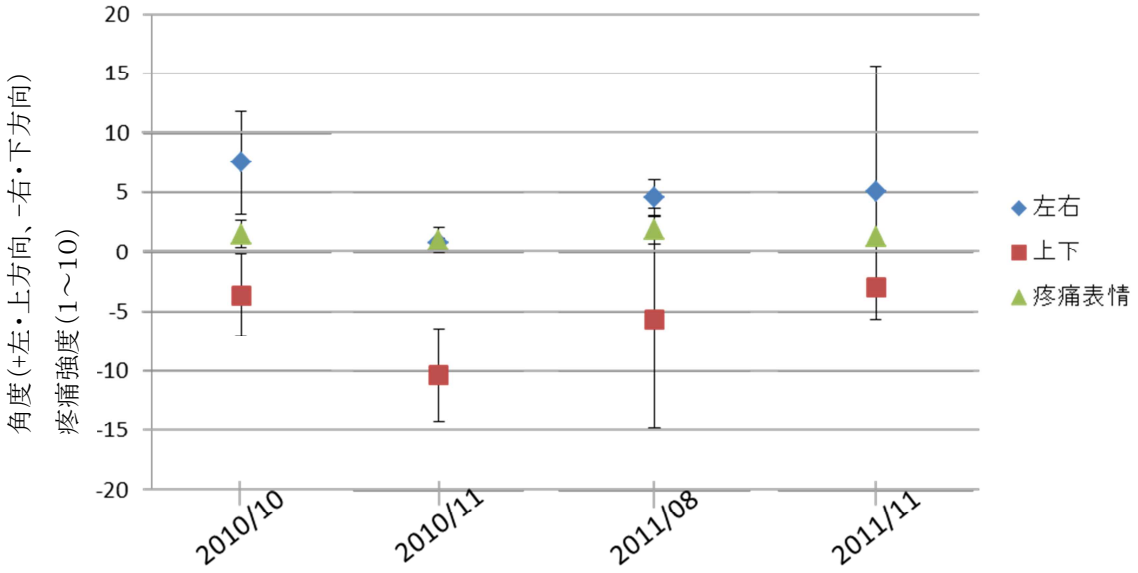


Fig.6-3　モニタリングの時系列データの出力

6.2.3　見守りデータに基づく介護の効果

上記の方法で集積されるデータは、①各被介護者の個別のデータとして管理し、時系列でその変化を見る場合と、②多数の被介護者を一つの集団として見てデータ解析することにより、事故や疾病の傾向を解析する場合がある。ここでは前者にあたる個別のデータの時系列変化について、身体的な問題点、精神的な問題点の検知とそれぞれに対する介護者によるケアの効果について検証した事例について述べる。

（事例 1）身体的な問題点の検知とケアの効果

片麻痺の高齢者の場合、長時間着座状態を持続すると、麻痺側へ体側が傾く傾向がある。これは麻痺の程度や年齢による筋力の低下等、個人差はあるが比較的顕著に表れる。実際

に高齢者の被験者数名の協力を得て、15 分程度の計測を行った。実験によって、麻痺側と顔を向ける方向には相関は見出すことはできなかったが、頭部の傾きは麻痺側に影響されることが分かった。これは、頭部のみが傾いているのではなく、実際には上肢全体が傾いていることを反映しているのであるが、座圧分布を同時に計測することで、さらに詳しい座位姿勢を計測することが可能となる。

Fig.6-4 は左片麻痺、Fig.6-5 は右片麻痺の各 4 名の被験者の測定結果である。いずれのデータも縦軸が角度となっており、緑色の棒グラフが画像解析によって計測された頭部の傾きである。＋方向が左、－方向が右側に頭部が側屈したことを意味している。青いプロットは、頭部の旋回角を意味しており、＋方向が左、－方向が右へ旋回したことを意味している。また、赤いプロットは、頭部の上下への屈曲と進展角を表している。この計測によって、高齢者施設における食事介助前の待ち時間では、テレビ観戦をしない高齢者は、比較的うつむき加減で待機していることが分かる（被験者 B,C,E）。このデータに、職員の介入によって若干顔を上げる高齢者もいることや、食事を待つ時間は高齢者が全体的に沈黙していることを加味すると、例えば食事の待ち時間に職員が積極的に高齢者に話しかけるなど、蓄積されたデータを通して高齢者の更なる QOL の向上を図るための手がかりが得られるものと考えられる。

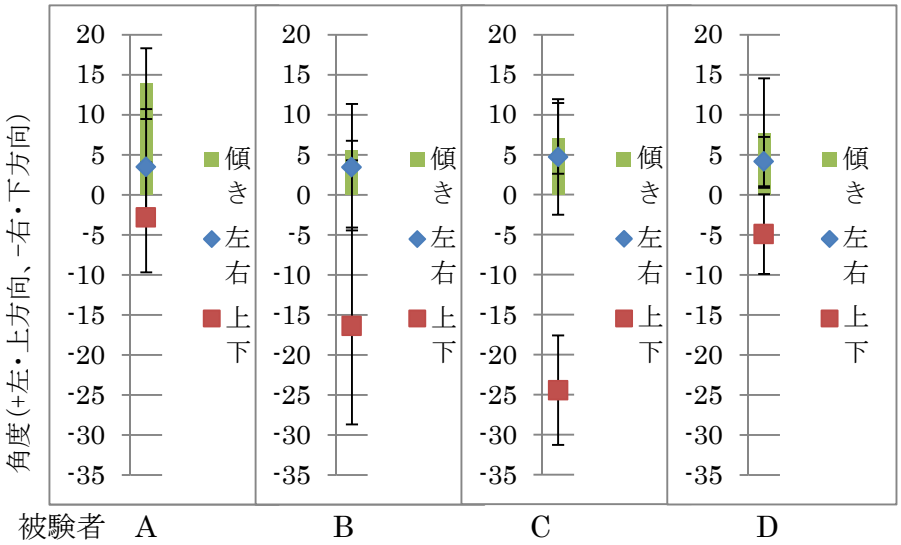


Fig.6-4　左片麻痺高齢者の画像解析データ

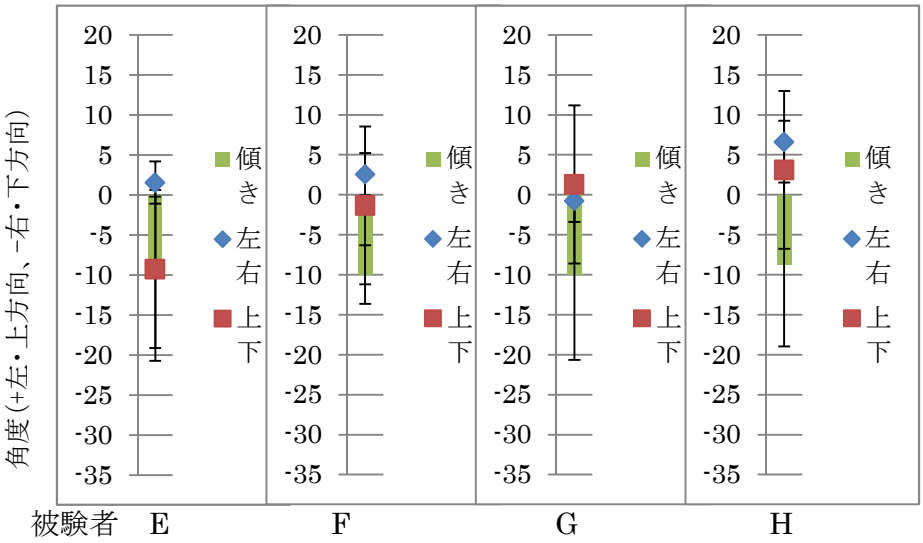


Fig.6-5　右片麻痺高齢者の画像解析データ

また、麻痺側への傾きを時系列で集積することで、介護計画に役立てることが可能である。Fig.6-6 は、最も上肢の傾きが大きかった被験者に姿勢矯正のクッションをあてがい、再び 15 分程度の計測を行ったものである。矯正後、図中縁の棒グラフの長さが短くなっていることが示され、クッションをあてがうことで、被験者の座位姿勢が修正されたことがわかる。

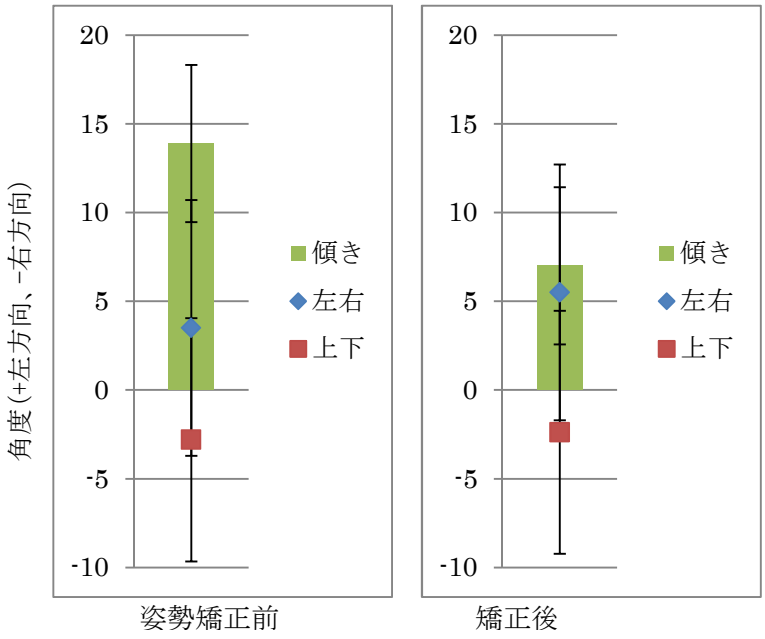


Fig.6-6　座位姿勢矯正前後の画像データ比較

（事例 2）精神的な問題点の検知とケアの効果

施設では、食事の待ち時間に利用者同士の喧嘩が発生することもある。怪我を招くような大きな喧嘩は殆どないが、気まずい空気の中で食事をするのは、当事者たちにとっても気持ちの良いものではない。データからのみで事態を把握できるものではなく、本人の介護職への訴えもあり分かったものであるが、Fig.6-7 は、高齢者どうしで喧嘩が起こった場合の経緯を示している。これは、特定の 2 名の高齢者が喧嘩をして会話をしなくなった時の片方の高齢者の頭部傾きのデータである。事象の発生前は頭部が左に旋回しており左側の方と会話しているが、事象発生後は、頭部は左側に旋回せず、下方に常時向けられている。そこで、席替えを行ったところ、事態が落ち着いた。後日、席を戻しても問題の無い、通常の状態に戻った。

このように、比較的静かに時間の流れる待ち時間において、中期的に見た頭部の傾きのデータを集積するだけでも、身体的もしくは精神的な問題が発生した可能性を発見できることが分かった。このことは、頭部の画像解析に加え、第 2 章から第 5 章に述べた、表情解析、座圧分布測定、脈波解析のデータも加えることで、さらに被介護者に関する多くの情報を得ることができ、適切な介護を行うための手がかりが得られることを示唆するものである。

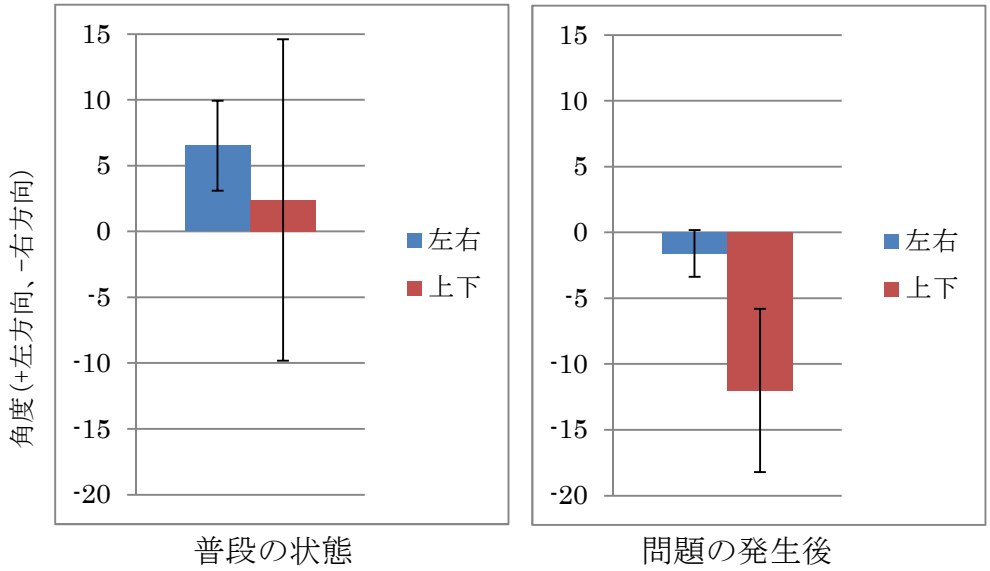


Fig.6-7　突如臨席者と会話をしなくなったデータ

6.3　地域包括ケアシステムへの工学技術導入に関する考察[5,6]

6.3.1　地域包括ケアシステム

前節では施設における本システムの適用について述べたが、ここではさらに視野を広げて、地域での高齢者介護への導入について考察する。まず「地域包括ケアシステム」について説明する。

介護保険制度導入から 12 年、制度は毎年見直され 3 年に 1 度大幅な改正が繰り返されてきた。導入当時にはドイツ直輸入とも見なされた制度の見直しや改正は、日本に合った制度向上に向けた改善のみならず、国の財源不足による今後の制度維持の限界への危惧をうかがえる部分もあった。現在国の財源不足は深刻で、近年では制度改正というより日本の福祉施策自体の方向転換が模索され始めている。この新たな制度として提案されたのが「地域包括ケアシステム」であり、今後特別養護老人ホームや老人保健施設と呼ばれる 100 床を超えるような大規模な高齢者福祉施設をはじめとした施設介護中心の高齢者福祉体制から、在宅支援に代表される在宅における高齢者介護制度へ移行するというものである。しかし、本制度はこれからの高齢者介護を在宅へ移行させることだけを念頭に進められているのではなく、地域（中学校区）という枠組みの中で、高齢者福祉施設や医療機関、またはそれらの異業種間の連携を円滑に行う ICT（情報通信技術）基盤を整備する機関等も含めた新しい福祉施策である[1]。地域包括ケアシステムにおける、社会保障・税一体改革で目指す将来の全体像を Fig.6-8 に示す。これまでは、病院に入院が必要となった高齢者は、病気や怪我から回復しても、退院後の日常生活復帰が困難になる場合があり、結果として長期入院を余儀なくされることがあった。このような理由で長期入院をする高齢者の多くは、事実上次の生活の場である介護施設の空きを待つための入院となっていることがあった。将来像では、地域全体で在宅復帰できる環境を整え、入院期間を必要最小限の期間にして在宅での日常生活における支援を充実させようとするものである。政府としては、このシステムを地域一体型の高齢者福祉の新たな考え方として推し進める方針ではあるが、国民は様々な環境下で暮らし、さらにその生活や要求は多様化している中、制度を改正しても全員が同等の恩恵を享受することは難しいという一面もある。

厚生労働省によると、地域包括ケアシステムは「高齢者の要求に応じた住宅が提供されることを基本とした上で、生活の安全・安心・健康を確保するために、医療・介護をはじめとする福祉支援全体を日常生活圏域内で適切に提供できるような体制」とされている。しかし、日常生活圏とは移動時間として約 30 分程度の範囲とされており、中学校校区が目安である。これについては、すでに「地域包括ケアシステムの観点は、介護市場が成立する都市圏を想定しており、過疎地・限界集落等が十分に認識されていない」と指摘されている。

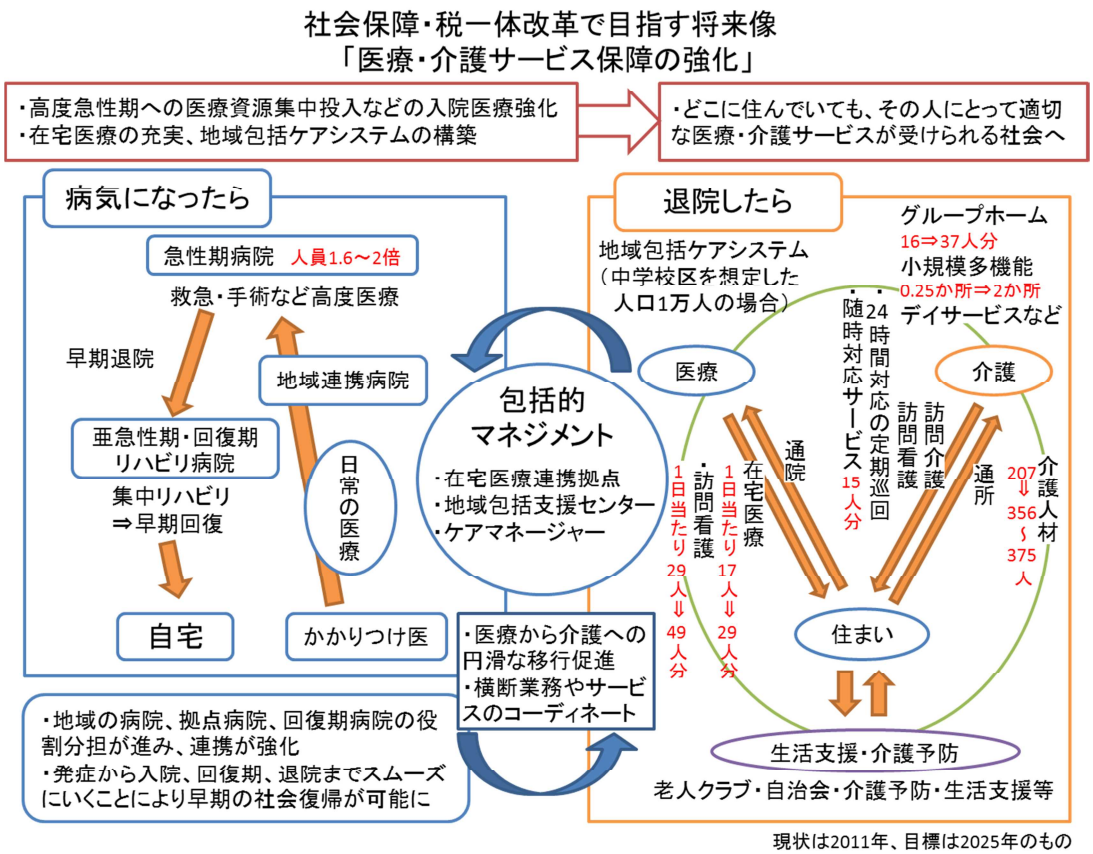


Fig.6-8　社会保障・税一体改革で目指す将来像

本研究における、自動的環境制御および見守りシステムとは、短時間での見守りによる事故等の突発的な問題の検知を行うのみならず、1 週間単位、さらに数か月程度のデータを通して被介護者の心身の状態の変化を見るというものである。施設内であれば、突発的な問題は即時の対応が可能であるが、遠隔支援の場合は同様の対応ができるわけではない。しかし、異常を発見し迅速且つ自動的に通知するシステムは、独居高齢者や事情等により別居している家族にとっては重要であると考えられる。通知する相手は必ずしも固定されているのではなく、個々の要求に合わせて設定することが重要である。今後、地域福祉支援において重要となる組織とは、介護施設・医療機関・地域自治体（中学校区）で、それらを地域包括支援センターのケアマネージャー等がコーディネートする。どのような仕組みが最も円滑に対応が可能であるかは実際の稼働によって検証する必要があるが、24 時間の体制が必須とするならば、通知先は医療機関や介護施設となり、問題が重篤な場合は医療機関、それ以外は以外介護施設での対応など、役割分担の明確化が必要である。また、施設単位での見守りシステムを構築した上で地域単位の見守りへ拡張し、実際の稼働を経験した上で地域への導入を行うことで、さらに円滑な導入が見込まれる。

地域包括支援システムによって在宅における介護へ施策が方向転換するならば、本シス

テムの発展は今後の高齢者介護においては必要不可欠であると考えられる。このような変革期の中、高齢者介護における人材不足は深刻で、効率だけを重視することはできないものの、大規模高齢者福祉施設における介護への本システムの導入は、利用者の安全確保と生活の質を担保するという面で効果的である。今後、福祉施策が在宅介護へ移行する場合、その人材不足はさらに深刻化し、福祉支援需給の不均衡や支援の質自体の低下が懸念される。前述のように、特に地方の中山間地域における介護者人材の不足は危機的な状態に陥る可能性が高く、地域包括ケアシステム自体を維持できるかどうかが危惧されている。そこで、介護効率を少しでも向上させ、地域包括ケアシステムを維持するためには、現存の地域包括支援センターにおける活動内容を精査し、さらに効率化することが重要であると考えられる。なぜなら、地域包括ケアシステムは、既存の地域包括支援センターの行う活動を拡張し強化したものであるからである。

地域包括支援センターでは、基本的に地域における独居高齢者または高齢夫婦の人口と各住所や連絡先を把握し、定期的な見守り、また緊急時の対応や高齢者向け活動参加の呼びかけ、さらには日常の声掛けを通した健康管理を行っている。各地域の行政によって違いはあるものの、潤沢な財源を確保し、十分な人員体制でこれらの支援を提供している地域は決して多くはないと考えられる。

高齢化率は人口に反比例する傾向があるため、人口の少ない郡部の小さな行政区では、小さな組織で数百人をモニタリングすることも珍しくない。必要があれば、センター職員は自宅まで駆けつける事もあり、この活動が最も非効率性を生む要因であると考えられる。ICT を利用し、遠隔での対象者の生体情報集積をすることで、この移動時間を削減することができ、また自動環境制御を組み込むことで、利用者の精神的安定を促すことが可能となる。実際に在宅介護支援センター等のケアマネージャーは、35 名以上担当する場合もあり、さらに各訪問先で 30 分間程度時間をかけている。これらは一見不可能ではない数字であり、十分な対応も実際に行われているが、彼らの移動に費やす時間を考えると重労働であると言える。特に中山間部において、その負担はさらに大きくなる。また、移動中の事故のリスクを考えると、ICT を介したシステムの導入の重要性は高いといえる。

また、施設介護における工学的研究も進めるべきテーマであると考えられる。何らかの介入によって労働時間を例えば 10%でも軽減できたとすれば、大きな経費と時間の削減が見込まれ、またその経費と時間が利用者への直接介護のさらなる補強に充てられると考えると、利用者の受ける介護の質の向上は大きい。このモニタリングシステムを、地域包括支援センターのみではなく、地域の福祉施設が担当することにより、その支援は 24 時間体制となり、さらに充実したものとなる。また、本研究は最終的には新しい形の地域コミュニティーの構築を目指している。モニタリングを双方向にすることで、モニターを通しているものの、顔を合わせた会話をすることができ、表情解析等を同時に行うことによって、電話による安否確認よりも多くの情報を収集することができると期待される。

その一方で、もし制度が大幅に変更されたとしても、既存の福祉施設が不必要となることは考えにくい。2010 年 11 月に施行された内閣府による介護保険制度に関する調査では、将来介護を受けたい場所として、「現在の場所 37%」「介護付き住宅、施設介護 45%」という結果であった。30 年前には収容施設とも言われていた福祉施設が、政府の舵取りによって改善され、終の棲家として、住居機能・家事機能・緊急対応機能を 24 時間 365 日担保されるようになった。そのため将来的に、専門的な介護を受けられる施設としての要求が消滅し、高齢者介護の拠点全てが高齢者施設から在宅介護へ回帰するまでには時間がかかると考えられる。

6.3.2　在宅支援[7,8]

Fig.6-9 は、施設内におけるシステム稼働の流れ図である。赤色の枠で記した部分が、日常的に介護者の手によって行われている介護の流れ図である。まず、被介護者の要求は通常言語を介して介護者へ伝わり、介護が行われる。一方、オレンジ色の枠で記した部分が、生体情報を利用することで、言語を介さずに被介護者の状態を介護者へ伝える、または自動的に環境制御を行う場合の流れである。介護者や事業所にとって、均一で安定した介護支援提供可能な環境設定は、利用者の QOL 向上において必須である。しかし、言語による意思疎通の困難な利用者を介護する上では、利用者の表情をはじめ多くの変化に早期に気づき、適宜対応する必要がある。このような対応は、各利用者と各介護職が接する時間の長さや、介護者自身の介護経験に大きく左右される。利用者の生体情報を計測し、定量的にその変化を見守ることでこれらの問題を改善することが本研究の役割である。

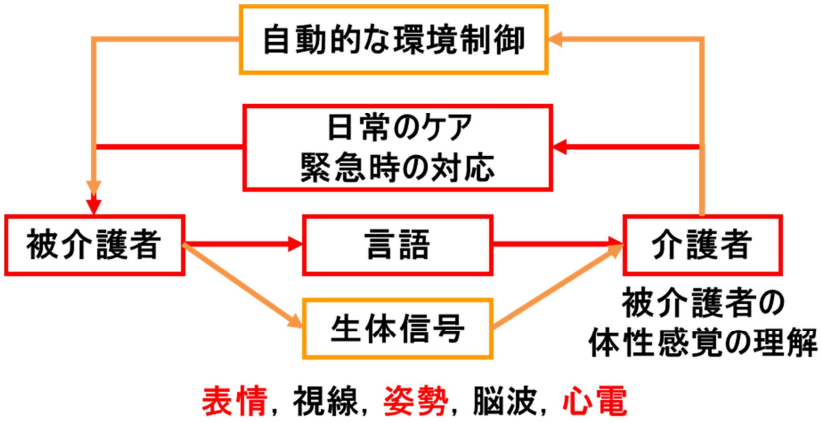


Fig.6-9　施設内におけるシステム稼働の流れ図

また、実際に施設で介護を受けている高齢者は、介護を必要としている高齢者全体のごく一部であり、在宅支援等を受けている在宅の高齢者数は多い。在宅支援を受けている利用者は、施設介護を希望して待機している高齢者、簡単な生活支援を利用している人など、状況はさまざまである。つまり在宅での高齢者の介護は施設以上に多様な要求があるため、

介護者の負担は大きくなり、また介護経験に基づく判断力が重要となってくる。よって、工学的な支援の提供は、在宅において、施設介護に増してさらに重要な課題となると考えられる。

6.3.3　地域ケアシステムにおける ICT 利用の問題点[5,7,9,10]

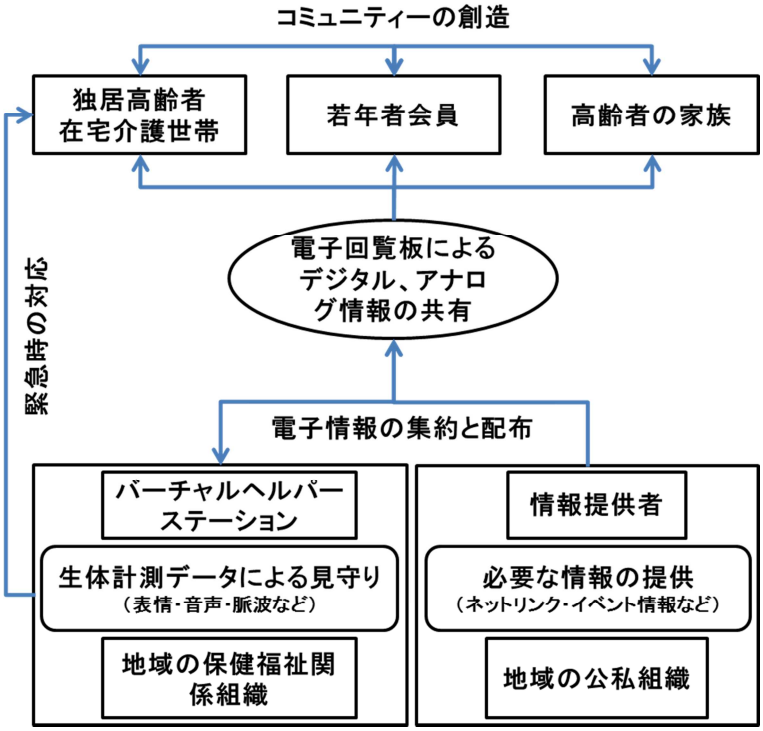


Fig.6-10　地域におけるシステム稼働の流れ図

Fig.6-10 は、地域における本システム稼働の流れ図である。電子回覧板を介して、情報提供者およびバーチャルヘルパーステーションと、高齢者、その家族、近所の人々が双方向の情報のやり取りを行い、緊急時の対応を行う仕組みとなっている。しかし、実際に ICT を利用した地域見守りシステムの構築には、技術的な問題より複雑な問題も多く、はじめに問題点を洗い出して解決しておく必要がある。

まず、施設内での生体計測システムは、基本的に利用者が自分で操作することなく稼働することができるが、地域でのモニタリングの場合、端末等の操作を高齢者自身が行う必要がある。高齢者自身が端末を操作して利用することで、さらに多くの支援を展開することができるのであるが、いかに操作を単純化して高齢者も操作できるようにし、また誤操作を予防するかを検討する必要がある。次に、継続的にかかる固定費をだれが負担するかという問題があるが、受益者負担だけでは普及しないうえ、一方で企業負担に偏ってしまうと、持続可能なシステムの構築が困難となるからである。さらに、どのような結果を目的とし、どのような効果を生むかということを明確に検討しておく必要がある。

ICT を利用した地域高齢者のモニタリングは、遠隔での表情解析等生体計測を用いた様々な解析情報を担当組織へ通知することや、環境の自動制御を目的としている。さらに端末を介して高齢者同士、家族、別世代の人との対話を行えるバーチャルな団欒場所を提供する。また、企業や公的機関からの情報を送信し、緊急時の連絡を円滑にできる連携体制を組むことなどを検討している。

また、固定費に対する試みとしては、端末本体の費用は各企業や福祉施設が購入することは可能である。利用者数に関係するが、端末が少ない場合は各地区にキーパーソンを置き、情報提供から始める。維持費の負担は大きな問題であるが、現在の試みとして、近隣の無線 LAN 使用許可を得て利用させてもらうようにした。ボランティアや寄付行為は物理的に負担を負うため賛同しにくい年齢層にも、LAN 使用許可に関しては受け入れられやすく、現状において住宅密集地でその効果を見込んでいる。

最後に、電子端末をどのように高齢者へ浸透させるかという最も重要で大きな問題であるが、誰にどのような内容や支援を提供するかということではなく、支援自体の経時的変化を見据えたシステムを検討することが重要であると考える。例えば対象となる年代層を決定し、そこに特化すると、その年代層の加齢に伴って利用者は減少し、また新たな年代層のために内容を変更する必要がある。したがって、時代の変化に柔軟に対応できる支援内容の検討も必要となると考えられる。少なくとも現時点では、介護保険認定を受ける前の高齢者から身体介護を必要とする高齢者で、かつ端末を操作可能な心身的状態の高齢者を対象として内容や操作性を設計する必要があると考えている。

6.4　結論

本章では、蓄積されたデータから高齢者の異常を発見し、それに対応した介護の有効性を確かめることができた。このように、施設内における高齢者の見守りにおいて、集積されたデータからいち早く変化を見つけ、介護計画へ反映させる、あるいは直接的に介入することで、施設利用者の些細な問題を解決することは、表面上は見えにくい部分であるものの、高齢者の生活の質を向上させるためには重要な役割を果たすと考えられる。

また、ICT を利用した地域における見守りシステムの構築には、基礎的なネットワーク基盤を整備する為のコストや、医療福祉機関の連携、地方自治体の協力など、様々な問題を解決する必要がある。しかし、ICT は身体的機能の低下等により生活範囲が減少した高齢者や障害を持った人たちにこそ有効で必要なものであると言える。外出せずとも、多くの情報を取得でき、遠くの家族や友人と顔を見ながら連絡をする。さらにはネットワーク上で異なる世代の双方向コミュニケーションをも可能にする。これらのことは、介護や見守りへの貢献のみならず、若年世代にも大きな恩恵をもたらすことが期待される。高齢者向け携帯電話が 2,200 万台以上販売され、現在でも販売台数上位を保持しているように、近年情報弱者と言われる世代に対して積極的な取り組みを行っている企業が増えてきている。こ

れは、ICT がそれだけの市場価値をもっているということを示唆しており、多くの高齢者が ICT を使いこなす時代も目前に迫っている。ICT を利用した高齢者見守りは、今後更に発展していく分野であると考える。

文献

1. 京都府保険医協会：国が進める「地域包括ケアシステム」を考える, かもがわ出版, 2011.
2. 伊福部達：福祉工学の挑戦, 中央公論新社, 2004.
3. 小林明夫,沼田宗純,目黒公郎：平時から災害時まで利用可能な高齢者の生活習慣の遠隔見守り支援システムの研究, 生産研究 63(4), pp.465-470, 2011.
4. 森武俊："生活支援のためのセンサデータマイニング ：「みまもり工学」への展開", 電子情報通信学会誌, 94(4), pp.276-281, 2011.
5. 宮崎民雄：福祉経営とマーケティング戦略の推進,全国社会福祉協議会, 月刊福祉 2 月号, pp.92-93, 2001,
6. 中央社会福祉審議会社会福祉構造改革分科会：社会福祉基礎構造改革について（中間まとめ）, 1998.
7. 総務省委託調査：高齢者・障害者の ICT 利活用の評価及び普及に関する調査研究報告書, アライド・ブレインズ株式会社, 2008.
8. ICS(Information Communication Service) 研究会：シニアとインターネットサービスに関するネットアンケート調査結果, 2006.
9. 東京都社会福祉協議会：地域包括支援センター等が行うネットワークづくりのためのヒント集, 2011.
10. 電力中央研究所報告：独居高齢者見守りシステムの実用化, R 研究報告, (09014), 1-16, 巻頭 1～3, 2010.

第 7 章　総括

本論文では、表情、座圧、脈波など被介護者の心身に負担を与えることなく簡易に計測できる生体信号をもとに、介護者がこまめに理解し対応することが困難な、痛みや痒みといった体性感覚、姿勢、精神的ストレスの度合いなどの情報について、工学的な手法を用いて客観的に評価するシステムを開発した。これらの情報を介護者に分かりやすい形で提示、あるいは自動的に生活環境を制御する手法を提案し、超高齢社会の諸問題に対応する新たな介護支援のあり方として、これらの情報を施設単位、さらには地域単位で集約して介護者にフィードバックする介護支援システムを提案した。

第 1 章では、本論文における研究の背景として、高齢者を取り巻く国内外の環境、工学的介入の位置づけ、本論文の目的と構成を述べた。

第 2 章では、頭部の画像情報を実時間で収集し解析することで、頭部の傾きによる事故検知を行い、介護者に迅速に伝えることができるシステムを検討した。実用の観点から、高齢者の頸部可動域とプログラムの顔追跡限界角を比較し、その有効性を確認した。

第 3 章では、第 2 章で検討した頭部の画像解析に座圧計測を組み合わせることによって、頭部および体幹の傾きを推定し、実時間で座位姿勢をモニタリングして現在の姿勢が適正であるかどうかを判断するためのシステムを提案した。

第 4 章では、非侵襲かつ簡易に測定可能な表情を解析することで、被介護者の疼痛を実時間で数値化するシステムを開発した。FACS（顔面表情記号化システム）に基づいた 3 値化による表情の行列化を行い、基準となる疼痛表情の行列と比較することによって疼痛強度を算出した。この手法を用いて、撮影・解析・出力を実時間で行うシステムを構築した。

第 5 章では、被介護者の心身の状態に応じて、生体計測データをもとに、自動的に被介護者の現在の状況に適した状態に生活環境を制御するシステムを検討した。その具体例として、非侵襲で簡易な計測が可能な脈波を利用して被介護者のストレスの度合いを求め、自動的に環境光を変化させるシステムを構築した。

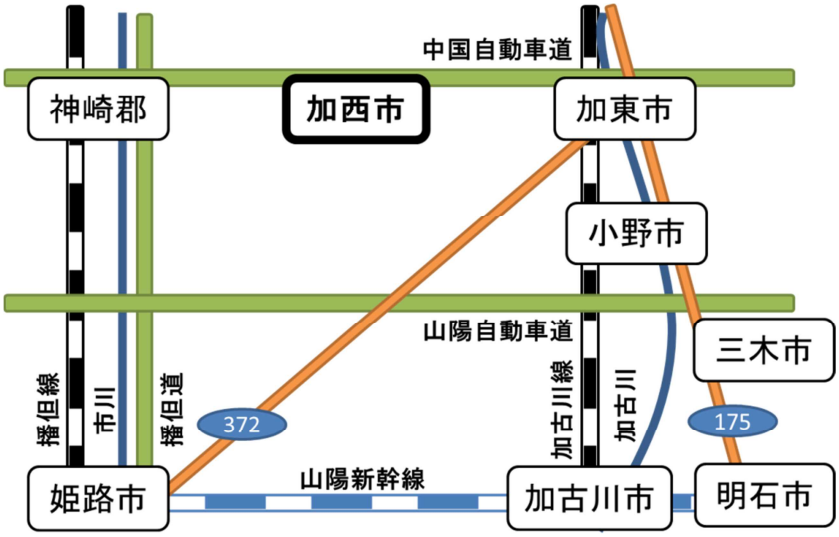
第 6 章では、生体情報の集積とその解析による結果に基づき、施設における高齢者の身体的、精神的な問題を検知し、その問題を改善するために介護者によるケアを行い、その効果の検証を行った。

第 7 章では本論文を総括した。

以上の結果から、生体計測の結果を解析することにより、被介護者の心身の状態を短期・中期・長期的にモニタリングして判断し、人を介した介護の質を向上させる、あるいは自動的に生活環境を制御することにより、超高齢社会における新たな工学的介護支援の手法を提案した。

付録　ICT を利用した地域ケアネットワーク実践

A-1．兵庫県加西市におけるネットワーク構築の実践[1,2,3,5]



A.1-1 加西市周辺の地図

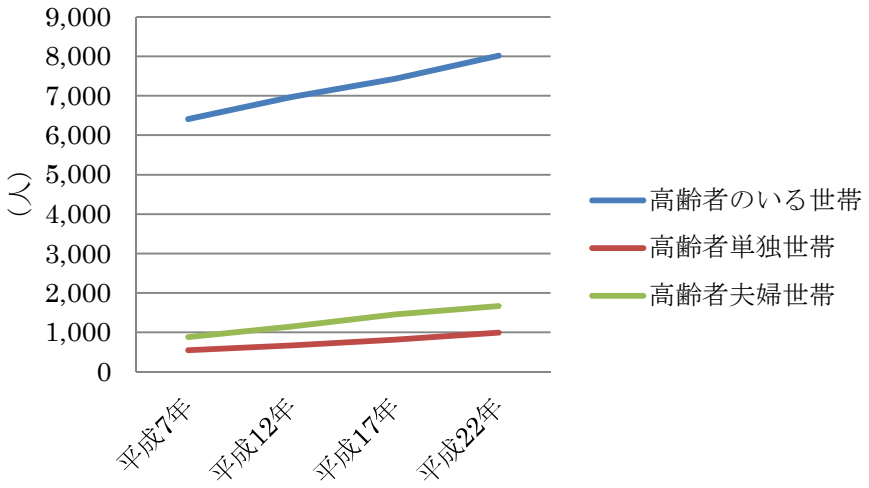
ICT を利用した地域ケアネットワークづくりを実践するために、特別養護老人ホーム S 荘では、ニッセイ財団の助成をうけ、社会福祉法人にできるこれからの地域における役割と福祉ネットワークの構築にむけた試みを行った。その中で、本研究である遠隔見守りの可能性を検証した。フィールドは、兵庫県加西にある 100 世帯程度の地域で実験を行った。(A.1-1) ニッセイ財団高齢社会先駆的事業では、「住民の自立・共生・参加による地域づくり―地域生活の相談から福祉支援提供まで、地域支援事業―」の事業テーマで、加西市北条地域における高齢者に関わるまちづくりの推進に寄与することを目的として行われた。

加西は人口 5 万人弱の小さな市で、交通のアクセスも近隣自治体と比較して恵まれているとは言えない。近年では大型ショッピングセンターや充実した公共施設等もあり生活をするには問題はないものの、比較的小さな地域で公的支援をはじめとする生活の全般を完結しないといけない。日常生活には自動車が必須で、身近な情報を得るにも高齢者には不便な場合がある。実験を行った地域 30 年ほど前までは活気にあふれた商店街で地域の中心的な役割を果たしていた。しかし、町の拡大に伴い、市役所・市民病院・消防署・警察署・福祉施設等が徐々に移動し、現在では高齢者にとって、この場所から病院や市役所へ移動するには自動車以外でのアクセスが困難となっている。また、この中心市街地の移動により新しい住宅地が増え、旧市街地は取り残される状態となった為、高齢化が際立ち、独居高齢者や高齢夫婦世帯等の問題が浮き彫りとなっている　（付 1-1)

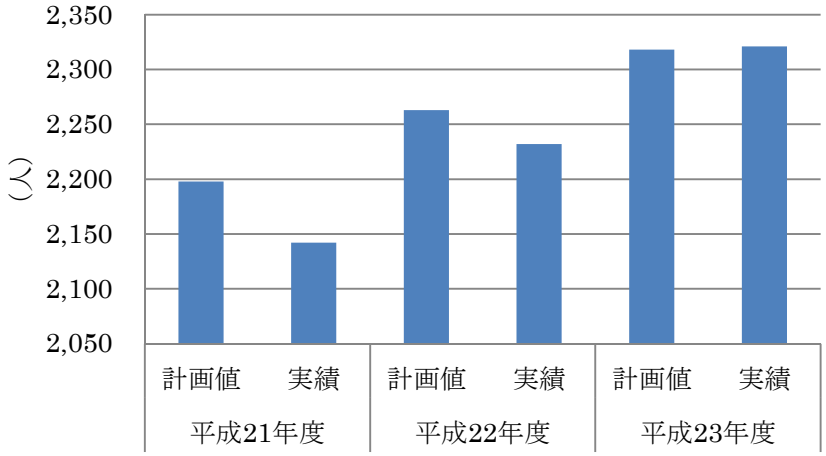
当市の人口の推移は、平成 21 年度において、48,774 名、平成 22 年度では 48,081 名そして平成 23 年度は 47,547 と減少の一途をたどっている。しかし、人口の減少に逆行するように第 1 号被保険者（65 歳以上）は増加しており、高齢化率は上昇している。平成 23 年度における加西市の高齢化率は 25.8%となっている。(A.1-2)

高齢者世帯に関して、加西市はすでに超高齢社会であることから、今後も高齢者が増加することは明確で、それに伴う高齢者単独世帯・高齢者夫婦世帯の増加が見込まれている。高齢者単独世帯・高齢者夫婦世帯に対する地域での見守り活動者災害時の支援など、安心して暮らせる仕組みづくりが必要であると考えられている。(A.1-3)

介護保険　要支援・介護認定者の状況を見ると、平成 21 年度が 2,142 名、平成 22 年度が 2,232 名、平成 23 度が 2,321 名と増加傾向にある。全体的には、市の試算した計画値を上回っており、要介護認定者の重度化の傾向がうかがえる。

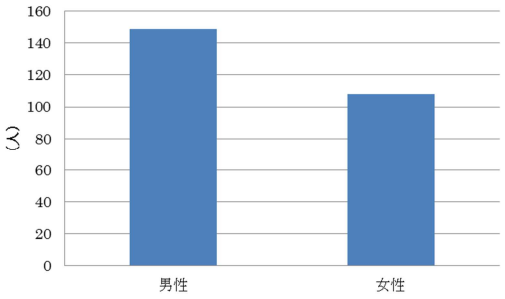


A.1-2　加西市における高齢者世帯数の推移[4]

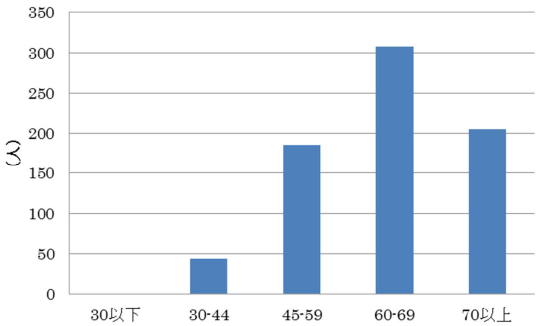


A.1-3 加西市における介護保険認定者数の状況[4]

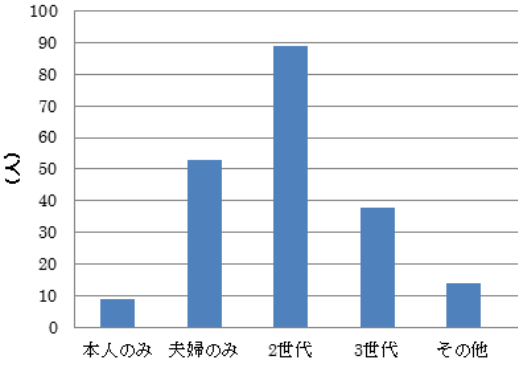
まず、当市地域において高齢者を対象としたアンケート調査を行った。すでに加西では加西役所の高齢者福祉計画、第 4 期介護保険事業計画や加西社会福祉協議会の第 4 次加西社会福祉協議会地域福祉推進計画が策定され、着実に推進されているところであったが、新たに疑問や問題点、地域福祉の要求を把握するために、まず住民対象のアンケート調査を実施して、住民の声を聞くこととしたのである。アンケートは平成 23 年 6 月に実施し、323 配布し、294 回収した。そのうち、有効回答数は 203、以下アンケートカテゴリーデータの詳細を示す。(A.1-4～1-7)



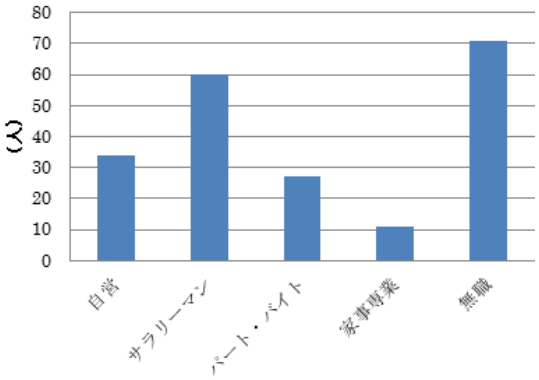
A.1-4　性別



A.1-5　年齢



A.1-6　同居形態



A.1-7　職業

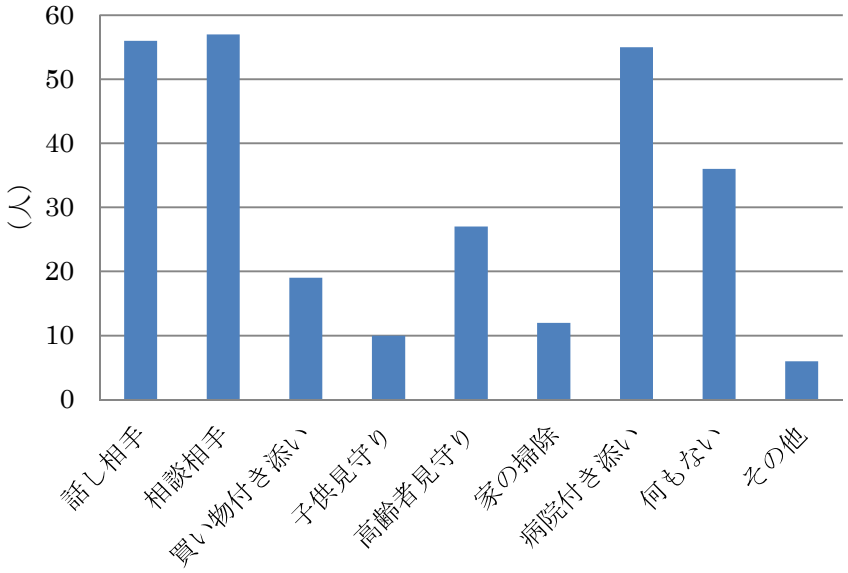
アンケートでは、カテゴリーを含め質問項目を計 37 問、5 件法で問、最後に問 38 として、各々の思う地域福祉・街づくりに対する意見を簡単な自由記述として調査した。
ICT を有効に利用することで、地域福祉ネットワークを充実させるという考え方は近年一般化しつつあるが、当市のように都市部でない地域ではどのような要求があるかということを調べた結果、中山間地域であるがゆえの問題や希望があることも分かった。地元の任意のコミュニティーの仲間意識が強いために、新たなシステムづくりに関心がないことも問題であったが、基本的に高齢になると情報の不足とそれに起因するコミュニティーからの離脱という問題が深刻であった。これは、質問事項の中で、地域に住む高齢者にとって「手

助けをしてほしい」とおもうことについて質問したところ、「話し相手」が欲しいという希望が最も多い結果となり、次に「相談相手が欲しい」という結果になったことからもうかがえる。また自由記述の中には、居場所を求める声が多く上がっていたが、当該地域には集会場所もあり、週 1 回老人会の集まりも存在している。(A.1-8～1-10)

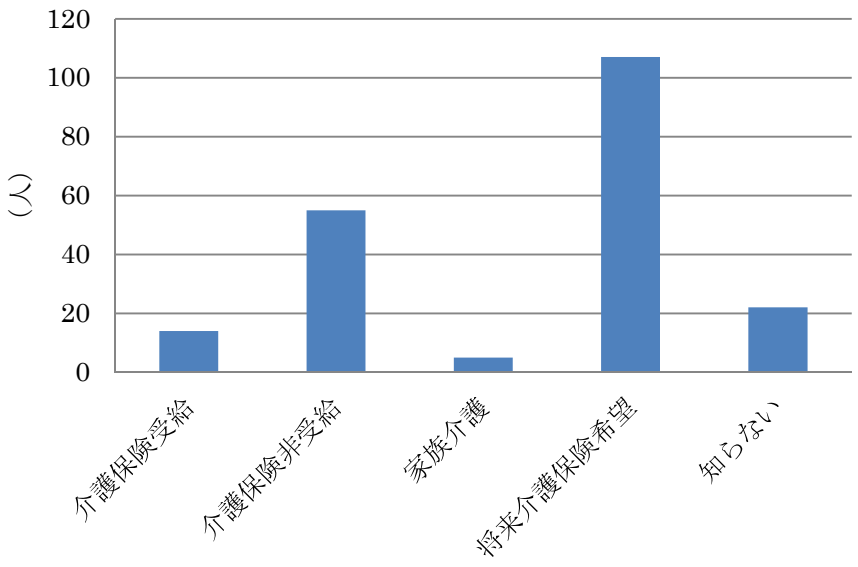
さらには、介護保険を知らないという高齢者が約 1 割存在することからも、情報を伝え浸透させるには、双方向の情報共有が必要であることが考えられた。また、端末の操作を簡素化させることで、高齢者側からの情報を有効に蓄積させることが可能であると考える。

A.1-8　地域アンケート調査　自由記述抜粋

60～70 歳未満　女性 親子 2 世代同居	「区単位で 60 才以上の方の憩いの場があればと思います。」
60～70 歳未満　男性 夫婦のみ	「市内には古民家が多い。それを利用して市内数か所に憩いの場を作ったら！」
45～60 歳未満　女性 夫婦のみ	普段から自由に行き来できる場所作り、高齢になり困った時に慌てない様な地域の環境作り、歩いていける場所作りが誰もが参加し顔馴染みになればと考えます。
30 歳～45 歳未満　女性 親子孫 3 世代同居	いろいろな活動について、知らない事がたくさんあります。もっといろんな方法に知らせては。
70 歳以上　男性　夫婦のみ	どこへも行くところがない。趣味もなく家にとじこもっているだけです。



A.1-9　近所からの援助希望項目



A.1-10　介護保険による支援について

A-2.　東京都 K 区における遠隔見守りシステムの適用

地域における高齢者支援システムが今後我が国における福祉政策の中心になると考えられる。この動きに合わせ、さまざまな組織が連携しあい新たな福祉システムの検討が始まっている。東京都の K 区では、発展型地域包括ケアシステムプロジェクトという試みが始まっている。高齢者人口がピークといわれている 2025 年において、できるだけ在宅で適切な介護を受けられるコミュニティーの創造の為、医療と福祉を通じた個々の要求に適した支援が安定的に提供される体制の構築を行うというものである。本プロジェクトでは、介護事業を中心にそこから派生する他業種との連携くみ、地域単位で高齢者支援を行うことを目的としている。

K 区では、区全人口に占める高齢者割合が 1970 年頃から一貫して上昇し続けており、この人口構造の変化による様々な問題が発生してきている。K 区は 1979 年に高齢化率が 7%を超え「高齢化社会」 へ、1997 年には 14%を超え「高齢社会」へ、2008 年には 21%を超え「超高齢社会」に突入している。2020 年には区民の 4 人に 1 人が高齢者となり、少子高齢化の影響は各分野に及ぶと考えられている。[9]また、2010 年には高齢の単身世帯が 36.1%・夫婦のみ世帯が 29.3%となりこの増加は、老老介護や孤独死の増加など深刻な問題を引き起こす原因となるため、早急な対策が求められている。さらに、一般世帯における単身世帯

[9]（1996 年以前）K 区，K 区統計書，「年齢別男女別人口」
（1996～2014 年）K 区，K 区の現況　第 47 版　（平成 24 年度版），「年齢三層区分人口の推移」
（2015 年以降）K 区，K 区第 3 回基本計画策定検討会議，「新基本計画における K 区の将来人口推計」

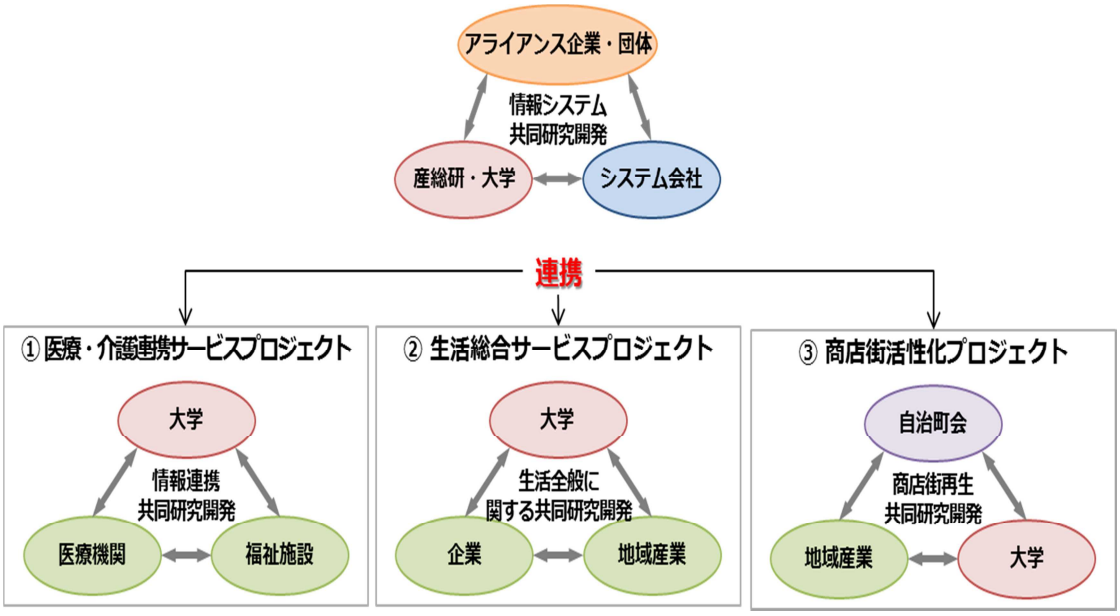
が 38.7%で夫婦のみの世帯も 18.2%となり増加が進んでいる。これは将来の高齢者の単身世帯増加に直結しており、今後さらに高齢者の一人暮らしが増加すると予測されている。[10]

K 区の要支援・介護認定者数は介護保険制度が改定された 2000 年から 10 年程度で約 2 倍となっており、今後もこの増加は続くと考えられている。[11]

兵庫県の加西市とは生活環境そのものが大きく違うため、高齢者意識調査から垣間見られる要望も大きく変わるかと考えられたが、基本的な部分である、「安心」「安全」「便利」といった点において重点が置かれていることでは共通していた。大都市圏においても、中山間地域においても、高齢者が安心して安全に、しかも生きがいを持って住み慣れた地域で暮らせる環境を求めているということは、普遍的な要求であると考えられた。[12]

ここでは、遠隔見守りシステムも本プロジェクトへの導入を検討し、どのような適応が最適であるかを模索している。

発展型地域包括ケアシステムプロジェクトは、①医療・介護連携支援②生活総合支援③商店街活性化の 3 つの柱に分かれており、高齢者の遠隔見守りシステムは①の医療介護連携支援への導入を検討している。これは、医療・福祉支援提供機関などの要望等情報を吸い上げ、システム会社が提供・運営する基幹システムを通し、発展型地域包括ケアシステムプロジェクトの基礎となる地域高齢者の医療・介護情報など様々な情報を共有するものである。(A.1-11)



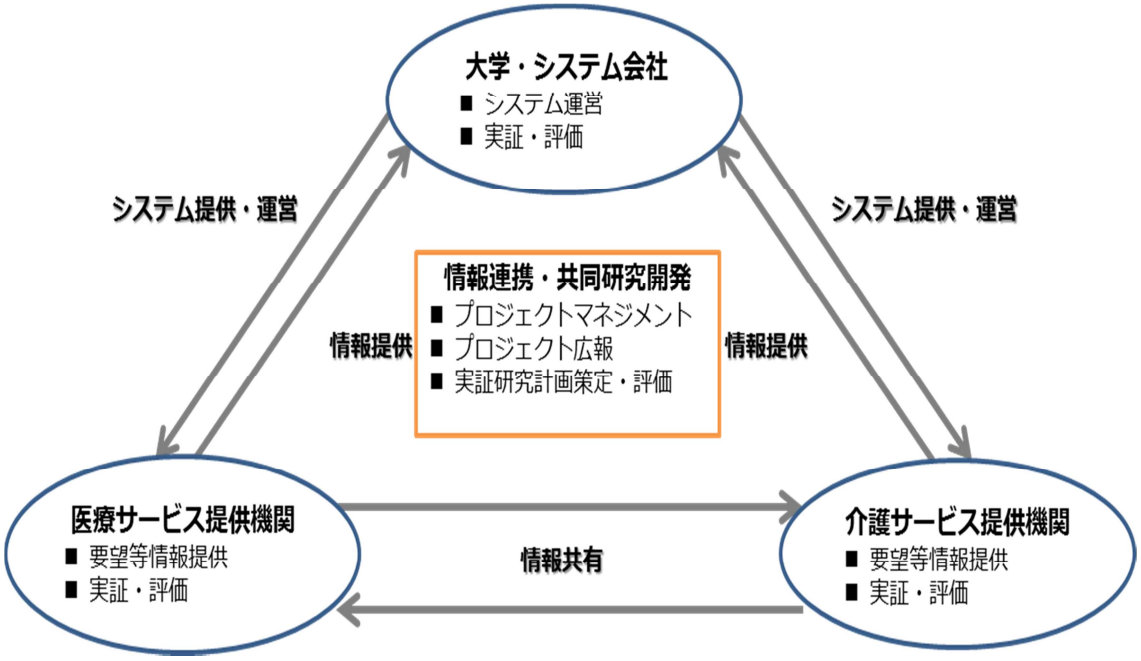
A.1-11　システムの開発と運営イメージ

[10]K 区，K 区統計書，　「65 歳以上の親族のいる一般世帯」,K 区，K 区統計書，「一般世帯の家族類型別数」

[11]K 区，K 区統計書，「要介護（要支援）認定者数」

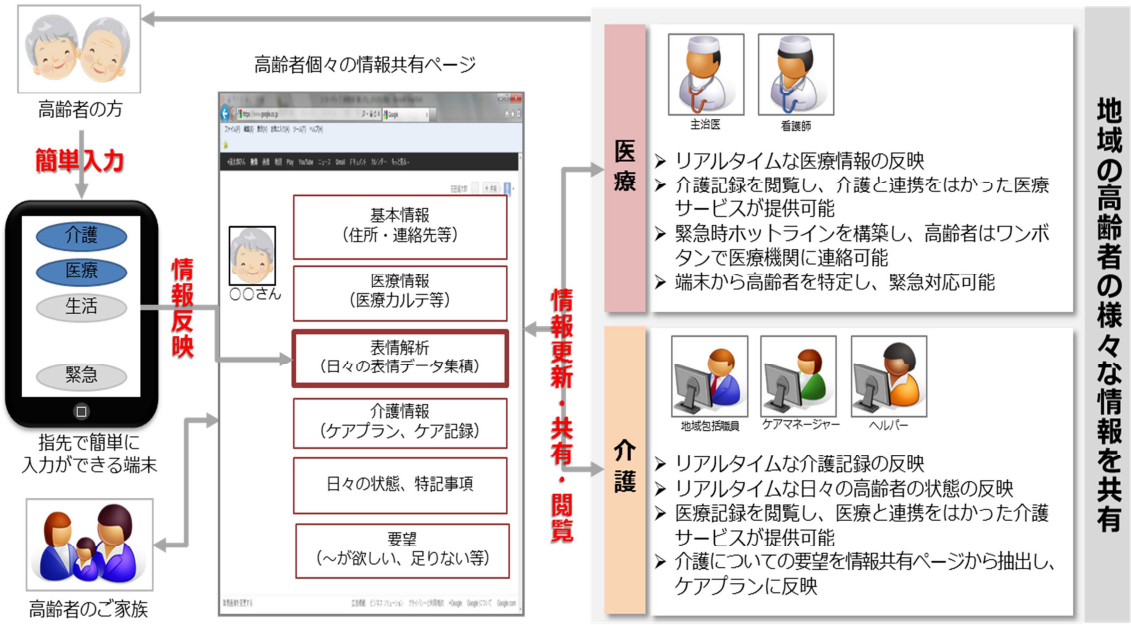
[12]K 区，高齢者の生活に関する調査報告書 ，「区に充実してほしい高齢者施策」

具体的には、地域の高齢者の情報を医療・介護現場が共有できるシステムを提供・運営し、医療と介護を中心とした高齢者への様々な支援提供を可能にすること、さらに高齢者の日々の状態や医療・介護情報を共有することによって、個々の高齢者に最適な医療・介護支援を提供、24 時間体制の医療・介護支援や緊急時対応などを可能にすることである。また、医療・ケアプランのみではなく、高齢者の日々の状態や要求を加味した支援を派生的に生み出していく事で、プロジェクト全体を構築するというものである。また、高齢者の様々な情報は、医療機関・地域の介護現場が共有し医療と介護を中心とした高齢者への支援を充実させるだけではなく、これらの情報はその家族へも共有させることで、安心して暮らせる仕組みを構築する。さらに、健康や地域交流等に関する情報提供を行うことで、新しい形の地域コミュニティーの創造を検討しているのである。(A.1-12)



A.1-12 医療・介護支援事業の概要

情報端末は、兵庫県加西で行う ICT 事業と同様、簡単な操作方法を検討し、双方向の情報共有を検討している。それぞれの情報は、医療機関・介護現場へリアルタイムで反映させ医療と介護による異業種連携の中で適切なケアプランの作成を行う。また、端末からはワンボタンでつながる緊急時ホットラインを構築するうえ、介護についての要望を反映させたケアプランを可能にすることを目指している。
今後、この ICT を利用した医療・介護支援の中へまずは表情解析プログラムからの適用を検討する。(A.1-13)



A.1-13　ICT を利用した情報共有システムのイメージ

文献

1. 岡崎祐司：国が進める「地域包括ケアシステム」を考える，京都府保険医協会　かもがわ出版, 2011.
2. 東京社会福祉協議会：地域包括支援センター等が行うネットワークづくりのためのヒント集, 2011.
3. 兵庫県県土整備部まちづくり局都市政策課景観形成室：加西市北条地区景観ガイドライン, 2012.
4. 加西市民福祉部長寿介護課：加西市高齢者福祉計画・第 5 期介護保険事業計画, 2012.
5. 加西市社会福祉協議会：第 4 次加西市社会福祉協議会地域福祉推進計画（平成 20 年～平成 24 年度）, 2020.
6. （1996 年以前）K 区，K 区統計書,「年齢別男女別人口」
7. （1996～2014 年）K 区，K 区の現況　第 47 版　（平成 24 年度版),「年齢三層区分人口の推移」
8. （2015 年以降）K 区，K 区第 3 回基本計画策定検討会議,「新基本計画における K 区の将来人口推計」
9. K 区，K 区統計書，　「65 歳以上の親族のいる一般世帯」
10. K 区，K 区統計書,「一般世帯の家族類型別数」
11. K 区，K 区統計書,「要介護（要支援）認定者数」
12. K 区，高齢者の生活に関する調査報告書 ,「区に充実してほしい高齢者施策」

業績リスト

本論文は以下の論文をまとめたものである。

１．原著論文　（査読付）

1. 前川義量，阿部武志，白井みどり，秋山庸子，西嶋茂宏，“表情の画像解析による疼痛評価システムの開発”，生体医工学 49(6), 836-842, (2011).

2. T. Mori, Y. Maekawa, Y. Akiyama, F. Mishima, K. Sutani, S. Iwaki, S. Nishijima, “Fundamental study for controlling environment using biological signal”, *Control and Intelligent Systems,* 40[3], 151-159, (2012).

2. 国際会議 Proceedings　（査読付）

1. T. Mori, T. Abe, Y. Maekawa, Y. Akiyama, F. Mishima, K. Sutani, S. Iwaki, S. Nishijima, "Fundamental study for control of living environment using biological signal", *World Automation Congress 2010*, 471 (2010).

2. Y. Maekawa, Y. Akiyama, S. Nishijima, “Development of pain evaluation system by image analysis of facial expression” *Proceedings of The Eighth IASTED International Conference on Biomedical Engineering*, 723-147, (2011).

3. Y. Maekawa, Y. Akiyama, S. Nishijima, “Development of an accident detection system for care service users by image and motion analysis Detecting an accident using image analysis of facial expression and head motion analysis”, *IEEE Systems, Man and Cybernetics (SMC) 2011*, D-36, (2011).

4. Y. Maekawa, N. Taku, Y. Akiyama, S. Nishijima, “Study on the Automatic Monitoring System for the Elderly by Nonivasive Bioinstrumentation”, *2012 IEEE Healthcare Innovation Conference*, Paper#36, (2012).

3. 会議報告

1. 前川義量，秋山庸子，西嶋茂宏，“表情解析と頭部動作解析による高齢者見守りシステムの構築”，生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会 2011 講演要旨集，p.37，2011 年 11 月，会議報告/口頭発表

2. 前川義量，秋山庸子，西嶋茂宏，“表情解析と頭部動作解析による高齢者見守りシステムの構築”，第 6 回応用福祉工学シンポジウム要旨集，2011 年 09 月，会議報告/口頭発表

3. 前川義量，阿部武志，秋山庸子，西嶋茂宏，“表情の画像解析による疼痛評価システムの開発”，生体医工学，第 49 巻特別号，p152，2011 年 04 月，会議報告/口頭発表

4. 前川義量，秋山庸子，西嶋茂宏，“表情の画像解析による高齢者見守りシステムのための基礎的研究”, 生体医工学シンポジウム 2010 講演予稿集, 2010 年 09 月，会議報告/口頭発表

5. 前川義量，阿部武志，秋山庸子，西島史人，西嶋茂宏，“表情の画像解析による高齢者見守りシステムのための基礎的研究”， 2010 年 07 月，会議報告/口頭発表

6. 前川義量，秋山庸子，西嶋茂宏，“表情解析と頭部動作解析による高齢者見守りシステムの構築”，生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会 2011 講演要旨集，ｐ.37，2011 年 11 月，会議報告/口頭発表

7. 前川義量，秋山庸子，西嶋茂宏，“表情解析と頭部動作解析による高齢者見守りシステムの構築”，第 6 回応用福祉工学シンポジウム要旨集，2011 年 09 月，会議報告/口頭発表

8. 前川義量，阿部武志，秋山庸子，西嶋茂宏，“表情の画像解析による疼痛評価システムの開発”，生体医工学，第 49 巻特別号， ｐ152，2011 年 04 月，会議報告/口頭発表

9. 前川義量，秋山庸子，西嶋茂宏，“表情の画像解析による高齢者見守りシステムのための基礎的研究”，生体医工学シンポジウム 2010 講演予稿集，2-8-7，2010 年 09 月，会議報告/口頭発表

10. 前川義量，阿部武志，秋山庸子，三島史人，西嶋茂宏，“表情の画像解析による高齢者見守りシステムのための基礎的研究”， 2010 年 07 月，会議報告/口頭発表

11. 多久直輝，前川義量，秋山庸子，三島史人，西嶋茂宏，“姿勢計測システムのための基礎的研究”，生体医工学，49 巻特別号， p 109， P 1-3-10，2011 年 04 月，会議報告/口頭発表

12. 多久直輝，前川義量，秋山庸子，三島史人，西嶋茂宏，“座圧分布と頭部画像解析による姿勢計測システム構築のための基礎的研究”，日本生体医工学会誌　生体医工学　プログラム・抄録集，第 50 巻特別号， p 218，2012 年 05 月，会議報告/口頭発表

13. 森達也，前川義量，秋山庸子，三島史人，須谷康一，岩木直，西嶋茂宏，“生体信号を用いた生活環境制御システム構築のための基礎的研究”，応用福祉工学シンポジウム要旨集，2010 年 07 月，会議報告/口頭発表

14. 森　達也，阿部武志，前川義量，秋山庸子，三島史人，須谷康一，岩木直，西嶋茂宏，“Fundamental Study for Controlling Living Environment Using Bioinstrumentation”，第 48 巻特別号第 49 回日本生体医工学会大会プログラム・抄録集， p .69，2010 年 06 月，会議報告/口頭発表

15. 森達也，阿部武志，前川義量，秋山庸子，西嶋茂宏，“生体計測による睡眠環境制御システムの開発のための基礎的研究”，応用福祉工学シンポジウム要旨集，2009 年 07 月，会議報告/口頭発表

16. 多久直輝，前川義量，秋山庸子，三島史人，西嶋茂宏，“座圧分布と頭部画像解析による姿勢計測システム構築のための基礎的研究”，日本生体医工学会誌　生体医工学　プログラム・抄録集，第 50 巻特別号， p 218，2012 年 05 月，会議報告/口頭発表

17. 多久直輝，前川義量，秋山庸子，三島史人，西嶋茂宏，“姿勢計測システムのための基礎的研究”，生体医工学，49 巻特別号， p 109， P 1-3-10，2011 年 04 月，会議報告/口頭発表

18. 森達也，前川義量，秋山庸子，三島史人，岩木直，須谷康一，西嶋茂宏，“生体信号を用いた生活環境制御システム構築のための基礎的研究”，2-2-4，2010 年 09 月，会議報告/口頭発表

19. 森達也，前川義量，秋山庸子，三島史人，須谷康一，岩木直，西嶋茂宏，“生体信号を用いた生活環境制御システム構築のための基礎的研究“，応用福祉工学シンポジウム要旨集，2010 年 07 月，会議報告/口頭発表

20. 森達也，阿部武志，前川義量，秋山庸子，三島史人，須谷康一，岩木直，西嶋茂宏，“Fundamental Study for Controlling Living Environment Using Bioinstrumentation”，第 48 巻特別号第 49 回日本生体医工学会大会プログラム・抄録集， p.69，2010 年 06 月，会議報告/口頭発表

21. 森達也，阿部武志，前川義量，秋山庸子，西嶋茂宏，“生体計測による睡眠環境制御システムの開発のための基礎的研究”，応用福祉工学シンポジウム要旨集，2009 年 07 月，会議報告/口頭発表

22. 多久直輝，前川義量，秋山庸子，三島史人，西嶋茂宏，“座圧分布と頭部画像解析による姿勢計測システム構築のための基礎的研究”，日本生体医工学会誌　生体医工学　プログラム・抄録集，第 50 巻特別号， p 218，2012 年 05 月，会議報告/口頭発表

23. 前川義量，秋山庸子，西嶋茂宏，“高齢者福祉施設における rysis 活用例” 第 4 回座位姿勢計測セミナー，大阪河﨑リハビリテーション大学，2012 年 1 月 21 日，口頭発表

4. 依頼講演

1. 前川義量，秋山庸子，西嶋茂宏，“高齢者施設が福祉工学へ求めるもの” ，ヘルスケア研究会　依頼講演　大阪大学医学系研究科　2012 年 7 月 12 日

2. 前川義量，秋山庸子，西嶋茂宏，　生体計測技術を用いた高齢者の介護支援システムの開発　　第 7 回　応用福祉工学シンポジウム　特別講演　梅田富国生命ビル　2012 月 12 月 14 日

5. 依頼執筆（総説）

1. 前川義量，秋山庸子，西嶋茂宏，“生体計測技術を利用した体性感覚・ストレスの評価とその介護支援システムへの応用”，電気情報通信学会　学会誌，95 巻 5 号 405,2-3 2012 年 5 月

謝辞

本論文を作成するにあたり、終始ご指導・ご議論を賜りました大阪大学大学院工学研究科　環境・エネルギー工学専攻　西嶋茂宏教授に心より感謝いたします。西嶋研究室では、実験の進め方から学会での発表の方法まで細かいご指導をいただき、研究者としての基礎を築くことができ、本当に貴重な経験をさせていただきました。また、論文完成にあたりご指導いただきました、大阪大学大学院工学研究科　環境・エネルギー工学専攻　都市環境デザイン学領域　澤木昌典教授、地球循環共生工学領域　町村尚准教授に厚く感謝いたします。論文執筆開始から完成させるまで、研究や実験の計画作成の段階から情報処理と全てにおいて、事細かにご指導を賜りました、大阪大学大学院工学研究科　環境・エネルギー工学専攻　秋山庸子講師に厚く御礼申し上げます。

高齢者を対象とした研究を行う上で、適宜熱意ある適切なご指導をいただきました元大阪府立大学教授、現大阪市立大学大学院医学部看護学研究科　白井みどり教授、大阪大学医学系研究科保健学専攻　山田憲嗣教授へ厚く感謝しております。また、元大阪産業技術総合研究所研究員、現信州大学繊維学部　木村裕和教授にも長期間にわたり研究のご助言をいただき御礼申し上げます。座位姿勢計測について多くのご指導をいただきました、埼玉県産業技術総合センター、半田隆志主任にもこの場を借り厚く御礼申し上げます。

私に大阪大学で研究をするきっかけをお与えいただきました、元大阪大学大学院工学研究科生命先端工学専攻教授、現一般社団法人　テラプロジェクト理事長　小林昭雄教授には大変多くのご支援を賜りましたこと、この場をかりて厚く御礼申し上げます。

論文の研究を進めるにあたり、常に協力を惜しまずお手伝いいただきました三島先生をはじめ、研究室の皆様、画像解析では、阿部武志氏、脳磁解析では森達也氏、体内水分量のインピーダンス計測では久森康平氏、座圧による姿勢計測では多久直輝氏と、共に研究を進め切磋琢磨し、時には被験者としてご協力いただきましたこと、厚く感謝し御礼申し上げます。さらに、本研究の実験フィールドとして、常に受け入れをいただきました社会福祉法人円融会、特別養護老人ホームサルビア荘の職員の皆様、また利用者の皆様には大変感謝しております。

長い研究生活において、多大なる迷惑をかけしました妻さおり、長男壽孟、二男壽昭、長女清香達にもこの場をかりてお礼申し上げます。

最後に、私の最大の理解者である父　前川清寿様へそして、この論文の完成を最も期待し、いつも陰ながら支援し続け励ましてくださいました亡き母　前川昭子様へ、ここに最大の感謝とご報告をさせていただきます。