

名古屋工業大学博士論文
甲第567号(課程修了による)
平成18年3月23日授与

発光マーカを用いた体動の立体視測定法
に関する研究

寺 戸 敏 彦

平成18年3月

目次

第1章 序論	7
1.1 本研究の背景と目的	7
1.2 従来の研究	8
1.3 本研究の内容	10
1.4 本論文の構成	12
参考文献	15
第2章 発光マーカを用いた寝床上の体動監視法	19
2.1 まえがき	19
2.2 測定法	20
2.2.1 多方向からの立体視測定	21
2.2.2 3次元座標の導出法	22
2.2.3 PSDの校正	23
2.3 体動監視装置	25
2.3.1 発光マーカ	25
2.3.2 プロトタイプ装置	26
2.4 実験	27
2.4.1 発光マーカの特性	28
2.4.2 監視システムの特性	30
2.4.3 検証実験	33
寝返り動作	33
呼吸活動	36
2.5 むすび	38
参考文献	39
第3章 発光マーカを用いた無侵襲・無拘束な体動測定	43
3.1 まえがき	43
3.2 測定法	43
3.2.1 体動の検出	44

3.2.2	呼吸の検出	45
3.3	実験結果	45
3.4	むすび	47
	参考文献	49
第4章	手指の屈伸状態を判別する一方法	51
4.1	まえがき	51
4.2	指の屈伸状態の判別法	52
4.2.1	手指動作の数量化	52
4.2.2	手指動作の符号化	54
4.3	測定システム	54
4.3.1	測定装置	55
4.3.2	測定手順	58
	キャリブレーション	58
	デジタルコードの生成	59
4.4	検証実験	60
4.4.1	1指毎の動作	60
4.4.2	屈曲状態から伸展させる手指動作	61
4.4.3	伸展状態から屈曲させる手指動作	62
4.4.4	両手での手指動作	63
4.5	手指動作を用いた応用例	64
4.6	むすび	65
	参考文献	67
第5章	リハビリ診断を目的とした椅子座位からの立ち上がり動作 の多面測定	69
5.1	まえがき	69
5.2	測定装置	70
5.2.1	発光マーカの取付位置	70
5.2.2	ハードウェアの構成	71
5.3	立ち上がり動作の多面測定	73
5.3.1	3次元軌跡	74
5.3.2	関節角度変化	75
5.3.3	相区分	76
5.3.4	対称性	78
5.3.5	加重変動	79

5.3.6	重心動揺	80
5.4	立ち上がり動作の負担度評価	80
5.5	むすび	83
	参考文献	85
第6章	Squat時の身体動作と重心動揺の分析法について	87
6.1	まえがき	87
6.2	装置	88
6.2.1	複合データ解析システム	88
6.2.2	3次元位置検出装置	89
6.2.3	重心動揺測定装置	90
6.3	実験方法	91
6.3.1	実験結果例および考察	92
6.4	むすび	95
	参考文献	97
第7章	結論	99
	謝辞	103
	付録	105
1.	射影カメラによる復元	105
2.	カメラの校正	107
3.	校正器具を使ったカメラ校正法	109
4.	一般化逆行列	111
	論文目録	113
	申請者の略歴	115

第1章 序論

1.1 本研究の背景と目的

わが国においては、急速な高齢化社会が進行しており、高齢者や障害者など、社会的弱者に対する福祉のさらなる充実が求められている。特に、寝たきり者のデイケアについては、介護者が不在となる夜間に、ベッドからの転落事故や胸部圧迫による突然死などが頻発しており、介護者不足が課題となっている。しかしながら、介護者の確保には、職業病の腰痛発症や不規則な勤務体制など、解決すべき深刻な課題が残されている。高齢化社会を支える計測制御技術では、これらの課題を少しでも解決する手法として、就寝時の寝返り動作や呼吸活動などの日常的なモニタリング（体動監視）により、健康状態の把握や病気の発症を早期発見する手法が有効な手段として期待されている[1, 2]。このことから、日常生活を家庭、病院の病棟、あるいは、介護施設などで営む人々は、取り扱いが簡単で、検出精度の良い、昼夜連続のモニタリングが可能な手法や装置が求められている。

また、寝たきり者には、コミュニケーション手段と移動手段を喪失している場合が多く、寝ながらでも良質で効率的な自活（例えば、スイッチのon-offなどの操作）や対話が可能な日常生活での支援が求められている。したがって、福祉分野では、多様化したニーズに対応できる福祉機器の実用化に向けた研究開発が進められている。具体的には、生体から脳波、筋電図、神経信号などの電気信号を誘導して利用するシステムと呼気、視線および手話などの身体部位の動きを利用するシステムの研究開発が試みられている[3, 4, 5]。これらの提案システムでは、身体に精密な器機を装着するので、頭部や身体を動かすことが必要となり、寝たきり者にとって使い勝手の悪いものと言える。このことから、寝たきり状態でも取り扱いが簡単にできる福祉機器が求められている。

一方、加齢によって発症する障害者および交通事故や労働災害による障害者には、リハビリテーション（以降はリハビリと略す）治療が

施術される。身体能力の検査では、床反力計、16mm映像、ビデオ画像などを用いて身体動作が測定され、関節モーメント、関節角度、床反力、運動パターンなどのデータ分析により診断されている。その測定には、日常生活で最も頻繁に繰り返し行われる動作で、椅子座位からの立ち上がり動作が計測されている[6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14]。しかしながら、椅子座位からの立ち上がり動作は、体位変換を伴った3次元的な動きであることから、そのことを考慮した測定や分析が必要である。

このような背景から、本研究では、寝たきり者のモニタリングシステムとして、就寝者に装着した赤外線発光マーカ（以後、発光マーカと略記する）の動きを複数の2次元座標（位置）検出器（Position Sencing Detector: P S D, 以降はP S Dと略記する）で多方向から同時計測することで、3次元的な動きを検出する測定法を提案し、プロトタイプシステムの試作を通して、就寝時の寝返り動作と呼吸状態がモニタリングできることを実証した。また、寝たきり者の日常生活支援では、寝たきり状態でも簡単に動かせると思われる手の指の曲げ伸ばし動作に着目し、指先と手首との3次元的な距離変化から5指（片手の場合）および10指（両手の場合）の状態を”0”と”1”にデジタル化した符号で外部器機と対話するシステムおよび手指の屈曲動作に伴う筋活動電位波形を前腕部から誘導し、デジタル信号処理手法により、動作指や屈伸順序で情報を選択する対話システムを提案・構築した。さらに、リハビリ診断やトレーニング効果の測定では、身体の全方位からの3次元的な動きと重心動揺とが同時計測できるプロトタイプシステムを構築するとともに、身体機能や能力の定量的な分析や評価が可能であることを明らかにした。

1.2 従来の研究

高齢者の福祉に関する研究は、医学分野をはじめとして、広範な分野で、種々の手法を用いて進められている。寝たきり者の就寝時のモニタリングに関する研究は、介護者の負担を軽減する手法として期待されている。このことから、現在では、無侵襲・無拘束な条件下での寝返り動作や呼吸のモニタリングの手法として、接触型センサを用いるセンシング技術、CCD (Charge-Coupled Device) カメラで動画像を採取して濃淡画像処理を行う光学的手法および反射式や発光式のマー

カを身体に装着し、その動きを赤外線カメラで捉えて3次元的な動きを検出するモーションキャプチャシステム（以後はキャプチャシステムと略す）などが提案されている。

センシング技術では、接触型センサとして、温度センサ、導電性センサ、圧力センサおよび磁気センサなどをベッドに配置する方法が提案されている[15, 16, 17, 18]。これらの手法では、被験者の呼吸数だけでなく、体位や心拍などの情報も同時取得が可能であるといった特徴を持っている。しかしながら、これらのセンシング技術は、使用条件や用途によって、それぞれ非常に有効な手法であるが、身体とセンサとの接触具合や発汗などに伴う検出感度の問題が指摘されている[17, 18]。一方、光学的な手法では、CCDカメラで被験者の胸部や腹部の動画像を取得し、動画像処理解析により体動や呼吸を計測する方法が提案されている[19, 20, 21]。例えば、就寝状態の連続画像からオプティカルフローを求めて体動検出をする方法[18]、動画像で捉えた濃淡画像から体動検出をする方法[19, 20]、近赤外輝点マトリクスを照射した画像から呼吸検出をする方法[21]などが報告されている。しかしながら、これらの手法においては、カメラの撮影領域が限定され就寝者の体位変化や位置移動に対応した測定が難しく、寝顔や寝姿も撮影保存されており精神的負担やプライバシー保護の観点から問題点が指摘され、実用化にはいくつかの課題が残されている[17, 21]。キャプチャシステムでは、スポーツ医学や人間工学およびCG (Computer Graphics) キャラクターの動作入力などの分野で、身体や運動部位に反射式や発光式のマーカを装着し、複数の赤外線カメラで捉えた画像から3次元的な動きを検出する手法が提案されている[22, 23]。これらの中で、反射式のマーカを用いるキャプチャシステムでは、人間に取り付けたマーカの動きを周囲のカメラから光を照射しながら画像撮影した大量データに基づいて、ソフトウェア的に3次元再構成するもので、リアルタイム性を実現するために高速処理装置を並列化した高価な大規模システムとなっている[24]。また、発光式のマーカを用いるキャプチャシステムでも、反射式と同様の処理を行っており、多量のデータが必要となる。

寝たきり生活者の自活を目指した福祉機器の研究では、具体的に、生体から脳波、筋電図、神経信号などの電気信号を誘導して利用するシステム[25]と視線、呼気スイッチ、手話などの身体部位の動きを利用するシステム[26, 27, 28, 29]の研究開発が試みられている。視線入力では、非装着型瞳孔計が開発されており、寝たきり状態でも使えるが、

高価な瞳孔検出装置が必要である。また、呼気スイッチは、操作が簡単で、寝たきり状態でも使えるが、被験者に合わせた検出装置が必要になる。さらに、手話では、装着機器も無く身体自由度の高い入力ができるが、手指動作だけでなく顔の表情や体の動きの入力も必要となり、高価な画像装置が必須である。指の曲げ伸ばし動作を検出して制御に利用する方法には、手話のモーションキャプチャ[27]、遠隔マニピュレータの3D (Three Dimension) マウス[30]および寝たきり者による環境制御装置[5]などが報告されている。しかし、従来この種の測定には、反射マーカ方式[31]を用いた測定装置が多用されている。3次元測定には2方向から同時計測が必須であるが、反射マーカには赤外線照射した方向からしか測定できないので、多方向からの同時測定には向かない。

高齢者や障害者を対象とするリハビリの研究では、日常生活での歩行支援、移乗動作での介護技術の向上や治療効果を診断する目的で、日常動作で最も頻繁に行われている基本動作を力学的に解析し、身体機能や運動能力の評価が行われている。一方、リハビリ分野の研究では、椅子座位からの立ち上がり動作を基本的動作として、この場合の動きを映像で捉えたり、あるいは床反力計で重心の移動として測定し、その大きさや動作パターンを椅子の高さとの関係において比較するといった運動力学的な分析方法、ヒトの機能動作の測定方法としては、身体各関節部位に電球や反射板などのマーカを取り付け、立ち上がり動作をビデオカメラで画像記録した後、コンピュータ画像処理によるマーカ座標位置の検出を行う方法などが用いられている。しかしながら、ヒトの立ち上がり動作は、体位変換をともなった3次元の動きであるにもかかわらず、そのことを考慮した測定や分析がなされていない。

1.3 本研究の内容

本研究では、介護者不足に対する深刻な課題を少しでも解消するための方策として、就寝中の寝たきり者の寝返り動作や呼吸の状態を24時間モニタリングを行って自動監視する手法が有効であるとの考えから、発光マーカと4台のPSDで同時計測する方法で多方向から就寝中の寝返り動作や呼吸の状態が自動監視し得る新しいシステムを実現した。また、寝たきり生活者が快適な日常生活を送るための手段と

して、手指の屈伸動作で対話し得る福祉機器のプロトタイプを試作した。さらに、介護保険制度に伴う高齢者の要介護度の評価や障害者を対象としたリハビリ診断においては、身体機能の定量的な評価法が求められており、このことから、身体の動きを3次元軌跡と重心動揺とで多面的に捉える測定法を提案・構築し、定量評価が可能となる測定システムを構築した。なお、ヒトの身体運動は、下肢関節部位での3次元動作と重心の移動制御によって行われており、Squat運動での筋力トレーニング効果の解明が可能となる測定システムも構築した。これらの詳細は、各章で述べるが、概要はつぎのとおりである。

第2章では、腹部の動きに着目し、その動きを立体視測定法で、3次元的な動きとして忠実に検出できる安価で簡便な監視システムを提案し、実際にプロトタイプ装置を試作した。プロトタイプ装置は、発光マーカとPSDとでハードウェアの中心部を構成し、ソフトウェア処理で発光マーカの動きを3次元座標の軌跡として追跡するシステムである。検証実験では、プロトタイプシステムの位置検出精度の測定と被験者による寝返り動作と呼吸活動とを測定して、その結果から、提案法による体動監視システムとしての有効性を確認した。

第3章では、寝具（毛布）表面に取り付けた発光マーカの動きを位置（3次元座標）と向き（赤外線放射方向）の変化から、体動と呼吸運動を検出する測定法を提案した。この測定法は、被験者に発光マーカを直接装着しない無侵襲・無拘束な方法であり、15個の発光マーカを寝具に装着し、その動きを4台のPSDで多方向から同時計測してもデータ量は従来のそれに比して僅少で、リアルタイム計測ができる。また、提案法は、画像測定ではないので、照明が不要で安眠妨害にはならない、肖像を採取しないのでプライバシー侵害が起こらない、などを特徴としている。検証実験では、提案法を実現するプロトタイプ装置を構築し、被験者による寝返り動作や呼吸情報の測定結果から、無侵襲・無拘束な体動監視装置としての実現可能性を確認した。

第4章では、寝たきり状態でも動かせられると思われる身体部位として、手の指の曲げ伸ばし動作（手指動作）を認識し得る測定法を提案した[28]。これまでに、筋活動電位波形（筋電図）を用いた手指動作の測定では、デジタル信号処理手法で、屈曲させた指を識別する測定法を提案し、検証実験で有効性を実証した[25, 32, 33]。この測定法では、指が寝具で覆われた状態でも手指動作の筋電図を計測できるが、1指毎の動作しか判別できないことが課題であった。これは、複数の指を

同時に動かした場合の筋電図信号を、各指毎の信号に分離できなかったことによる。したがって、対話相手に対して伝える情報量が少なく、時間を要するという欠点もあった。このことから、対話には、短時間に多くの情報を相手に伝える手法を得ることが重要となる。本章では、複数の指を同時に曲げたり伸ばした状態をデジタルコードに変換して、環境制御信号に用いる測定法を提案した。各指の先に発光マーカを付けて多方向から指の曲げ伸ばし動作を同時計測するハードウェアと、手指の屈伸状態を判別してデジタルコードに変換するソフトウェアとでプロトタイプシステムを構築した。検証実験では、全指（片手の場合は5指）でのキャリブレーションを行ってから、種々の屈伸動作からデジタル信号が生成できることを確認し、その結果から、1指毎および複数指が同時での屈曲－伸展動作が100%認識できることを示した。

第5章では、高齢者を対象とした介護保険での要介護度の判定や障害者のリハビリ診断のために行われる身体機能の定量評価法として、椅子座位からの立ち上がり動作対象に、身体の動きを全方位からの3次元軌跡と床反力とで同時測定して身体動作を多面的に捉える測定法を提案した。身体動作は、頭部からつま先に装着した発光マーカの動きの3次元座標（前後・上下・左右）を軌跡として測定すると同時に、身体の動きに応じた加重変動と重心動揺を床反力計で測定した。検証実験では、立ち上がり動作での関節角度変化、相区分、対称性、加重変動および力学的エネルギーを算出して、身体動作の負担度が定量的に評価できることを示した。

第6章では、ヒトの身体運動を下肢関節部位での3次元動作と重心の移動制御を伴った運動とすることで、体位変換を伴った身体運動としてSquatを対象に、身体部位の3次元的な動きと、その動きの重心動揺とを同時計測する複合データ解析システムを提案した。検証実験では、Squat運動の速度を変えた測定から、筋力トレーニングの適応性や重心制御機能の評価を定量化して、トレーニング効果の解明ができることを明らかにした。

1.4 本論文の構成

本論文は、全7章で構成される。

第1章は、序論であり、本研究の背景、従来の研究および本研究の

目的について述べた。

第2章は、発光マーカを用いた寝床上の体動監視法に関するもので、寝たきり者のモニタリングシステムとして発光マーカの動きを複数のPSDで多方向から同時計測することで立体視する測定法を提案し、併せてプロトタイプシステムの構築法について述べる。測定法では、基本となる立体視測定法の計算モデルを示す。プロトタイプの構築では、計算モデルをハードウェアで実現する方法について述べる。検証実験では、体動測定装置としての計測精度および寝返り動作や呼吸活動の測定結果について述べる。

第3章は、発光マーカを用いた無侵襲・無拘束な体動測定に関するもので、就寝時のモニタリングを寝具の表面に発光マーカを15個格子状に配置して、その動きを複数のPSDで同時に計測して立体視することで、被験者に無侵襲・無拘束な体動と呼吸の情報を検出する測定法について述べる。測定法では、寝具表面に発光マーカを等間隔の正方格子状に装着し、各発光マーカの3次元動的な動きをソフトウェア処理する方法で、就寝時の体動や呼吸の情報を検出する手法を示す。検証実験では、寝具表面で検出した発光マーカの3次元動的な動きから、体動や呼吸の情報を検出した測定結果について述べる。

第4章は、手指の屈伸状態を判別する一方法に関するもので、寝たきり生活者の快適な日常生活を支援する福祉機器として、寝たきり状態でも動かせる身体部位として手指の曲げ伸ばし動作に注目した対話システムの構築法について述べる。測定法では、指の曲げ伸ばし状態の3次元軌跡をしきい値処理し、5指の屈伸状態を"0"と"1"のデジタル符号化して外部システムと対話する手法を示す。検証実験では、プロトタイプシステムを構築し、手指動作の3次元軌跡を符号化した測定結果について述べる。

第5章は、リハビリ診断を目的とした椅子座位からの立ち上がり動作の多面測定に関するもので、高齢者へのデイケアのための要介護度評価や障害者のリハビリ訓練の評価を、身体の動きの3次元軌跡と重心動揺とを同時測定する手法について述べる。測定法では、身体の動きを多方向から同時計測する体動監視装置と身体動作での重心動揺を計測する床反力計とを同時に稼働する手法について述べる。検証実験では、椅子座位からの立ち上がり動作での身体の動きの3次元測定の結果ならびに身体動作の多面的な評価法について述べる。

第6章は、Squat時の身体動作と重心動揺の分析法に関するもので、

ヒトの身体運動を対象とした3次元位置検出データと重心動揺データとが同時計測可能な複合データ解析システムについて述べる。測定法では、身体の動きを3次元計測する装置と重心動揺を計測する装置とを連動稼働させる手法について述べる。検証実験では、Squat運動の測定結果から、ヒトの立位姿勢と重心線の関係、また身体全体・各関節部位にかかるモーメントカを求めることが可能になり、身体運動の定量的な評価法について述べる。

第7章は、本研究成果のまとめと将来課題について述べる。

参考文献

- [1] 例えば, T. Tamura : "Special Issue ; Gerontechnologies ; Instrument, Control Engineering and Information Technology Applied for Gerontechnology", *J. SICE*, Vol.40, No.5, pp.331-336 (2001-5) (in Japanese)
田村 俊世:「特集 高齢社会を支える計測制御技術 高齢者支援の計測と制御」, 計測と制御, Vol.40, No.5, pp.331-399 (2001-5) .
- [2] Y. Matsumoto, K. Nakajima, T. Tamura, K. Tanaka and S. Tanaka : "A Real Time Monitor for Evaluating Posture Change and Respiration Rate Using Image Srquence Analysis", *ISCIEJ Trans.*, Vol.14, No.4, pp.173-179 (2001-4) (in Japanese)
松本佳昭, 中島一樹, 田村俊世, 田中恭治, 田中正吾:「動画像処理を用いた非接触呼吸・体動モニタリング」, システム制御情報学会論文誌, Vol.14, No.4, pp.173-179 (2001-4) .
- [3] K. Tujino, S. Funasaka, M. Hoyama and Y. Nakahira : "Living Assistance for the People with Disabled Limbs", *SICE Jour.*, Vol. 42, No. 6, pp. 516-520 (2003) (in Japanese)
辻野克彦, 船坂誠市, 小山美代, 中平泰男:「重度四肢障害者の生活支援」, 計測と制御, Vol. 42, No. 6, pp. 516-520 (2003) .
- [4] 伊福部達:「感覚代行方式」, M E 誌, Vol. 13, No. 2, pp. 8-13 (1999) .
- [5] 富田 豊:「環境制御装置」, M E 誌, Vol. 13, No. 2, pp. 14-19 (1999) .
- [6] 田村俊世:「高齢者支援の計測と制御」, 計測と制御, Vol.40, No.5, pp.331-336 (2001) .
- [7] 戸川達男:「高齢化社会における B M E 技術の役割」, 医用電子と生体工学, Vol.14, No.2, pp.3-7 (2000) .
- [8] 土肥健純:「日常生活活動 (A D L) の支援システムの現状と今後」, 医用電子と生体工学, Vol.14, No.2, pp.53-58 (2000) .

- [9] 山越憲一, 田中志信:「高齢者支援のためのセンサ技術」, 計測と制御, Vol.40, No.5, pp.343-350 (2001) .
- [10] 斎藤之男:「介助用ロボットによる障害者・高齢者支援技術」医用電子と生体工学, Vol.12, No.8, pp.69-78 (1998) .
- [11] 福井康裕, 舟久保昭夫:「移動・移乗支援システムの開発の現状と今後」, 医用電子と生体工学, Vol.14, No.2, pp.46-52 (2000) .
- [12] 垣本 映:「高齢者の移動支援のための制御技術」, 計測と制御, Vol.40, No.5, pp.357-362 (2001) .
- [13] 志村孚城:「高齢者とコミュニケーション技術－在宅ケアを中心にして－」, 計測と制御, Vol.40, No.5, pp.363-367 (2001) .
- [14] 渡邊高志, 星宮 望:「高齢者の自立のための機能的刺激 (FES)」, 計測と制御, Vol.40, No.5, pp.373-378 (2001) .
- [15] T. Togawa, T. Tamura, H. Mizukami and M. Ishijima : "Physiological monitoring in the bed and sanitary equipment", Proc. 11th Ann. Int. Conf. IEEE EMBS, Certosa di Pontignano, Italy, pp.1461-1463 (1999) .
- [16] M. Ishijima : "Monitoring of electrodiagrams in bed without utilizing body surface electrodes", IEEE Trans. Biomed. Eng. BME 40, pp.593-594 (1993) .
- [17] Y. Nishida, M. Takeda, T. Mori, H. Mizoguchi and T. Sato : "Unrestrained and Non-invasive Monitoring of Human's Respiration and Posture in Sleep Using Pressure Sensors", *J. RSJ*, Vol.16, No.5, pp.705-711 (1998-7) (in Japanese)
西田佳史, 武田正資, 森 武俊, 溝口 博, 佐藤知正:「圧力センサによる睡眠中の呼吸・体位の無侵襲・無拘束な計測」, 日本ロボット学会誌, Vol.16, No.5, pp.705-711 (1998-7) .
- [18] Y. Saitou, J. Hori and T. Kiryu : "Development of Unawave Detection System for Respiration", *T. JSMBE*, Vol.38, No.2, pp.102-110 (2000-6) (in Japanese)
斉藤義明, 堀 潤一, 木竜 徹:「磁気センサを用いた無意識呼吸心拍動検出装置の開発」, 医用電子と生体工学, Vol.38, No.2, pp.102-110 (2000-6) .
- [19] K. Nakajima, A. Osa, S. Kasaoka and K. Nakashima : "Detection of physiological parameters without any physical constraints in bed using sequential image processing", *J. J. Appl. Phys.* 2, Vol.35, No.2B, pp.L269-L272 (1996) .

- [20] H. Nakai, M. Watanabe, Y. Miyake, K. Takada, K. Yamashita, H. Shinmori and K. Ishihara : "Automatic Respiration Monitoring System by Time-Varying Image Analysis", *IEICEJ Trans. D - II*, Vol.J83-D-II, No.1, pp.280-288 (2000-1) (in Japanese)
中井宏章, 渡邊 睦, 三宅啓夫, 高田敬輔, 山下 肇, 新盛英世, 石原 謙:「動画像処理による呼吸モニタリングシステム」, 信学論 (D-II) , Vol.J83-D-II, No.1, pp.280-288 (2000-1) .
- [21] H. Aoki, H. Aoki and M. Nakajima : "Non-contact and Unrestrained Respiration Monitoring System for Sleeping Person Using Near-infrared Bright Spots Matrix Irradiation", *IEEJ Trans. EIS*, Vol.124, No.6, pp.1251-1258 (2004-6) (in Japanese)
青木広宙, 青木廣市, 中島真人:「近赤外輝点マトリクス照影による非接触・無拘束就寝者呼吸監視システム」, 電気学会論文誌 C , Vol.124, No.6, pp.1251-1258 (2004-6) .
- [22] Masaaki Mochimaru:"Recent Trend of Human Motion Measurement", *J. SICE*, Vol.36, No.9, pp.609-614 (1997) (in Japanese)
持丸正明:「身体の運動計測技術の動向」, 計測と制御, 36 (9) , pp.609-614 (1997) .
- [23] Ben Delancy:"The Mystery of Motion Capture", *IEEE C. G. A.*, 18 (5) , pp.14-19, September/October (1998) .
- [24] K. Yamane and Y. Nakamura:"Natural Motion Animation through Constraining and Deconstraining at Will", *IEEE Trans. V. C. G.*, Vol.9, No.3, pp.352-360 (2003) .
- [25] T.Terado, O.Fujiwara : "A Method of Recognizing Finger Flexing Motion Using Muscle Action Potential Waveform", Proc. ISA and IEEE Conf. SIcon/04, InterContinental Hotel, New Orleans, USA, pp. 195-198 (2004) .
- [26] H. Fukui, T. Murai, A. Katoh, K. Kobuchi and Y. Fukui : "Development of a Non-Wearing Type of Pupillography and Its Application", *JSMBE Trans.*, Vol. 41, No. 1, pp. 18-24 (2003-3) (in Japanese)
福井裕輝, 村井俊哉, 加藤綾子, 小淵寛太, 福井康裕:「非装着型瞳孔計の開発とその応用 - 断眠時の瞳孔パラメータへの影響 -」, 生体医工学, Vol. 41, No. 1, pp. 18-24 (2003-3) .

- [27] N. Kanou, M. Inoue, Y. Kobayashi, T. Kawamura and K. Nakashima : "Detection of the eye-focused character on moving syllabary by Neural Network for ALS patients", *IEEJ Trans. EIS*, Vol. 122-C, No. 5, pp. 744-752 (2002) (in Japanese)
 加納尚之, 井上倫夫, 小林康浩, 川村尚生, 中島健二:「ALS患者のためのニューラルネットワークを用いた文字盤の移動による注視文字の検出」, 電気学会論文誌C, Vol. 122-C, No. 5, pp. 744-752 (2002) .
- [28] S. Igi, R. Watanabe and S. Lu : "Synthesis and Editing Tool for Japanese Sign Language Animation", *IEICEJ Trans. D-I*, Vol. J84-D-I, No. 6, pp. 987-995 (2001-6) (in Japanese)
 猪木誠二, 渡辺錬士, 呂山:「手話アニメーション作成・編集ツール」, 信学論D-I, Vol. J84-D-I, No. 6, pp. 987-995 (2001-6) .
- [29] 寺戸敏彦, 藤原 修:「手指動作の3次元軌跡を用いた認識法」, 平成15東海連合大, No. 677, pp. 339 (2003) .
- [30] T. Hasegawa, K. Nakagawa and K. Murakami : "Collision-Free Path Planning of a Telerobotic Manipulator based on Swept Volume of Teleoperated Manipulator", *JRSJ*, Vol. 22, No. 4, pp. 515-518 (2004-5) (in Japanese)
 長谷川勉, 中川公輔, 村上剛司:「遠隔マニピュレータの作業空間構造獲得と障害物回避動作計画」, 日本ロボット学会誌, Vol. 22, No. 4, pp. 515-518 (2004-5) .
- [31] Xudong Zohang, Sang-Wook Lee, Peter Braido : "Determinin finger segmental centers of rotation in flexion-extension based on surface marker measurement", *Journal of Biomechanics*, Vol. 36, pp. 1097-1102 (2003) .
- [32] 加藤 光敏, 寺戸敏彦:「コミュニケーション・インターフェース信号としての利用を目指した手の指動作筋電図の識別法について」, 平成13東海連合大, No. 701, pp.351 (2001) .
- [33] T.Terado and O.Fujiwara : "A Method of Recognizing Finger Flexing Motion Using Muscle Action Potential Waveforms", *2003 National Conv. Rec. I.E.E. Japan*, No.3-019, pp.26 (2003) (in Japanese)
 寺戸敏彦, 藤原 修:「筋活動電位波形を用いた手指動作の認識法」, 平成15電気学会全国大, No.3-019, pp.26 (2003) .

第2章 発光マーカを用いた寝床上の体動監視法

2.1 まえがき

わが国においては、急速な高齢化が進行しており、福祉のさらなる充実が求められている。なかでも、高齢者の日常生活での支援を担われる介護者の不足が深刻な課題となっている。このことから、高齢者の健康状態の把握や病気の発症を早期発見するには、就寝時の寝返り動作や呼吸活動などの日常的なモニタリングによる検出が有効な手段と期待されている[1, 2]。したがって、日常生活を家庭、病院の病棟、あるいは、介護施設などで営む人々には、取り扱いが簡単で、検出精度の良い、昼夜連続のモニタリングが可能な手法が求められている。

従来、この種の測定では、無侵襲・無拘束な条件下での寝返り動作や呼吸のモニタリングを行うための手段として、接触型センサ（温度センサ、導電性センサ、圧力センサ、磁気センサなど）をベッドに配置する方法でのセンシング技術が提案されている[3, 4, 5, 6]。これらの手法では、被験者の呼吸数だけでなく、体位や心拍などの情報も同時取得が可能であるといった特徴をもっている。しかしながら、これらのセンシング技術は、使用条件や用途によって、それぞれ非常に有効な手法であるが、身体とセンサとの接触具合や発汗などに伴う検出感度の問題が指摘されている[5, 6]。

一方、光学的な手法は、CCDカメラで被験者の胸部や腹部の動画像を取得し、動画像処理解析により体動や呼吸を計測する方法が提案されている[7, 8, 9]。例えば、就寝状態の連続画像からオプティカルフローを求めて体動検出をする方法[6]、動画像で捉えた濃淡画像から体動検出をする方法[7, 8]、近赤外輝点マトリクスを照射した画像から呼吸検出をする方法[9]などが報告されている。しかしながら、これらの手法においては、カメラの撮影領域が限定され就寝者の体位変化や位置移動に対応した測定が難しく、寝顔や寝姿も撮影保存されているので、精神的負担やプライバシー保護の問題が指摘され、実用化には解

決すべきいくつかの課題が残されている[5, 9].

また、既存のキャプチャシステムにも、スポーツ医学や人間工学およびCGキャラクタの動作入力などの分野で反射式または発光式のマーカを用いた光学的手法が利用されている[15, 16]. これらの中で、反射式のマーカを用いる光学式キャプチャシステムでは、人間に取り付けた反射マーカの動きを周囲のカメラから光を照射しながら画像撮影した大量データに基づいて、ソフトウェア的に3次元再構成するものであり、リアルタイム性を実現するために高速処理装置を並列化した高価な大規模システムとなっている[17]. また、発光式のマーカを用いた既存システムでは、反射式と同様の処理を行っており、多量のデータが必要となる.

このような背景から、本章では、課題解決の一方策として、身体運動を多方向から同時に計測できる発光マーカと2次元位置検出器(PSD)を用い、就寝中の体の動き(寝返り動作)や呼吸の状態(呼吸活動)を自動監視し得るシステムを実現するために、腹部の動きに着目し、その動きを発光マーカを用いた3次元測定法で忠実に検出できる安価で簡便な監視システムを提案し、プロトタイプ装置を実際に試作する. プロトタイプ装置は、発光マーカとPSDとでハードウェアの中心部を構成し、ソフトウェア処理で発光マーカの動きを3次元座標の軌跡として追跡し得る検出システムを構築する.

検証実験では、試作装置の特性測定と被験者による寝返り動作と呼吸活動を測定し、その結果から、提案法による体動監視システムとしての有効性を確認する.

2.2 測定法

コンピュータビジョンの分野では、従来から、左右2台のカメラで同時撮影(立体視と言う)した画像データから3次元画像を生成する処理法が用いられている. 筆者は、身体部位の動きを3次元分析する目的で、1方向から左右2台のPSD(PSD対と言う)を用いた立体視による3次元計測システムを構築した[12]. なお、立体視については、参考文献[13, 14]で詳細な算出の方法が報告されているので省略する. ここでは、就寝中の寝返り動作と呼吸の状態を同時測定するために拡張した多方向からの立体視測定法について述べる.

2.2.1 多方向からの立体視測定

図2.1には4方向(図中の①～④)から立体視するために4台のPSD(個々のセンサをPSD1, PSD2, PSD3およびPSD4と略記する)を配置した測定環境を示す。

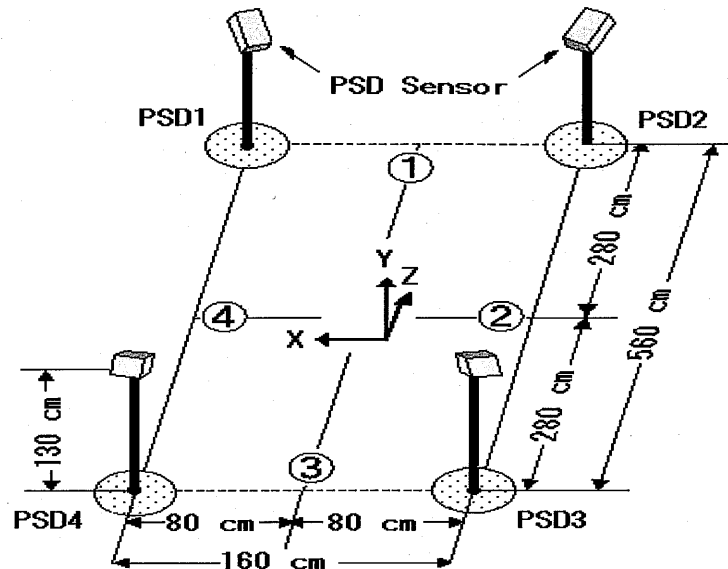


図2.1: 体動監視のためのプロトタイプ装置

測定では, 発光マーカの動きを全てのPSDで同時計測した出力を, 同時サンプリング可能なAD変換器でデジタル値に変換する. つまり, 立体視の透視変換処理には, PSD対で同時計測したカメラ座標が必要となり, その同時性を保証するためである. 4方向からの立体視はつぎのように行う. まず, ①方向からの立体視では, PSD1とPSD2のPSD対(①PSD12と略記する)で同時計測したカメラ座標を用いた透視変換処理によって発光マーカの3次元座標が求まる. 同様の方法で, ②方向からはPSD2とPSD3のPSD対(②PSD23と略記する)で, ③方向からはPSD3とPSD4のPSD対(③PSD34と略記する)で, ④方向からはPSD4とPSD1のPSD対(④PSD41と略記する)でそれぞれ同時計測したカメラ座標を用いた透視変換処理によって, それぞれの方位からの発光マーカの3次元座標が求まる. その結果, 発光マーカの動きは①～④の各方向から同時測定した3次元軌跡として求められる. このように, 本提案法では多方向からの同時計測を行っており, 就寝状態での仰臥位, 側

臥位姿勢，仰臥位から側臥位やその逆の寝返り動作および呼吸活動の測定が可能となる。

実験では，発光マーカを腹部に取り付けており，その腹部の動きから被験者の体動や呼吸活動を多方向から同時測定するために複数の P S D を配置している．つまり，睡眠時には体動に伴って発光マーカの向きがあらゆる方向に変化するので，1方向からだけの計測では，体位（寝姿）によって発光マーカが隠れて体動や呼吸活動が検出できない場合がある．このことから，本システムでは，発光マーカの周囲に複数の P S D を配置して同時計測する方法を提案する．この方法は，発光マーカの動きを多方向から同時計測できるだけでなく，発光マーカの動きを捉える P S D の数も減らすことが可能である．

また，本装置は，被写体への照明（白熱や赤外線）が不要でプライバシーを侵害しないで計測できること，少量のデータ（例えば，発光マーカ1個当たり（2[座標/センサ]×4[センサ]×1[発光マーカ数]×2バイト）16バイト，16個の発光マーカでも256バイト）で多方向から同時に3次元的な動きが測定できること，被写体の向きや位置が移動しても少量のデータであるので体動や呼吸の検出ができること，などの特徴を有している．

2.2.2 3次元座標の導出法

発光マーカの3次元座標を導出するには，左右に配置した2台の P S D で同時測定（立体視と言う）したカメラ座標に透視変換を行う必要がある．左右2台の P S D（以後，P S D 対と呼ぶ）で立体視したカメラ座標は，つぎの (2.1) 式のように斉次座標で表される．

$$\begin{cases} \lambda_R [u_R \ v_R \ 1]^T = \mathbf{P}_R [x \ y \ z \ 1]^T \\ \lambda_L [u_L \ v_L \ 1]^T = \mathbf{P}_L [x \ y \ z \ 1]^T \end{cases} \quad (2.1)$$

ここで， λ_R と λ_L は任意の実数， $[x \ y \ z \ 1]^T$ は発光マーカの座標， $[u_R \ v_R \ 1]^T$ は右 P S D， $[u_L \ v_L \ 1]^T$ は左 P S D で透視したカメラ座標， \mathbf{P}_R は右 P S D， \mathbf{P}_L は左 P S D の射影行列（3行4列）をそれぞれ表す．

さらに (2.1) 式を展開して，3個の未知数 ($x \ y \ z$) に関してまとめる

と、つぎの (2.2) 式で示す 4 個の拘束式が得られる。

$$\begin{bmatrix} P_{L_{31}}u_L - P_{L_{11}} & P_{L_{32}}u_L - P_{L_{12}} & P_{L_{33}}u_L - P_{L_{13}} \\ P_{L_{31}}v_L - P_{L_{21}} & P_{L_{32}}v_L - P_{L_{22}} & P_{L_{33}}v_L - P_{L_{23}} \\ P_{R_{31}}u_R - P_{R_{11}} & P_{R_{32}}u_R - P_{R_{12}} & P_{R_{33}}u_R - P_{R_{13}} \\ P_{R_{31}}v_R - P_{R_{21}} & P_{R_{32}}v_R - P_{R_{22}} & P_{R_{33}}v_R - P_{R_{23}} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_{L_{14}} - P_{L_{34}}u_L \\ P_{L_{24}} - P_{L_{34}}v_L \\ P_{R_{14}} - P_{R_{34}}u_R \\ P_{R_{24}} - P_{R_{34}}v_R \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

ここで、(2.2) 式の左辺の行列を \mathbf{Q} 、ベクトルを \mathbf{a} 、および、右辺のベクトルを \mathbf{d} で表記すれば、 $\mathbf{Q} \cdot \mathbf{a} = \mathbf{d}$ と表せる。この式で、 \mathbf{Q} が既知で、 $\mathbf{Q}^T \mathbf{Q}$ が正則ならば、 \mathbf{a} の最小二乗解は、 \mathbf{Q} の一般化逆行列 $\mathbf{Q}^+ = [\mathbf{Q}^T \mathbf{Q}]^{-1} \mathbf{Q}^T$ を使って、つぎの (2.3) 式のように求められる。

$$\mathbf{a} = \mathbf{Q}^+ \cdot \mathbf{d} \quad (2.3)$$

したがって、3 行 4 列の射影行列 $\mathbf{P}_{R_{ij}}$ と $\mathbf{P}_{L_{ij}}$ が予め既知である P S D 対を用いれば、発光マーカの 3 次元座標が導出できる。

2.2.3 P S D の校正

P S D 毎に 3 行 4 列で表される射影行列 P_{ij} の各要素を求めることを校正という。いま、固定された $n = 12$ (個) の発光マーカの既知座標を $\mathbf{a}_m = (x_m \ y_m \ z_m)$ ($m = 1, 2, \dots, n$) で表し、P S D で得られるカメラ座標 $\mathbf{b}_m = (u_m \ v_m)$ ($m = 1, 2, \dots, n$) とする。そのとき、P S D の射影行列 P_{ij} から P_{34} を除く各要素を未知数とすれば、つぎの (2.4) 式で表す関係式が得られる。

$$\begin{bmatrix} x_1 y_1 z_1 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_1 x_1 & -u_1 y_1 & -u_1 z_1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & x_1 y_1 z_1 1 & -v_1 x_1 & -v_1 y_1 & -v_1 z_1 \\ x_2 y_2 z_2 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_2 x_2 & -u_2 y_2 & -u_2 z_2 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & x_2 y_2 z_2 1 & -v_2 x_2 & -v_2 y_2 & -v_2 z_2 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ x_n y_n z_n 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_n x_n & -u_n y_n & -u_n z_n \\ 0 & 0 & 0 & 0 & x_n y_n z_n 1 & -v_n x_n & -v_n y_n & -v_n z_n \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} P_{11} \\ P_{12} \\ P_{13} \\ P_{14} \\ P_{21} \\ P_{22} \\ P_{23} \\ P_{24} \\ P_{31} \\ P_{32} \\ P_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_1 \\ v_1 \\ u_2 \\ v_2 \\ \vdots \\ u_n \\ v_n \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

ここで、 n は発光マーカの個数を表す。

ただし、射影行列の要素には定数倍の不確定性があるので、ここでは、 $P_{34} = 1$ として残りの11個の各要素を求めることにする。しかし、PSDの設置条件位や透視姿勢によって3次元座標の検出精度が左右されることから、本システムでは、図2.2で示すように、12箇所の既知座標に発光マーカを設置したキャリブレーションフレームを製作して、各PSDに対する射影行列の要素を求めて校正を行った。したがって、射影行列 P_{ij} の自由度は11であるから、3次元空間内に6箇所以上の固定された発光マーカの既知座標 \mathbf{a}_m ($m \geq 6$)と、それらに対応したカメラ座標 \mathbf{b}_m をPSDで把握できれば、(2.4)式から射影行列 P_{ij} のすべての要素を決定することができる。

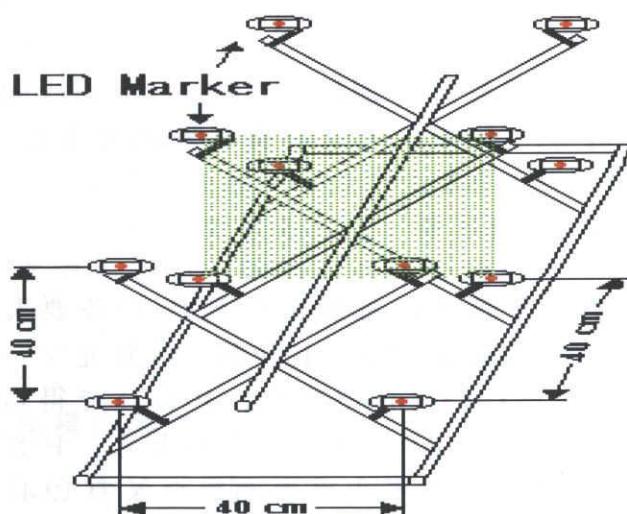


図2.2: 射影行列を求めるための基準座標の構成

フレームの形状は、図2.2で示すように、X形パイプ(30mmφ)上に縦×横が40cmの正方形(図の網掛け部分)で、各頂点の位置にサポート台をネジで固定し、発光マーカはその台の上面にマジック・テープで取付けている。さらに、同様のX形パイプを40cmの等間隔で奥行き方向に3個並べて、フレーム全体が40×40×80(縦×横×奥行)cmの大きさで、臥床者の胸部から腹部までの動きが測定できるサイズに設定している。PSDの校正は、測定空間の床面中央にキャリブレーションフレームを置いて、既知座標に取り付けた12個の発光マーカを順次点灯しながらカメラ座標をPSDで測定し、透視変換処理に用いる射影行列を算出する方法で行っている。校正を行ったPSDでの測

定誤差は，表2.1で示すように，X軸が1.53mm，Y軸が1.76mm，Z軸が2.34mmである．この結果は，体動や呼吸活動の測定には，十分な精度であることが確認できた．

表 2.1: 3次元位置の検出誤差 (単位 = mm)

PSD Pair	X-axis	Y-axis	Z-axis	Average
PSD12	1.81	1.57	1.84	1.74
PSD23	1.65	1.57	2.28	1.83
PSD34	1.16	2.16	2.70	2.01
PSD41	1.52	1.72	2.52	1.92
Average	1.53	1.76	2.34	1.88

2.3 体動監視装置

体動監視装置は，発光マーカとPSDとで主要なハードウェア部を構成し，ソフトウェア処理で発光マーカの動きを3次元座標の軌跡として追跡するように構築されており，その詳細を以下に述べる．

2.3.1 発光マーカ

図2.3には，試作した発光マーカのサイズと外観写真を示す．

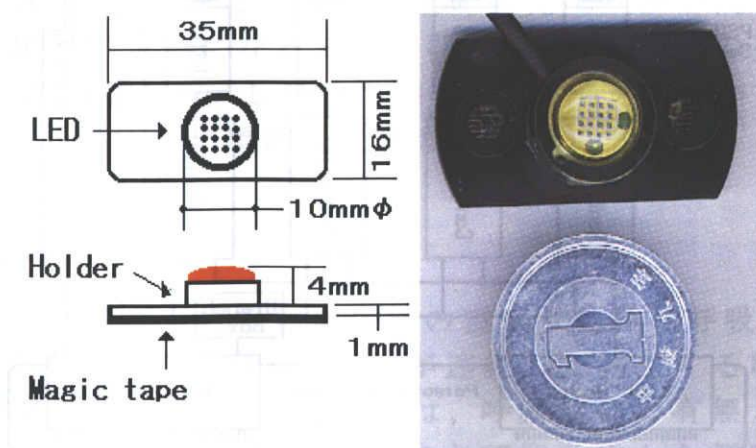


図 2.3: 試作発光マーカの外観図

発光マーカは，プラスチック製のホルダーに，赤外線発光ダイオード

ドと接続ケーブル（5 mの長さ）を組み込んで製作している．赤外線発光ダイオード（infrared Light Emitting Diode :L E D，以後はL E Dと略記する）は，発光素子を4×4配列に16個並べて高輝度化されたL E D素子（L4099型，浜松フォトニクス製）を使っている．L E D素子の放射角度分布特性は，前方（0度）への放射パワーを100%とすると，左右（±90度）方向には80%のパワーでドーム状に放射している．このことは，測定範囲を広げるためである．さらに，外形寸法は縦16mm×横35mm×厚み5 mmに小型化を図っており，身体部位への装着が簡単にできる．また，発光マーカ本体と接続ケーブルを含めた総重量は約40 gであるが，発光マーカ本体は2～3 gと軽量であり，ケーブルの配置を考慮すれば運動時や睡眠時の負担とならない．測定時には，被験者のパジャマ（寝間着）に直接マジックテープや両面テープを使って装着しても，測定中に痛みを伴ったり，発汗や体温変動による影響を受けないので，無侵襲で低拘束な発光マーカである．

2.3.2 プロトタイプ装置

図2.4には，プロトタイプ装置のハードウェア・ブロック構成図を示す．

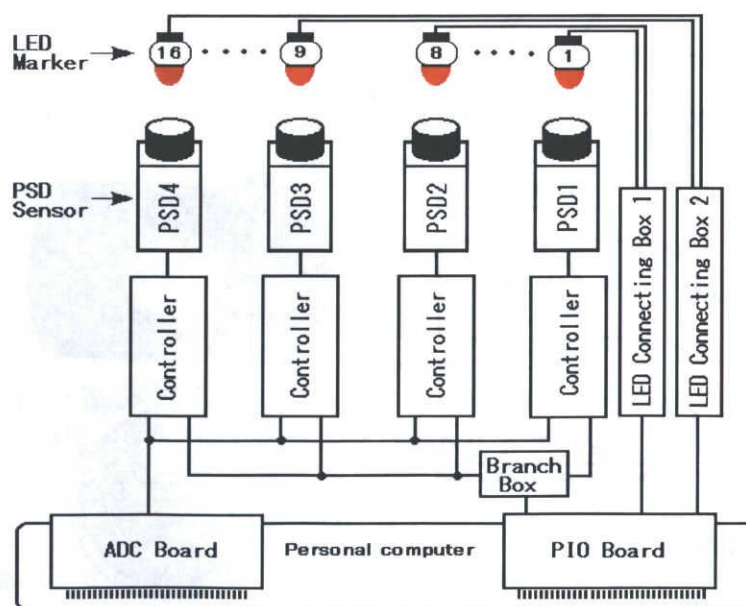


図 2.4: プロトタイプ装置のブロック構成図

本装置は，16個の発光マーカ（L E D）とL E Dコネクトボックス，

4 台の P S D (P S D はセンサーヘッドとコントローラで構成されている), パラレル入出力制御 (Parallel Input/Output controller : P I O , 以後は P I O と略記する) ボード, アナログ-デジタル変換器 (Analog to Digital Converter : A D C , 以後は A D C と略記する) ボードおよびコンピュータで構成している. 発光マーカには, 前述の赤外線発光ダイオードを用い, 小型軽量な形状で身体部位に装着して, その動きを忠実にトレースさせる. L E D コネクトボックスは 16 個の発光マーカを時分割方式で順次点灯するために使う. P S D (ポジションセンサ C2399 型, 浜松フォトニクス製) には単板型の 2 次元半導体座標検出素子 (S1880 型, 浜松フォトニクス製) を用いており, 時分割点灯した発光マーカの発光位置が 2 次元座標の電圧値でコントローラから出力される. P I O は発光マーカの点灯と P S D の検出のタイミングを制御する. A D C は P S D から電圧出力される 2 次元座標をデジタル値に変換する. および, コンピュータではシステム全体の制御とデータ処理を行っている. なお, 本装置の稼働では, まず, 発光マーカを時分割方式で発光させ, その発光マーカを周囲に配置した複数の P S D で同時計測し, その出力を透視変換して, 発光マーカの 3 次元軌跡を求める方法で行っている. また, 監視システムには, 臥床者 (例えば, 寝たきり老人など) の体動や呼吸の状態を測定するだけでなく, 身体部位 (例えば, 頭部, 胸部, 腹部, 上肢および下肢など) の動きなども個別に計測できることが要求される. しかし, 提案システムでは, P S D で発光マーカの位置検出を行っているので, 複数の発光マーカが同時に点灯すると, 位置検出が不正確になるという問題があり, 複数の発光マーカが同時点灯しないように, L E D コネクトボックスを使って発光マーカ (最大 16 個) を時分割で順次点灯させている.

2.4 実験

就寝状態で被験者が行う寝床上での寝返り動作や呼吸活動は, 数種類の決まった動作 (基本パターン) が連続して発生する時系列データと解釈できる. したがって, 実験では, 呼吸活動の有無と寝返り動作の基本パターンとして仰臥位姿勢および仰臥位から側臥位姿勢への寝返り動作について測定実験を行なう. 本測定システムの中枢をなしている発光マーカと P S D の基礎的な特性についても測定する. なお, 本装置を使ってのデータ計測では, 標準的なサンプリング周波数

を10Hzに設定している．呼吸計測では，一呼吸あたり5～6秒で，50～60個のデータが採取できる．また，寝返り動作では，1回の動きを3～6秒と想定すれば，30～60個のデータが採取できる．このことから，平常時の無人監視情報を自動解析するには，十分な量のデータが収集できるサンプリング周波数であると考ええる．また，測定実験では，被験者に22～23歳の健常な男性3名を選んで，本研究の意義や実験内容を説明し，被験者の了解を取った後に測定を行った．

2.4.1 発光マーカの特性

本装置では，高輝度の発光ダイオード（4×4配列で16個の発光素子を内蔵）を発光マーカに用いて測定範囲を広げている．したがって，発光マーカの発光面が大きくなり，全体が一定の明るさの点光源として発光できなくなり，室内の照明灯や太陽光などの影響でノイズが発生する恐れがある．これらのことを考慮して，実験では，床面に発光マーカを固定して振動を除去し，測定距離の異なる2台のPSD（PSD1とPSD3）でノイズ測定を行った．

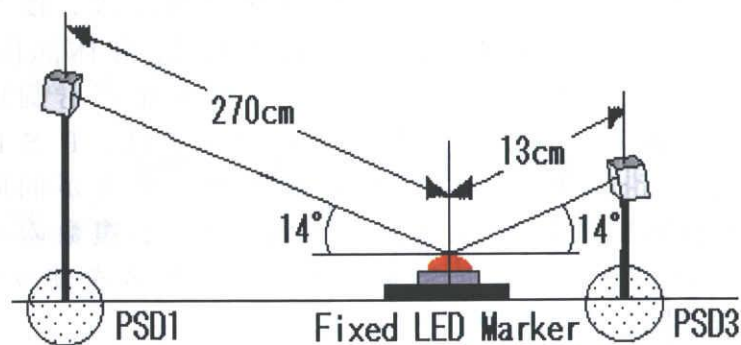


図 2.5: 床面に固定した発光マーカの測定方法

図 2.5 には，発光マーカと PSD で構築したノイズ特性の実験環境を示す．実験では，PSD で検出された発光マーカの位置座標がカメラ座標の X 軸成分と Y 軸成分で出力され，その変動を発光マーカのノイズとして測定する．被測定用の発光マーカは，赤外線発光面を上向きにして，床面に両面テープで固定している．検出用の PSD は，受光面を発光マーカの中心に向け，仰角を 14 度にして設置している．発光マーカと PSD との距離は，最長の場合で 270cm（PSD1），最

短の場合で13cm (PSD 3) に設定している。昼夜連続したデータ測定では、早朝が午前6時、昼間が午後4時および深夜が午前0時の時刻に設定している。データ収集は、60秒間の連続計測を行った。測定回数は、1日3回の測定を5日間連続し、合計15回の測定を行った。

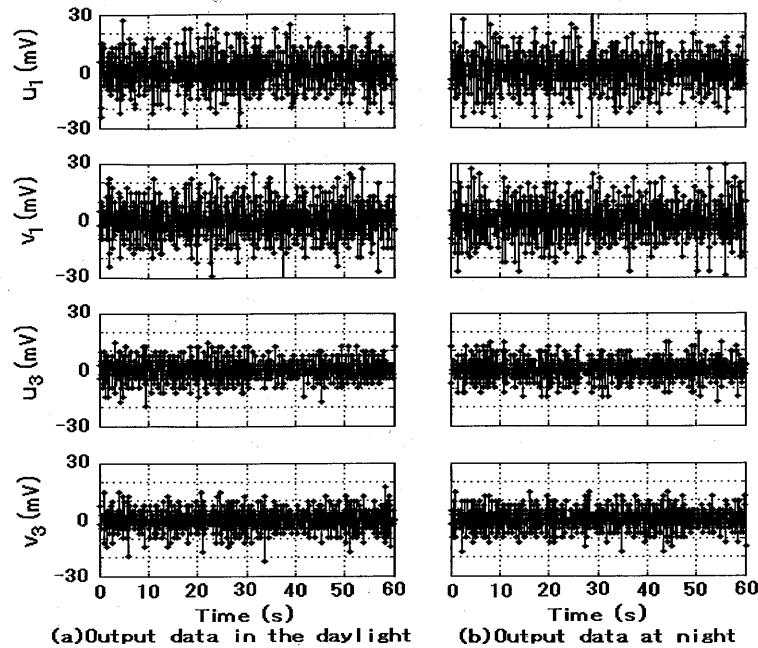


図 2.6: PSD での検出波形

図2.6は、固定した発光マーカの位置座標を2台のPSD (PSD 1とPSD 3) を用いて5日間連続稼働の状態を検出した電圧出力波形の1例を示す。同図(a)に昼間(午後4時)、図(b)に夜間(午前0時)の測定を行った結果をそれぞれ示し、測定時刻による違いを表した。縦軸は、PSDから出力される座標電圧成分(PSD 1 = (u_1, v_1) およびPSD 3 = (u_3, v_3)) をmVで表している。なお、発光マーカ位置座標に対する出力電圧は、フルスケール ± 5 Vであり、これを12bitのデジタル値(分解能: $1/4096$, 量子化電圧: 2.44 mV)に変換している。信号振幅の動揺レベルは、PSD 1で測定距離270cmの場合、X軸が $36.6 \sim 51.2$ mVで、Y軸が $39.0 \sim 56.1$ mVを示し、PSD 3で測定距離13cmの場合、X軸が $22.0 \sim 29.3$ mVで、Y軸が $22.0 \sim 29.3$ mVを示している。この結果、60秒間での平均振幅のフルスケールに対する平均動揺率は、距離270cmの場合がX軸方向で0.85%、Y軸方向で0.89%。距離13cmの場合がX軸方向で0.50%、Y軸方向で0.51%となっている。以上の結果から、

本装置では5日間連続稼働状態にした測定環境でも発光マーカによる位置検出変動が1%以下となり、長時間の安定した検出特性が得られることが確認できた。

2.4.2 監視システムの特性

監視システムには寝返り動作や呼吸活動のような動きの遅い現象でも誤認を少なくするために、鮮明に動きを捉えることのできる特性をもつことが必要である。また、就寝中の寝返り動作や呼吸活動での事故を未然に防ぐためには多方向から同時計測する死角の少ない手法が有効である。実験では、本装置の監視特性を示すために、被験者の周囲に4台のPSDを配置して多方向から同時計測する。また、繰り返し円運動（半径5mmと10cmの円運動）の測定では、呼吸活動による周期的な動きについても測定する。その結果では、発光マーカの動きが周囲に配置した4台のPSDで同時計測する方法で、4方向からの立体視計測が可能であることを示す。また、半径5mmと10cmの円運動では、呼吸活動での周期的な動きが多方向から3次元軌跡で正確に検出できるかどうかを評価する。

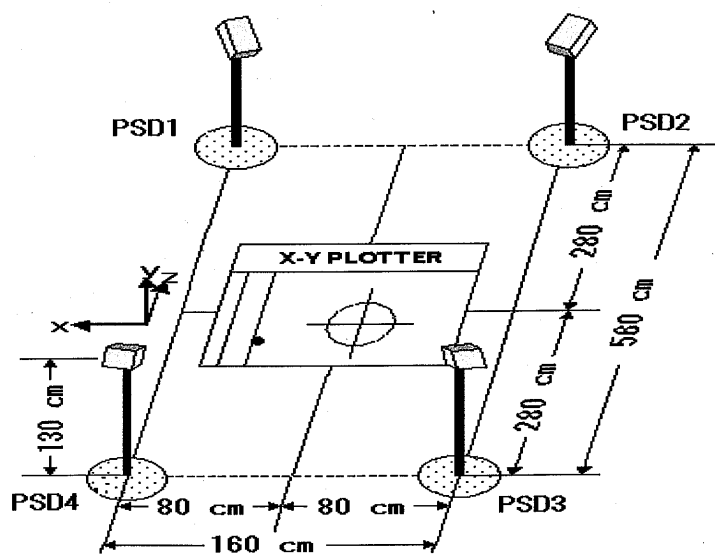


図 2.7: 円運動マーカの測定環境

図2.7には、実験のための測定環境を示す。発光マーカに円運動させ

るには、コンピュータの命令で正確に円弧を描ける $X-Y$ プロッター ($X-Y$ plotter, 0.1 mm/step, A3 size) を使用する。発光マーカのプロッターへの取付は、描画用ペンの上部に両面テープで固定している。円運動の半径 (r) は、10cmと5mmに設定して連続5回転させている。この円運動では、 $r=10\text{cm}$ の場合が体動での寝返り動作を想定しており、移動量約3142mmを約60sで動作し、移動速度が52.5mm/sとなっている。また、 $r=5\text{mm}$ の場合では、呼吸に伴う腹部の上下動を想定しており、移動量約157mmを約7.5sで動作し、移動速度が約20.9 mm/sとなっている。

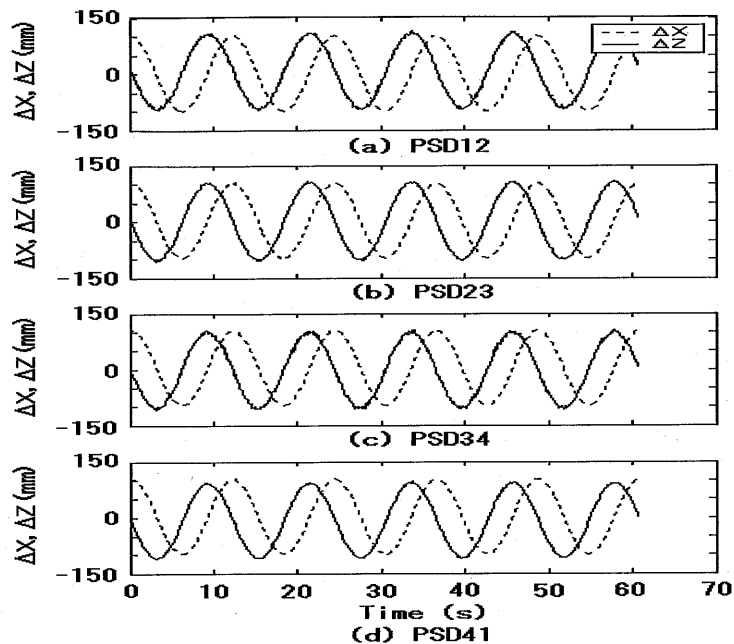


図 2.8: 円運動に対する P S D の出力波形 (半径:10cm)

図 2.8 には、 $r=10\text{cm}$ で円運動させた発光マーカの動きを、P S D 対① P S D 12～④ P S D 41 の各組み合わせで立体視して検出した 3次元軌跡で、 X 軸成分 (左右) と Z 軸成分 (奥行) をそれぞれ表している。なお、 Y 軸成分 (上下) は、発光マーカ移動をさせていないので表示していない。この図で縦軸は、円運動での各軸成分の変化を mm に換算して表している。この結果から追従性は、発光マーカ移動速度が 52.5mm/s で振幅が $\pm 100\text{mm}$ の動きを、 X 軸方向が 97.6～-96.4mm、 Z 軸方向が 99.1～98.8mm の振幅で検出され 5 回転の平均で $\pm 3.6\text{mm}$ 以内の誤差で応答できている。

図 2.9 には、 $r=5\text{mm}$ の円運動をさせた場合の 3次元軌跡で、 X 軸成

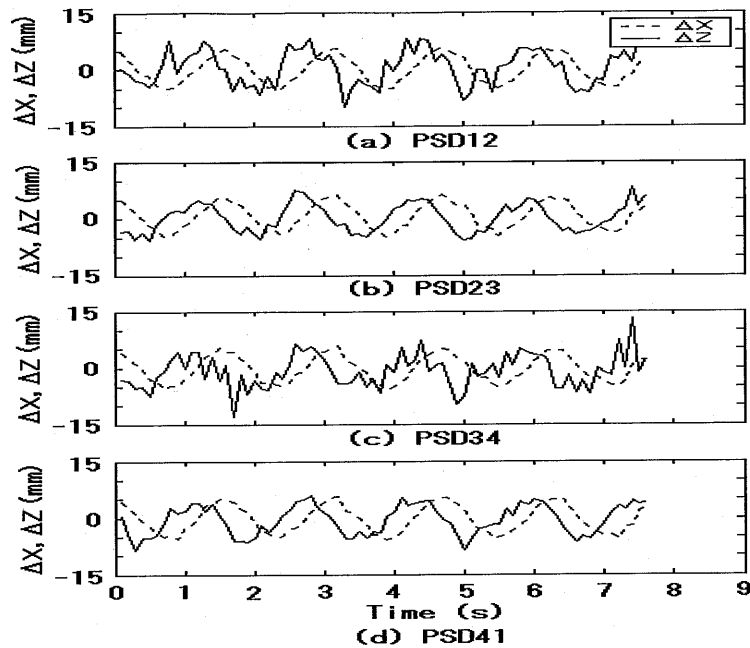


図 2.9: 円運動に対する P S D の出力波形 (半径: 5 mm)

分 (左右) と Z 軸成分 (奥行) それぞれ表している. この結果から追従性は, 発光マーカの移動速度が 20.9mm/s で振幅が $\pm 5\text{mm}$ の動きを, X 軸方向が $4.9\sim 4.7\text{mm}$, Z 軸方向が $5.9\sim 5.7\text{mm}$ の振幅で検出され 5 回転の平均で $\pm 0.9\text{mm}$ 以内の誤差で応答できている. これらの結果は, 体動や呼吸を計測するのに十分な精度であると考えられる. なお, $r=5\text{mm}$ の円運動で, X 軸に対して Z 軸方向の誤差が多い原因としては, P S D 2 と P S D 3 および P S D 4 と P S D 1 の P S D 間隔が 560cm に対して, P S D 1 と P S D 2 および P S D 3 と P S D 4 では 160cm と狭く, そのうえ, 全体の P S D の高さが 130cm と低かったため, 奥行き (Z 軸) 方向の視野角が狭くなり検出することができなかつたものと推察できる.

さらに, 相互相関では, 多方向 (① P S D 12, ② P S D 23, ③ P S D 34 および ④ P S D 41) から同時に立体視して得られた特性が同じ波形であるかを相互相関値により評価する. その結果を表 2.2 に示す. $r=10\text{cm}$ (表 2.2 の対角要素の上三角に示す) の場合は, X 軸成分が 0.999 , Z 軸成分が $0.997\sim 1.000$ の相関値であった. また, $r=5\text{mm}$ (表 2.2 の対角要素の下三角に示す) の場合は, X 軸成分が $0.992\sim 0.997$, Z 軸成分が $0.851\sim 0.943$ の値が得られ, 非常に高い相関値であった. 以上の結果から, 本提案

システムでは，多方向からの立体視測定でも，各方位からほぼ同様の出力波形が得られることがわかった．なお，Y軸成分についても，同程度の相関値が得られた．

表 2.2: 円運動に対する出力波形の相互相関

(a) X-axis component				
PSD pair	PSD12	PSD23	PSD34	PSD41
PSD12	1.000	0.999	0.999	0.999
PSD23	0.997	1.000	0.999	0.999
PSD34	0.992	0.997	1.000	0.999
PSD41	0.997	0.994	0.996	1.000
(b) Z-axis component				
PSD pair	PSD12	PSD23	PSD34	PSD41
PSD12	1.000	0.999	0.997	0.999
PSD23	0.931	1.000	0.999	1.000
PSD34	0.851	0.908	1.000	0.999
PSD41	0.943	0.962	0.919	1.000

2.4.3 検証実験

寝返り動作では，上向き（仰臥位）から横向き（側臥位）になり，さらに，うつ伏せ（腹臥位）へと身体を移動させるのに伴って，部分的な回転運動が発生する．体動監視では，部分的な回転運動の動きを発光マーカの動きとして検出できることが求められる．さらに，呼吸活動では，寝返り動作に伴って寝姿が変わり，呼吸活動に伴う腹部の上下動の向きが変化する．呼吸監視では，寝返り動作で腹部の向きが変化しても検出できることが求められる．これらのことから，監視装置では，寝返り動作や呼吸活動の変化を見逃さないように，多方向から測定することが不可欠である．測定は，左右方向への寝返り動作と寝返り動作時の呼吸活動の検出を検証実験する．

寝返り動作

図2.10には，寝床上での体動や呼吸情報を測定する環境を示す．本装置では，腹部に装着した発光マーカの動きから，寝返り動作の方向と回転動作の角度を検出する．

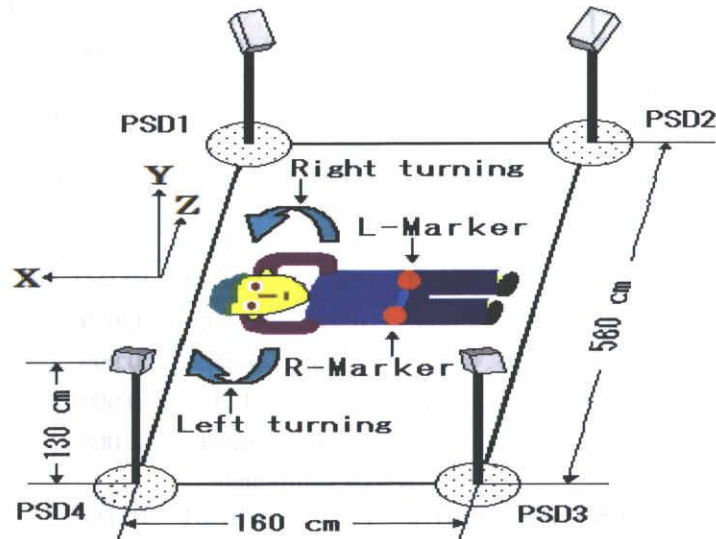


図 2.10: 寝床での体動と呼吸の測定方法

図2.10の測定環境では、①PSD12で右方への寝返り、②PSD23で下方への寝返り、③PSD34で左方への寝返りおよび④PSD41で上方への寝返りがそれぞれ検出できる。また、本装置では、発光マーカを腹部に1個装着すれば寝返り動作と呼吸活動の有無が測定可能であることを確かめているが、睡眠姿勢によって発光マーカが隠れて測定できなくなる。そうした事態を回避するには、複数(最大16個)の発光マーカを装着すればよく、本測定実験では、装置の簡単化のため、複数個の代わりに腹部の左右に2個の発光マーカを装着することで、寝返り動作と呼吸活動の有無を検出できることを示した。さらに、全ての発光マーカが同時に隠れる場合には、緊急事態の発生と想定し、監視室へ緊急信号を送信し得るシステムの構築も可能である。しかしながら、提案の測定法は発光マーカが見えていることが不可欠であるため、就寝者に布団や毛布を掛けた状態での体動監視についても調べた。その方法は、掛け布団や毛布の表面に20cm間隔の格子の交点に発光マーカを取り付けて、多方向から同時に発光マーカの3次元的な動きを計測するもので、寝返り動作を発光マーカの位置移動や発光方位から、呼吸活動を発光マーカの上下動からそれぞれ測定することで、発光マーカを掛け布団や毛布に付けても身体の動きが検出されることを確認した[18]。したがって、もし就寝者が無意識のうちに発光

マーカを外してしまう場合には、布団や毛布の表面で測る方法を用いることができる。また、呼吸活動の計測では、呼吸の有無と呼吸回数だけの測定を考えており、胸部および腹部での上下の動きが計測できれば十分である。最初の測定は、寝返り軌跡とその角度変化を測定する。ここで、腹部の左右に装着した発光マーカ座標を (X_L, Y_L, Z_L) , (X_R, Y_R, Z_R) とし、両者の距離を L とする (ただし, $X_L = X_R$)。寝返り軌跡は、 YZ 平面上で発光マーカ間距離 L を半径とした円周上を動くので、測定した発光マーカ座標から、つぎの (2.5) 式で求めている。

$$\left(\frac{Y_R - Y_L}{L}\right)^2 + \left(\frac{Z_R - Z_L}{L}\right)^2 = 1 \quad (2.5)$$

実験は左方向への寝返り動作と右方向への寝返り動作の測定を行った。

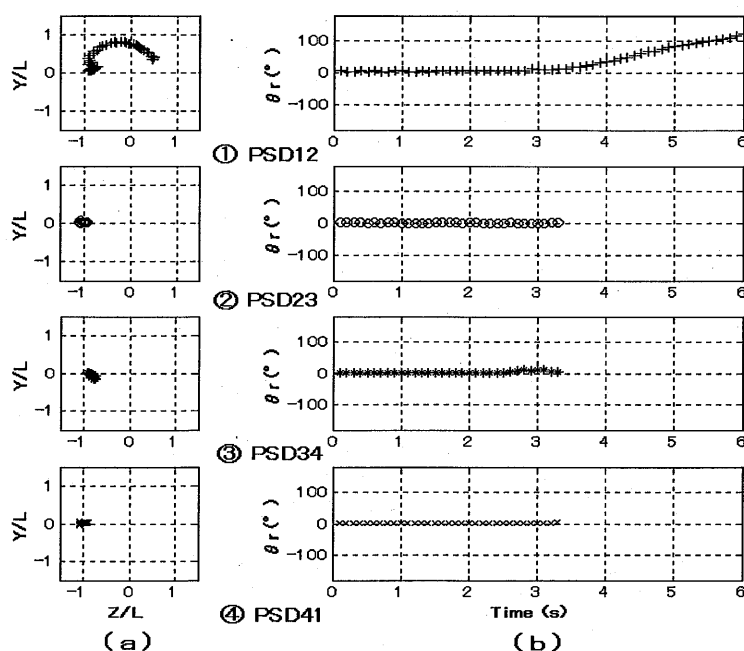


図 2.11: 右回りの寝返り動作の測定結果

図 2.11 では、① PSD 12 の PSD 対だけが発光マーカの動きを追跡していることから左方向への寝返り動作であることが判別でき、その寝返り動作での回転角度の変化を右図で表している。

また、図 2.12 では、③ PSD 34 の PSD 対だけが発光マーカの動きを追跡していることから右方向への寝返り動作であることが判別で

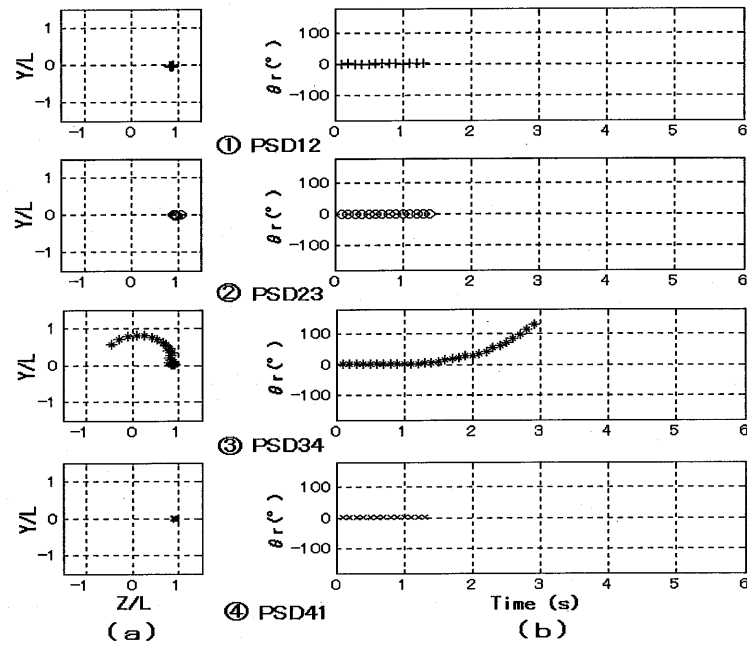


図 2.12: 左回りの寝返り動作の測定結果

き、その寝返り動作での回転角度の変化を右図で表している。本装置では、これらの測定結果をベッドからの転落防止や胸部圧迫による呼吸不全の回避などに役立てたい。

呼吸活動

呼吸活動は、つぎのように測定する。仰臥位姿勢で寝ている状態において腹部中央の臍の位置に1個の発光マーカを装着して、腹部の上下動から呼吸情報を算出する。ここでは、その結果の妥当性を検証するために、鼻腔の入り口に温度センサを取り付け、呼吸に伴って吸排気される空気温度の変化から呼吸情報を計測する呼吸計 (Respirometer) との結果を比較した。図2.13は両者の測定結果の一例を示す。計測は、連続した呼吸活動を5分30秒間行っている。

図2.13には、睡眠中に寝返り動作(図中に↓印で示す)が起こった測定結果を示す。呼吸状態の測定では、呼吸計から求めた呼吸開始点(図中に○印で示す)と本装置で腹部の上下動から求めた呼吸開始点(図中に●印で示す)とが非常に良く一致し、さらに、呼吸動作に伴う腹部の上下動がY軸方向からZ軸方向に徐々に移り、呼吸状態もY軸か

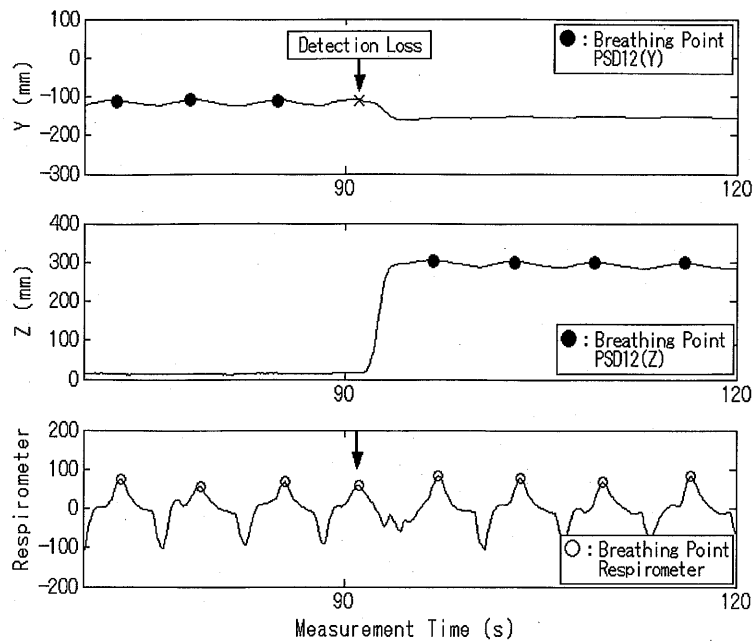


図 2.13: 呼吸情報の測定結果

らZ軸のデータに入れ替えて計測されていることがわかる。しかし、寝返り動作の最中は検出ミスもあるが、動作が終われば元通りに計測されていることが確認できる。なお、現時点では、寝返り動作や呼吸活動に伴う腹部の動きの程度など不明の点が多く、定量化された報告は見あたらない[10, 11]。また、図2.13で示すように呼吸情報の測定結果では、つぎの情報が得られることがわかった。寝返り動作がZ軸方向への移動で約200mm程度である。さらに、呼吸動作の情報では、呼吸回数が11回/分という妥当な数値が得られ、呼吸に伴う腹部の上下動幅が約20~30mm程度で、移動速度が約5~20mm/s程度という定量的なデータも得られている。また、呼吸波形では、呼吸計で得られた呼吸開始点と本装置で検出した呼吸の上下動から自動的に検出した呼吸開始点の周期がよく一致していた。これらの測定結果は、監視装置としての有効性を示すものである。

以上、寝返り動作と呼吸活動の測定結果から、本装置では、既存法では測定できない就寝者の動きを多方向から同時に3次元計測する方法を使うことによって、寝返り動作での回転角度や寝返り方向が検出できるようになった。呼吸活動では上向き（仰臥位）姿勢で寝ているときに寝返り動作が起こり、横向き（側臥位）姿勢になっても瞬時に

Y軸からX軸に検出方位を切り替えて呼吸活動を検出することもできる。

2.5 むすび

本章では、就寝状態での寝返り動作や呼吸活動などの体動を監視するために腹部の動きに着目し、発光マーカと4台のPSDで体動を3次元計測する測定法をプロトタイプ装置を構築して実現した。測定実験では、寝返り方向、移動軌跡および回転角度などから寝返り動作を検出した。また、呼吸活動では、寝返り動作で体位が変化しても腹部の呼吸振幅や呼吸数が検出できることを確認した。これらの結果から、本装置では、少量のデータで多方向から同時測定する簡便な手法で、就寝者の寝返り動作での回転角度や寝返り方向および呼吸活動での呼吸数などが測定できるようになり、体動監視装置として使えることを示した。なお、本システムを実際の臨床で応用するには、連続した長時間の体動監視データの測定が必要であり、寝返り動作での変動幅、無呼吸の時間長などの要素を考慮した臨床的価値の検討が今後の課題として挙げられる。

参考文献

- [1] 例えば, T. Tamura : "Special Issue ; Gerontechnologies ; Instrument, Control Engineering and Information Technology Applied for Gerontechnology", *J. SICE*, Vol.40, No.5, pp.331-336 (2001-5) (in Japanese)
田村 俊世:「特集 高齢社会を支える計測制御技術 高齢者支援の計測と制御」, 計測と制御, Vol.40, No.5, pp.331-399 (2001-5) .
- [2] Y. Matsumoto, K. Nakajima, T. Tamura, K. Tanaka and S. Tanaka : "A Real Time Monitor for Evaluating Posture Change and Respiration Rate Using Image Sequence Analysis", *ISCIEJ Trans.*, Vol.14, No.4, pp.173-179 (2001-4) (in Japanese)
松本佳昭, 中島一樹, 田村俊世, 田中恭治, 田中正吾:「動画像処理を用いた非接触呼吸・体動モニタリング」, システム制御情報学会論文誌, Vol.14, No.4, pp.173-179 (2001-4) .
- [3] T. Togawa, T. Tamura, H. Mizukami and M. Ishijima : "Physiological monitoring in the bed and sanitary equipment", Proc. 11th Ann. Int. Conf. IEEE EMBS, Certosa di Pontignano, Italy, pp.1461-1463 (1999) .
- [4] M. Ishijima : "Monitoring of electrodiagrams in bed without utilizing body surface electrodes", *IEEE Trans. Biomed. Eng. BME* 40, pp.593-594 (1993) .
- [5] Y. Nishida, M. Takeda, T. Mori, H. Mizoguchi and T. Sato : "Unrestrained and Non-inversive Monitoring of Human's Respiration and Posture in Sleep Using Pressure Sensors", *J. RSJ*, Vol.16, No.5, pp.705-711 (1998-7) (in Japanese)
西田佳史, 武田正資, 森 武俊, 溝口 博, 佐藤知正:「圧力センサによる睡眠中の呼吸・体位の無侵襲・無拘束な計測」, 日本ロボット学会誌, Vol.16, No.5, pp.705-711 (1998-7) .
- [6] Y. Saitou, J. Hori and T. Kiryu : "Development of Unaware Detection System for Respiration", *T. JSMBE*, Vol.38, No.2, pp.102-110 (2000-6) (in Japanese)
斉藤義明, 堀 潤一, 木竜 徹:「磁気センサを用いた無意識呼吸心

- 拍動検出装置の開発」, 医用電子と生体工学, Vol.38, No.2, pp.102-110 (2000-6) .
- [7] K. Nakajima, A. Osa, S. Kasaoka and K. Nakashima : "Detection of physiological parameters without any physical constraints in bed using sequential image processing", *J. J. Appl. Phys. 2*, Vol.35, No.2B, pp.L269-L272 (1996) .
- [8] H. Nakai, M. Watanabe, Y. Miyake, K. Takada, K. Yamashita, H. Shinmori and K. Ishihara : "Automatic Respiration Monitoring System by Time-Varying Image Analysis", *IEICEJ Trans. D - II*, Vol.J83-D-II, No.1, pp.280-288 (2000-1) (in Japanese)
中井宏章, 渡邊 睦, 三宅啓夫, 高田敬輔, 山下 肇, 新盛英世, 石原 謙 : 「動画像処理による呼吸モニタリングシステム」, 信学論 (D-II) , Vol.J83-D-II, No.1, pp.280-288 (2000-1) .
- [9] H. Aoki, H. Aoki and M. Nakajima : "Non-contact and Unrestrained Respiration Monitoring System for Sleeping Person Using Near-infrared Bright Spots Matrix Irradiation", *IEEJ Trans. EIS*, Vol.124, No.6, pp.1251-1258 (2004-6) (in Japanese)
青木広宙, 青木廣市, 中島真人 : 「近赤外輝点マトリクス照影による非接触・無拘束就寝者呼吸監視システム」, 電気学会論文誌 C , Vol.124, No.6, pp.1251-1258 (2004-6) .
- [10] 人間工学ハンドブック編集委員会 : 「人間工学ハンドブック」, 金原出版社, pp.247-307 (1974) .
- [11] 鈴木隆雄 : 「日本人のからだ 健康・身体データ集」, 朝倉書店, pp.3-105 (1996) .
- [12] S. Tamura, T. Terado : "An analyzing of the body motion and the center of gravity in squat", *J. JSCBRR*, Vol.19, pp.493-497 (1998) (in Japanese)
田村 創, 寺戸敏彦 : 「Squat時の身体動作と重心動揺の分析法について」, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, Vol.19, pp.493-497 (1998) .
- [13] 出口光一郎 : 「画像と空間 — コンピュータビジョンの幾何学 —」, 昭晃堂, pp.83-152 (1991) .
- [14] 佐藤 淳 : 「コンピュータビジョン — 視覚の幾何学 —」, コロナ社, pp.118-160 (1999) .

- [15] Masaaki Mochimaru : "Recent Trend of Human Motion Measurement", *J. SICE*, Vol.36, No.9, pp.609-614 (1997) (in Japanese)
持丸 正明 : 「身体の運動計測技術の動向」, 計測と制御, 36 (9), pp.609-614 (1997) .
- [16] Ben Delancy: "The Mystery of Motion Capture", *IEEE C. G. A.*, 18 (5) , pp.14-19, September/October (1998) .
- [17] K. Yamane and Y. Nakamura : "Natural Motion Animation through Constraining and Deconstraining at Will", *IEEE Trans. V. C. G.*, Vol.9, No.3, pp.352-360 (2003) .
- [18] T. Terado and O. Fujiwara : "A Method for Monitoring Body Motion in Bed via Luminous Marker Attachments", *MEASUREMENT 2005*, Proc. of the 5th International Conference, Smolenice, Slovakia, pp.165-168 (May-2005) .
- [19] T. Terado and O. Fujiwara : "A Non-invasive and Non-constraint Method for Monitoring a Body Motion in Bed by Using a Light Emitting Marker System", *IEEJ Trans. FM*, Vol.125, No.5, pp.482-483 (2005) (in Japanese)
寺戸敏彦, 藤原修 : 「発光マーカを用いた無侵襲・無拘束な体動測定」, 電気学会論文誌 A , Vol.125, No.5, pp.482-483 (2005) .
- [20] T. Terado and O. Fujiwara : "A Method for Monitoring the Body Motion in Bed by Using an Infrared Light Emitting Marker System", *IEEJ Trans. FM*, Vol.125, No.8, pp.683-691 (2005) (in Japanese)
寺戸敏彦, 藤原修 : 「発光マーカを用いた寝床上の体動監視法」, 電気学会論文誌 A , Vol.125, No.8, pp.683-691 (2005) .

第3章 発光マーカを用いた無侵襲・無拘束な体動測定

3.1 まえがき

わが国では、急速に高齢化社会が進展しており、介助・介護者不足が深刻な問題となっている。このことから、寝た切り者の健康状態の把握や病気の発症を早期発見するには、就寝時の体動や呼吸運動などの日常的な監視による検出が有効な手段とされ、昼夜連続の体動監視が可能な装置が求められている[1]。この種の測定では、就寝時の体動・呼吸モニタリングをCCDカメラの濃淡画像で捉える動画像処理法[2]や、体動にともなう体温、導電性、圧力および磁界の変化をセンサで捉えるセンシング計測法[3]などが報告されている。しかしながら、カメラ撮像法では照明と大量データの画像処理が必要であり、しかも濃淡画像には寝顔や寝姿も撮影されるので、プライバシー保護の問題も生ずる。また、センシング計測では、体とセンサとの接触具合や発汗などに伴う検出感度の問題点が指摘されている[2, 3]。

本章では、これらの課題を回避する別手段として、毛布に取り付けた発光マーカの位置（3次元座標）と向き（赤外線放射方向）の変化から、体動と呼吸運動を検出する測定法を提案する。本測定法は、被験者に無侵襲・無拘束であり、多方向から測定しても従来の必要データ量に比して少量のデータですむ。また、測定時の照明が不要であり、プライバシーの侵害も起こらない。提案の測定法を実現するためのプロトタイプ装置を実際に構築・試作し、被験者の体動測定を行って、体動監視装置としての可能性を示す。

3.2 測定法

コンピュータビジョンでは、左右2台のCCDカメラで立体視する3次元計測法が使われている。その詳細は、文献[4]で既に報告されているので、ここでは省略する。

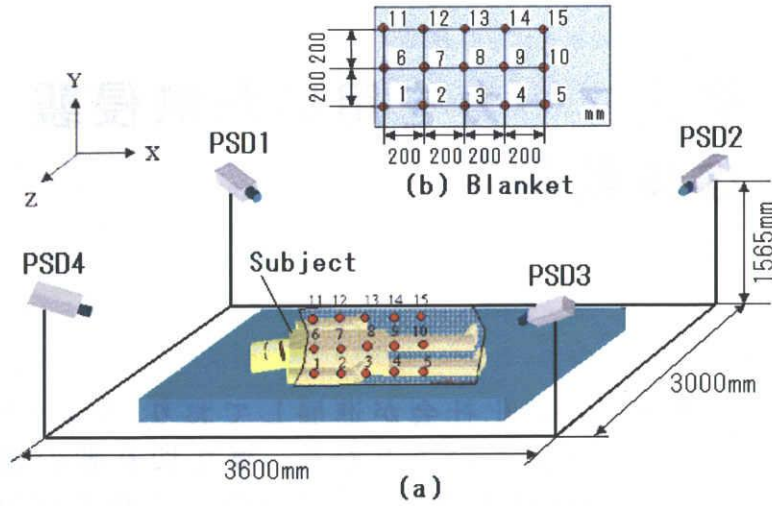


図 3.1: 毛布を着た被験者の体動監視測定環境

体動の測定は、図3.1 (a) で示すように、各発光マーカーの位置座標と向きの変化を、4台のPSDを配置して、4方向から立体視する測定方法を用いる。この測定法は、PSDの台数が少なくても発光マーカーの動きが4方向から同時に立体視できる。さらに、体動に伴って発光マーカーの向きが変化した場合、測定エリアであれば必ず1方向だけでも立体視ができる。なお、図3.1 (b) では毛布に取り付けた発光マーカーの位置と番号を表す。

3.2.1 体動の検出

体動を検出する方法は、毛布の表面に縦×横のサイズが20cmの正方形格子の間隔で取り付けた15個の発光マーカー $\mathbf{a}_n = (X_n, Y_n, Z_n)$ ($n = 1, 2, \dots, 15$) の位置の変化から、発光マーカー毎の単位時間当たりの変位量 L_n をつぎの (3.1) 式で算出する。

$$L_n = \sqrt{(X_n - X'_n)^2 + (Y_n - Y'_n)^2 + (Z_n - Z'_n)^2} \quad (3.1)$$

ここで、 (X'_n, Y'_n, Z'_n) は単位時間 (0.4sec) ずらした座標点である。

その後、つぎの (3.2) 式で全発光マーカーの平均変位量 mL を求める。

$$mL = \frac{1}{15} \sum_{n=1}^{15} L_n \quad (3.2)$$

この結果，安静状態であれば mL は変動しないが，移動状態があれば mL が大きく変動し， mL の大きさに安静状態か移動状態かが判別できる．なお，本装置では，数個程度の発光マーカが毛布で隠れてデータが欠落したとしても (3.2) 式の平均化で体動状態は検出できるものとする．欠落データ量と検出感度との関係は今後の課題である．さらに，安静状態は，左側臥位 ($P = 1$)，仰臥位 ($P = 2$)，右側臥位 ($P = 3$) および腹臥位 ($P = 4$) の体位で判別する．その方法は，仰臥位姿勢での平均座標 $\mathbf{S} = (S_x, S_y, S_z)$ と，安静状態における平均座標 $\mathbf{H} = (H_x, H_y, H_z)$ とを算出し，仰臥位姿勢から安静状態への平均座標の移動方向から体位 $P = 1 \sim 4$ を判別する．

3.2.2 呼吸の検出

呼吸運動の検出は，15個の発光マーカの3軸 (x 軸， y 軸， z 軸) 成分から周期振動成分を抽出する．その結果，最大振幅のピークとピークの時間間隔 t_{p-p} (s) から呼吸数 B (beat/min) が (3.3) 式で求まる．

$$B = \frac{60}{t_{p-p}} \quad (3.3)$$

3.3 実験結果

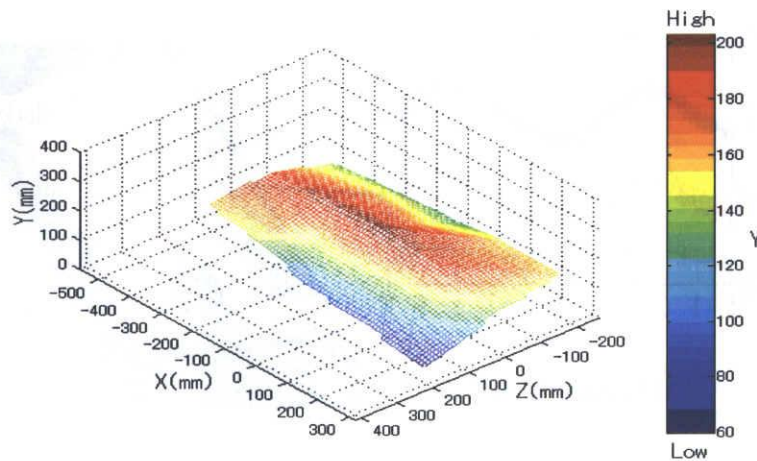


図 3.2: 仰臥位姿勢での測定結果

データは，サンプリング周波数10Hzで採取した．図3.2は，仰臥位姿

勢での体動を測定した結果の1例で、データを補間して3次元メッシュ表示した。なお、図中の濃淡図は就寝時の布団表面の高低（Y軸方向：mm）を表している。

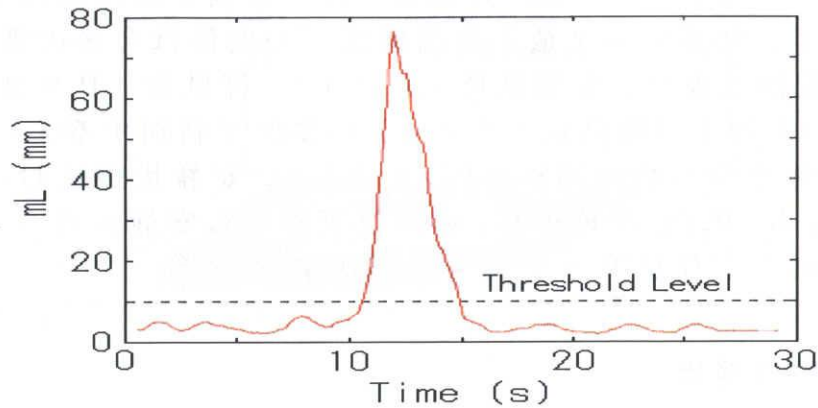


図 3.3: 体動状態の検出結果

図3.3は、体動状態を弁別するための mL の時間変化を算出した結果の1例を示す。図中の破線は、移動状態を弁別する閾値であり、図では $mL = 10\text{mm}$ に設定した。それ故に、体動は約11秒から15秒までが移動状態と弁別され、それ以外の時間では安静状態と弁別される。さらに、寝姿（安静状態）の体位は、 $P = 2$ と出力され仰臥位と識別される。

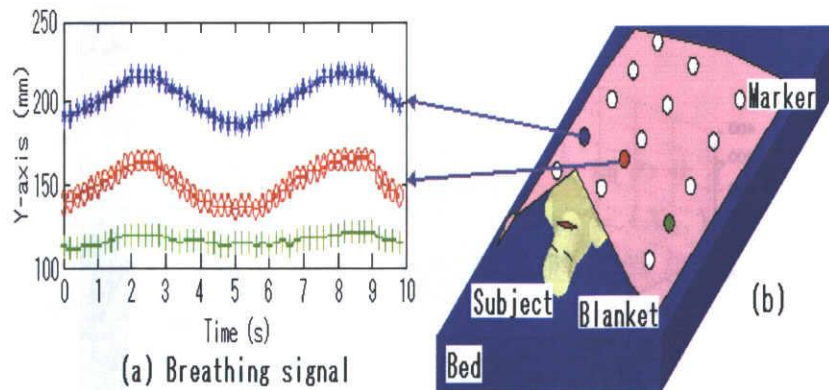


図 3.4: 呼吸活動の有無の検出結果

図3.4 (a) は、呼吸運動を検出した結果の1例を示す。この結果は、図3.4 (b) で示すように、胸部に近い7番と12番では精度良く計測できる

が，2番では計測が困難であることがわかる．なお，呼吸数 B は，7番の位置で約11 (beat/min) で妥当な数値であった．

3.4 むすび

本章では，毛布に発光マーカを付け，無侵襲・無拘束な測定法での体動監視装置を提案した．本装置を，就寝時の無呼吸症候群や突発的な症状の自動診断システムへ適用することが今後の課題となる．

参考文献

- [1] 例えば, 中島一樹, 田村俊世:「特集:高齢化社会におけるBME技術の役割とその応用 看護・介護モニタの現状と今後」, ME誌, Vol. 14, No. 2, pp. 30-35 (2000) .
- [2] Hiroaki NAKAI, Mutsumi WATANABE, Yoshio MIYAKE, Keisuke TAKADA, Kaoru YAMASHITA, Hideyo SHINMORI and Ken ISHIHARA : "Automatic Respiration Monitoring System by Time-Varying Image Analysis", *IEICEJ D-II*, Vol.J83-D-II, No. 1, pp. 280-288 (2000-1) (in Japanese) .
中井宏章, 渡邊 睦, 三宅啓夫, 高田敬輔, 山下 馨, 新盛英世, 石原 謙:「動画像処理による呼吸モニタリングシステム」, 信学論誌 D-II, Vol. J83-D-II, No. 1, pp. 280-288 (2000-1) .
- [3] Yoshiaki SAITOH, Junichi HORI, Tohru KIRYU : "Development of Unaware Detection System for Respiration and Heart Beats Using a Magnetic Sensor", *JSMBE Trans.*, Vol. 38, No. 2, pp. 102-110 (2000) (in Japanese) .
斉藤義明, 堀 潤一, 木竜 徹:「磁気センサを用いた無意識呼吸心拍動検出装置の開発」, 医用電子と生体工学, Vol. 38, No. 2, pp. 102-110 (2000) .
- [4] 例えば, 出口光一郎:「【講義】コンピュータビジョン, グラフィクスのための射影幾何学[IV]」, 計測と制御, Vol. 30, No. 3, pp. 241-246 (1991) .
- [5] T. Terado and O. Fujiwara : "A Method for Monitoring the Body Motion in Bed by Using an Infrared Light Emitting Marker System", *IEEJ Trans. FM*, Vol.125, No.8, pp.683-691 (2005) (in Japanese)
寺戸敏彦, 藤原 修:「発光マーカを用いた寝床上の体動監視法」, 電気学会論文誌 A , Vol.125, No.8, pp.683-691 (2005) .
- [6] T. Terado and O. Fujiwara : "A Non-invasive and Non-constraint Method for Monitoring a Body Motion in Bed by Using a Light Emitting Marker System", *IEEJ Trans. FM*, Vol.125, No.5, pp.482-483 (2005) (in Japanese)

寺戸敏彦, 藤原修:「発光マーカを用いた無侵襲・無拘束な体動測定」, 電気学会論文誌A, Vol.125, No.5, pp.482-483 (2005).

第4章 手指の屈伸状態を判別する一方法

4.1 まえがき

近年，わが国では高齢化や交通事故および労働災害を主因とする寝たきり生活者が増加している．福祉サービス分野では，良質で効率的な自活（例えば，スイッチのon-offなどの操作）または対話が可能な日常生活の支援を目的に，多様化したニーズに対応できる福祉機器の実用化に向けた研究開発が進められている[1, 2, 3]．具体的には，生体から脳波，筋電図，神経信号などの電気信号を誘導して利用するシステム[7]と視線，呼吸スイッチ，手話などの身体部位の動きを利用するシステム[4, 5, 6, 8]の研究開発が試みられている．視線入力では，非装着型瞳孔計が開発されており，寝たきり状態でも使えるが，高価な瞳孔検出装置が必要である．また，呼吸スイッチは，操作が簡単で，寝たきり状態でも使えるが，被験者に合わせた検出装置が必要になる．さらに，手話では，装着機器も無く身体自由度の高い入力ができるが，手指動作だけでなく顔の表情や体の動きの入力も必要となり，高価な画像装置が必須である．

このような背景から，筆者は，寝たきり状態でも動かせられると思われる身体部位として，指の曲げと伸ばし動作（手指動作）に着目し，その測定法の研究を進めてきた[7, 8]．これまでに，手指指動作筋電図から，屈曲させた指を認識する方法を提案し，有効性を実証した[7]．この測定法では，指が寝具で覆われた状態でも手指動作の筋電図を計測できるが，1指毎の動作しか判別できないことが課題となっていた．これは，複数の指を同時に動かした筋電図信号を，各指毎の信号に分離することが困難だからである．したがって，対話相手に対して伝える情報量が少なく，時間を要するという欠点もあった．このことから，対話には，短時間に多くの情報を相手に伝える手法を得ることが重要となる．

本章では，複数の指を曲げたり伸ばしたりした状態をデジタルコードに変換して，環境制御信号に用いる測定法を提案する．指の曲げ伸

ばし動作を検出して制御に利用する方法には、手話のモーションキャプチャ[6]、遠隔マニピュレータの3Dマウス[13]および寝たきり者による環境制御装置[2]などが報告されている。しかし、従来この種の測定には、反射マーカ方式[14]を用いた測定装置が多用されている。3次元測定には2方向から同時計測が必須であるが、反射マーカには赤外線を照射した方向からしか測定できないので、多方向からの同時測定には向かない。したがって、提案システムは、各指の先に発光マーカを付けて多方向から指の曲げ伸ばし動作を同時計測するハードウェアと、手指の屈伸状態を判別してデジタルコードに変換するソフトウェアとで構築する。プロトタイプ装置による検証実験では、全指(片手の場合は5指)でのキャリブレーションを行ってから、種々の屈伸動作からデジタル信号が生成できることを確認する。その結果から、1指毎および複数指が同時での屈曲-伸展動作が100%認識できることを示す。

4.2 指の屈伸状態の判別法

指の曲げと伸ばしの判別では、手指動作を各指先と基準点との距離変化を数量化し、その距離変化からしきい値を使ってデジタルコードに変換する符号化する処理を行う。

4.2.1 手指動作の数量化

図4.1は、手指動作を数量化するために設定した基準点と各指先の位置を示す。図中に示した番号と●印が基準点と各指先の位置をそれぞれ示し、その3次元座標を (x_j, y_j, z_j) で表す。ただし、 j は基準点と各指先の番号を表す。各番号は、0と6が基準点(Reference Point)、1と7が親指(Thumb, 第1指と呼ぶ)、2と8が人差し指(Fore Finger, 第2指と呼ぶ)、3と9が中指(Middle Finger, 第3指と呼ぶ)、4と10が薬指(Annular Finger, 第4指と呼ぶ)、5と11が小指(Little Finger, 第5指と呼ぶ)をそれぞれ表している。

そのとき、指の曲げ伸ばしに伴う各指先と基準点との距離 D_j は、

$$D_j = \sqrt{(x_0 - x_j)^2 + (y_0 - y_j)^2 + (z_0 - z_j)^2} \quad (4.1)$$

で与えられる。ただし、 (x_0, y_0, z_0) は基準点座標、指先の番号 $j=1\sim 5$ に対し、 (x_j, y_j, z_j) は指先の座標である。また、両手の場合は、 $(x_0, y_0, z_0$

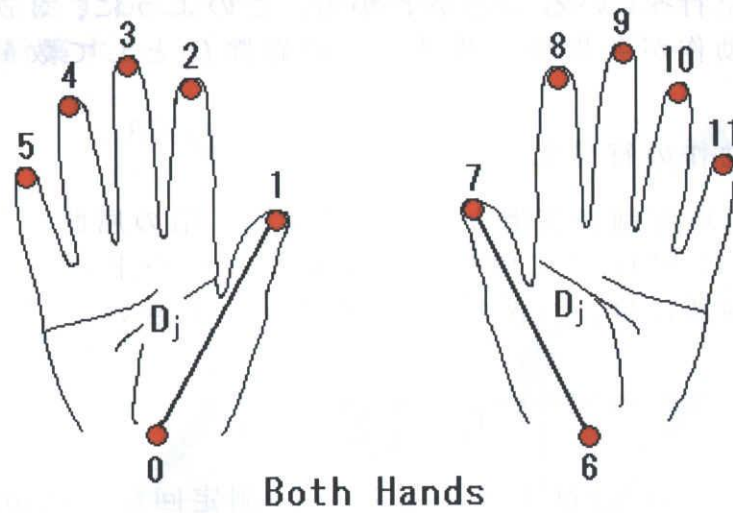


図 4.1: 手掌の基準点と指先の位置

)と (x_6, y_6, z_6) が基準点座標, 指先の番号 $j=1\sim 5$ と $7\sim 11$ に対し, (x_j, y_j, z_j) は指先の座標である.

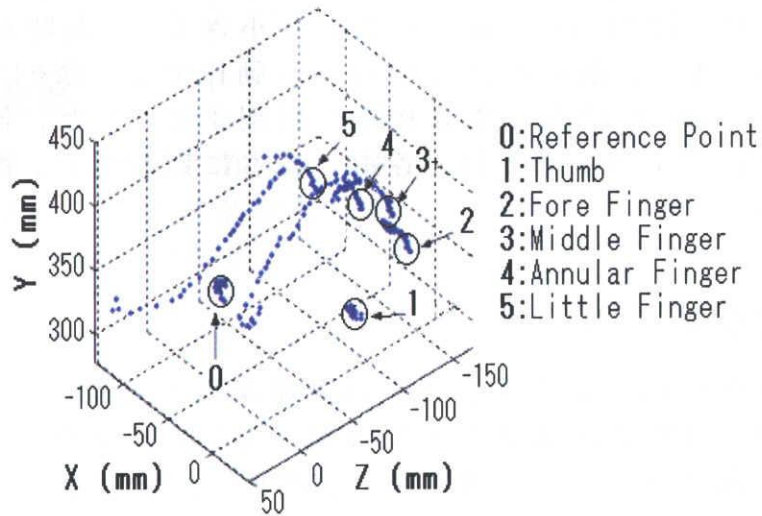


図 4.2: 手指動作の 3 次元軌跡の測定結果

図 4.2 は, 手指の屈伸動作の状態を 3 次元座標の軌跡として測定した結果の 1 例を示す. この図 4.2 の中には, ○印と各指先の番号で, 指先を曲げる動作を開始した位置を示した. この結果から, 4 指と 5 指

が曲げ動作を行っていることがわかる。このように、3次元座標の軌跡から手指動作が各指先と基準点との距離 D_j として数量化できる。

4.2.2 手指動作の符号化

手指動作で環境制御装置と対話するには、指の屈曲状態と伸展状態をそれぞれ"1"と"0"に二値化したデジタルコードに変換する必要がある。その処理には、つぎの(4.2)式で示すしきい値(Threshold value) T_j を用いる。

$$T_j = \frac{\alpha}{N} \sum_{n=1}^N D_j(n) \quad (4.2)$$

ただし、指先の番号 j は1~5と7~11, 測定回数 N は10回, 係数 α は手指動作から個別に設定する。

しきい値 T_j は、被験者毎に屈曲状態の「グー」と伸展状態の「パー」の手指動作を測定して、指先と基準点との距離から判別係数 α を求め、100%の判別ができるように設定する。各指先と基準点との距離 D_j は、(4.1)式で測定データから求める。さらに、各指の屈伸状態を判別するしきい値 T_j は D_j を用いて(4.2)式で求める。その結果、指を曲げつつある動作では、徐々に D_j が減少し T_j より小さくなった時点で屈曲状態と判別する。また、指を伸ばしつつある動作では、徐々に D_j が増加し T_j より大きくなった時点で伸展状態と判別する。また、各指先と基準点との距離 D_j としきい値 T_j は、各指の長さに影響され、被験者特有の数値である。

4.3 測定システム

図4.2は手指動作を測定するための測定環境を示す。発光マーカは点灯する順番に各指先と基準点とに装着する。手指動作は、発光マーカを時分割方式で順次点灯させながら、周囲に配置した4台のPSDを使って同時測定する。被験者が動ける空間は、幅3000mm, 長さ3600mm, 高さ1565mmで、約10 m^2 (和室6帖)の広さを設定している。なお、寝たきり状態では、一定の方向に向けて手指動作を行うことが困難であり、あらゆる方向に向けて手指動作を行っても、正しく測定することが可能な測定装置と測定手順を構築する必要がある(ただし、PSDを設置する高さにより、発光マーカを下向き(Y軸の負の向き)にし

動きは、測定することができないので除く)。このことを考慮した測定装置を構築する。

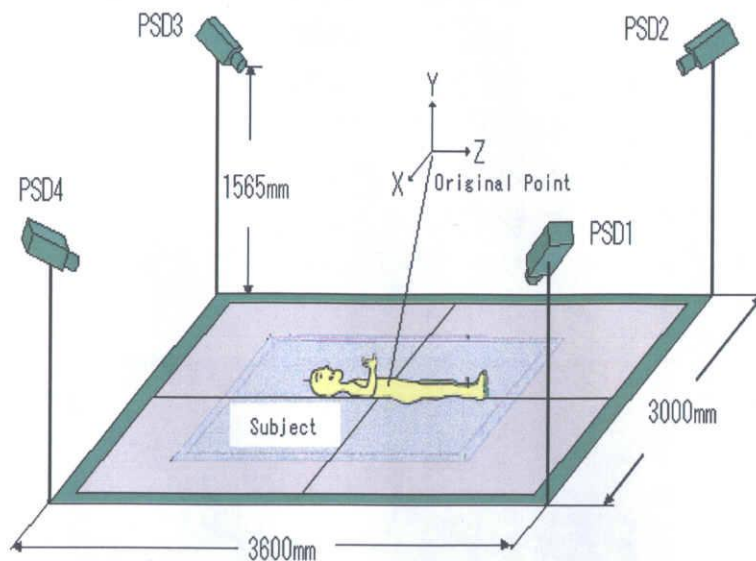


図 4.3: 手指動作の測定環境

3.1 測定装置

手指動作は、基準点や指先に付けた発光マーカの動きを複数のPSDを使って構成した測定装置を構築して測定する。発光マーカの発光素子には、赤外線を放射する発光ダイオード(LED)を使っている。発光マーカは、プラスチック・ホルダ(長さ:35mm,幅:16mm,厚み:1mm)の中央部分に発光素子(直径:10mm,厚み:5mm)と接続ケーブル(長さ:5m)を組み込んで製作している。この発光マーカは、1個当たりの重量が約40gで小型軽量である。赤外線を間欠で発光させておき、24時間の連続計測に使用しても発熱することがなく、安眠を妨害したり、測定中に痛みを伴ったり、動作を拘束することのない測定を行うことが可能である。なお、発光マーカは、直接指先や手に装着することも可能であるが、寝たきり状態で簡単に装着するには、装具を用いる方が簡便であると想定されるので、測定時には、位置を規定した筒所に発光マーカを装着した手袋を使用することにした。さらに、拇指の裏表に発光マーカを装着したグローブを使えば、手指動作の向

きにかかわらず，それらの動きが測定可能となる．ただし，検証実験では，簡単のために，各指への発光マーカは手の一方だけに装着し，指が完全に隠れないことを前提に測定を行った．なお，発光マーカが隠れた場合には，画面上の図にしきい値をソフトウェア処理でプロットし，発光マーカが検出されれば，PSDは，瞬時に追跡を開始するようにした．各指の屈伸状態は，各指先と基準点との距離 D_j としきい値 T_j だけにより判別されるので，各指が裏側を向いたまま移動しても，各指の屈伸の判別には影響しない．また，現システムでは，指の裏表に発光マーカを付けても，発光マーカ数の増設が可能であり，十分に対応できる．



図 4.4: 発光マーカを装着した手袋の外観図

図4.4は，発光マーカを装着した試作手袋の写真である．図に示すように，手袋の基準点と各指先の発光マーカの動きの測定は，左右に配置した2台のPSDを用いて計測する立体視法と呼ばれる手法で測定する．その結果，手指動作での動きは，3次元軌跡として測定できる．また，この測定法は，光学式の計測法であり，光を遮へいする寝具などで覆われてしまえば測定できないが，被験者自身の意志での対話が目的であり，寝具などから手袋を付けた手首部分までが出ていれば，手指動作の測定は可能である．

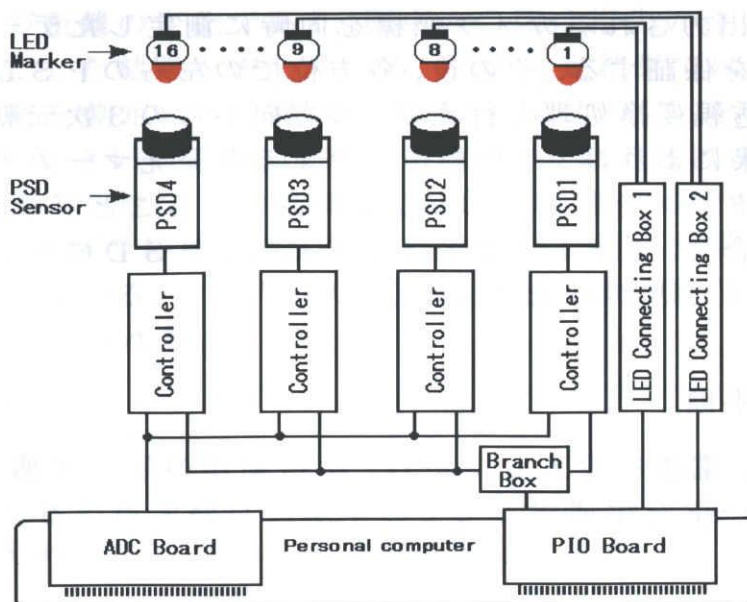


図 4.5: 試作装置のハードウェアブロック構成図

図4.5は、試作した装置のハードウェア・ブロック構成図を示す。手指動作の測定には、多方向（前後左右の方向）から立体視による計測が可能なシステムを構築する必要がある。試作装置は、図4.5に示すように、16個（最大数）の発光マーカの動きを、4台のPSDで測定し、コンピュータでデータ解析が行えるように構成している。

ここで、立体視とは、発光マーカが発光した位置を左右2台のPSDで同時に透視して得られた左右の2次元座標（カメラ座標と呼ぶ）に対して、透視変換処理を行って、発光マーカの発光位置を3次元座標で求める方法である。なお、立体視法に関する数式的な詳細は、多くの文献[9, 10, 11, 12]で既に報告されているので、ここでは省略する。この測定法を用いれば、一方向の発光マーカの動きが3次元軌跡として取得できる。しかし、本装置では、多方向から発光マーカの動きを3次元軌跡で得る必要がある。このことから、最少のPSDで、あらゆる方向に向けた手指動作の立体視ができるように、独自の拡張を試みた。その方法は、つぎのとおりである。4台のPSD（PSD1～PSD4）を測定エリアの四隅に配置する。各PSDから出力されるカメラ座標の電圧値（最大±5V）は、同時サンプリングができるAD変換器（ADC）を使ってデジタル値に変換する。このことで、4台の

PSDから出力されるカメラ座標を同時に測定したデータであることの同時性を保証する。その後、各方位での左右のPSDのデータを合成して、透視変換処理を行えば、多方向からの3次元軌跡が得られる。測定結果によれば、手指動作に対する各発光マーカの軌跡は向きによるデータロスを起こすことなく計測できることが確認できた。もし何かの都合で、PSDが隠れる場合には、PSDの台数を増やすことで対応することが可能である。

4.3.2 測定手順

ここでは、電源を投入してから、手指動作の屈伸状態を判別して、デジタルコードを生成するまでの手順について述べる。

キャリブレーション

キャリブレーションでは、手指動作が屈曲状態であるか、伸展状態であるかを判別する際のしきい値を決める。ここでは、片手の5指を伸展状態から屈曲状態にして、1秒後に、屈曲状態から伸展状態にもどす手指動作を測定する。

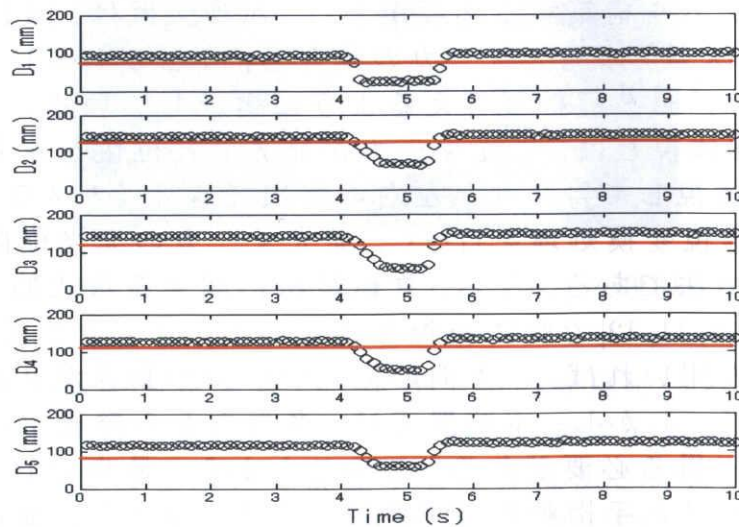


図 4.6: 5 指同時の手指動作の測定結果

図 4.6 は、片手で第 1 指（親指）から第 5 指（小指）までの 5 指を同時に手指動作させた場合の測定結果を示す。横軸は時間、縦軸は指先

と基準点との距離の変化であり，図中の○印は指先の移動に伴う距離の変化を測定した結果を表している．この測定結果では，各指先と基準点との距離を測定して，判別が100%になるように α を決める．ただし，各指毎のしきい値 T_j は，(4.2)式を使って被験者毎に決める．なお，通常 α は，0.5位である．また，しきい値 T_j は，指の長さにより変わるものであり，被験者特有の値である．図4.6中に引いた横の実線は，しきい値を表している．このしきい値を超えると手指動作が認識されて符号化処理が行われる．

デジタルコードの生成

デジタルコードの生成では，しきい値で判別された屈曲および伸展の状態を，それぞれ”1”と”0”の2値で符号化する．

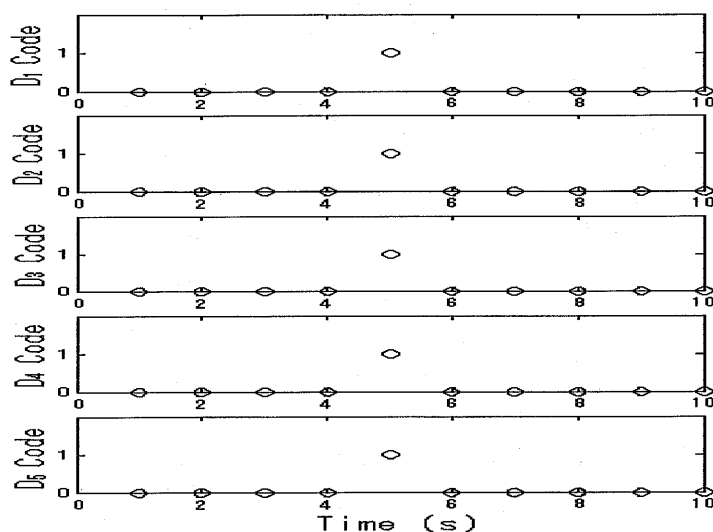


図 4.7: 5 指同時の手指動作の符号化結果

図4.7は，片手の5指が同時にしきい値を超える手指動作を行った場合の5指の符号化の処理結果を○印で示す．横軸は時間，縦軸は各指($D_1 \sim D_5$)の符号化結果の”0”と”1”を表す．この測定結果では，5指を伸展状態(”0”)から屈曲状態(”1”)にして，1秒後に，屈曲状態(”1”)から伸展状態(”0”)にもどす手指動作のときに，デジタルコードとして”1, 1, 1, 1, 1”が出力されており，十分満足できる結果が得られていることがわかる．この結果は，5指が同時に符号化されてお

り、対話のための情報量も多く、目的とする寝たきり者の対話支援に十分に利用できるものとする。

4.4 検証実験

検証実験は、臥位姿勢の状態では、2名の被験者で測定を行った。種々の手指動作に対する判別実験を行い、本測定システムの実用可能性を検証する。ここでは、片手の場合で5指同時、1指毎、複数の指を同時および両手の場合を測定し、同時に、指の曲げ具合と、手指動作で他の指が隠れないかについても調べる。なお、図4.6、図4.8と図4.10、図4.11、図4.12は、被験者が異なっているので、しきい値が異なっている。また、指が屈曲状態で発光マーカが隠れて測定できないときには、画面上の図にしきい値をプロットするようにソフトウェア処理で対応している。その後、測定装置で述べたように、発光マーカが検出されれば、PSDは、瞬時に追跡を開始する。

4.4.1 1指毎の動作

この実験では、発光マーカを装着した手袋を付けて、第1指（親指）から順に、ほぼ同じ時間間隔で、第5指（小指）までを、順番に1指毎に動かす手指動作を測定する。

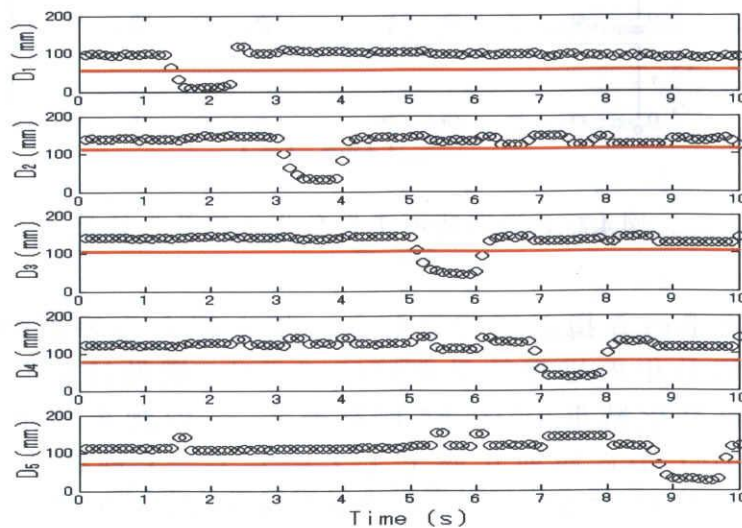


図 4.8: 1 指毎の動作の測定結果

図4.8は1指毎の動作を測定した結果の1例を示す。この図では、しきい値を実線で示し、手指動作での指の動きを測定した結果を○印で表している。この結果では、各指毎の動きが欠けることなく測定されており、手指動作で他の指が隠れないことが確認できた。

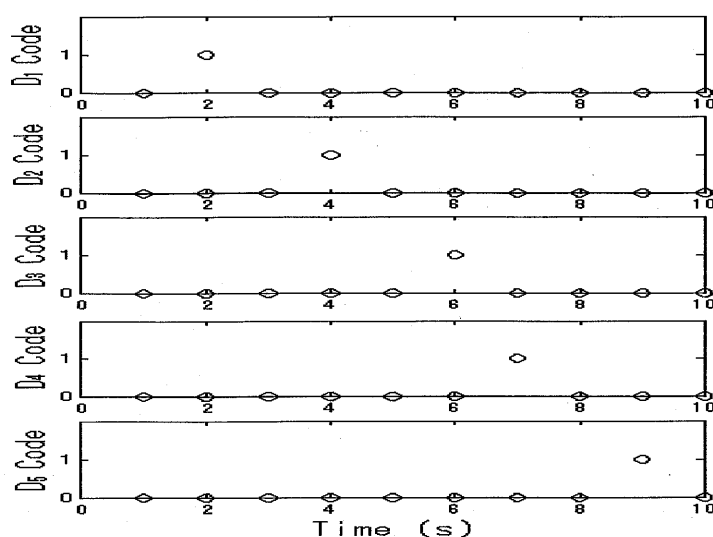


図4.9: 1指毎の動作の符号化結果

図4.9は、1指毎の動作に対して符号化処理を行った結果の1例を示す。この結果では、各指毎にしきい値を超えたときに、デジタルコードの”1”が出力されており、十分満足できる結果が得られていることがわかる。

4.4.2 屈曲状態から伸展させる手指動作

この実験では、全指が屈曲状態から複数の指を同時に伸展させる手指動作を測定する。

図4.10は、片手の5指を屈曲状態から第3指(中指)、第4指(薬指)および第5指(小指)の3指を伸展させる手指動作の測定結果を示す。図4.10(a)は手指動作での指パターンを表し、同図(b)は指先の移動に伴う距離値の変化と符号化処理での結果をそれぞれ表している。横軸は時間、縦軸は指先の距離変化であり、手指動作での指先の動きを点(・印)で示している。さらに同図では、横向きの実線でしきい値を示し、縦向きの実線で手指動作を判別した位置を示している。なお、

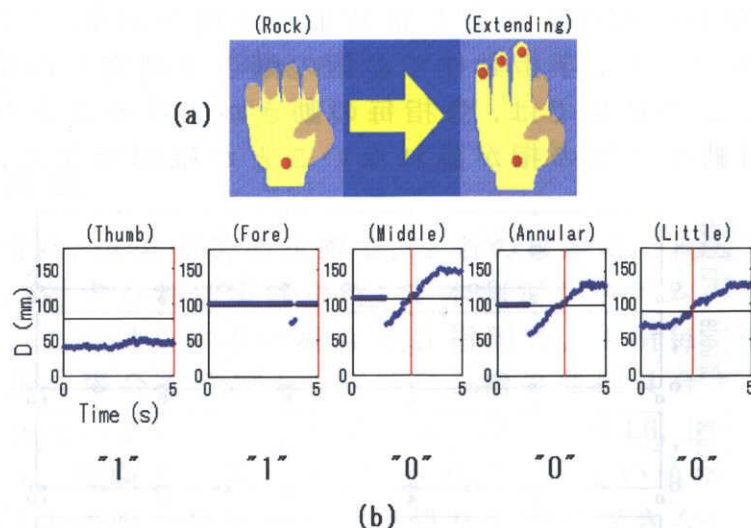


図 4.10: 3 指を伸展させる手指動作の測定結果

縦の実線は、指を伸展状態から屈曲する場合、指先の移動で距離変化が負の傾きを示しており、しきい値と交差する屈曲動作が判別でき、その位置に縦の実線を引いている。符号化処理では、デジタルコードとして“1, 1, 0, 0, 0”が出力された結果を表している。これらの図から、指が隠れることもなく、動かし易い手指動作の例に対しては複数の指を同時に動かしたときも屈伸状態が正しく判別できていることがわかる。

4.4.3 伸展状態から屈曲させる手指動作

この実験では、片手の5指を伸展状態から複数の指を同時に屈曲させる手指動作を測定する。

図4.11は、片手の5指を伸展状態から第4指（薬指）と第5指（小指）の2指を屈曲させる指動作の測定結果を示す。図4.11 (a) は手指動作を行った2指の指パターンを、同図 (b) は手指動作に伴う各指先の距離変化の測定結果とデジタルコード (“0, 0, 0, 1, 1”) の出力結果をそれぞれ表している。図から、曲げづらい薬指と小指を同時に伸展状態から屈曲動作をさせても、手指動作が正しく判別できていることがわかる。

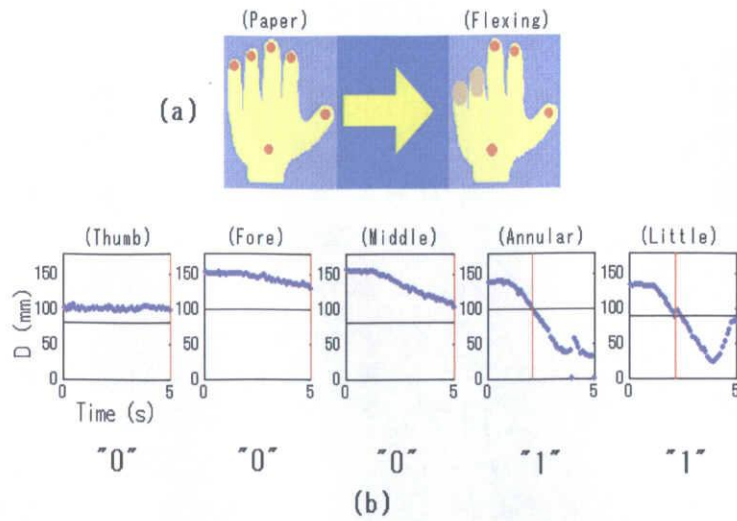


図 4.11: 2 指を屈曲させる手指動作の測定結果

4.4.4 両手での手指動作

この実験では、両手での手指動作を測定する。

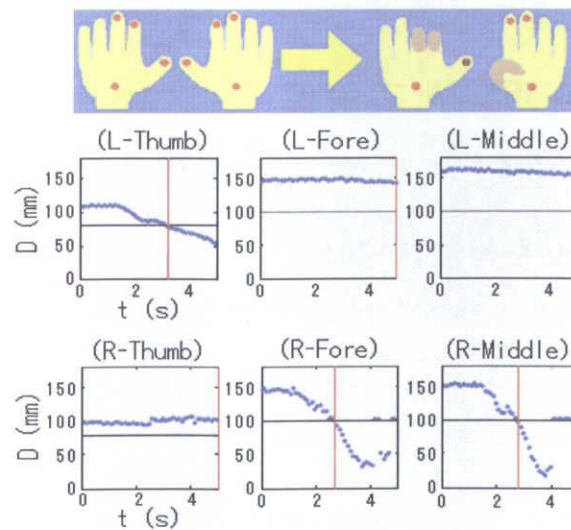


図 4.12: 両手での手指動作の測定結果

図 4.12 は、両手の手指動作を測定例を示す。測定は、左右の第 1 指（親指）、第 2 指（人差し指）および第 3 指（中指）を屈曲させる 6 指での手指動作である。図 4.12 (a) は両手で伸展状態から屈曲させる手

指動作パターンであり，同図 (b) は両手の手指動作で左右の各指先の距離変化を測定した結果とデジタルコードの出力結果を，左手 ("1, 0, 0") と右手 ("0, 1, 1") に分けて表している．図から，両手の手指動作に対しても屈伸状態が正しく判別できていることがわかる．

以上の検証実験では，2名の被験者を上向き（臥位姿勢）姿勢で測定した．この測定装置には，各発光マーカの正確な位置（3次元座標での）の検出性能が求められる．試作した装置の検出性能は，静止している発光マーカの場合に約 2 mm の平均誤差で，運動している発光マーカの場合に約 4 mm の平均誤差でそれぞれ測定できることを確かめている．さらに，本章で例示した認識率を調べた実験は，ほんの一つのパターン（指の動きのパターン）である．その他にも，多数の手指動作パターンでの測定を行ったが，いずれの場合も100%の認識率で手指動作が正しく判別できた．このように，正確な指先と基準点との距離 D_j としきい値 T_j が正確ならば，認識率がよい．それ故に，被験者が何人であろうと正確な D_j と T_j の測定ができれば，100%の認識率が得られる．なお，各指の曲げた状態と，伸ばした状態の指先と基準点との距離 D_j およびしきい値 T_j については，手指動作の符号化で述べた方法で符号化した．

4.5 手指動作を用いた応用例

手指動作による対話システムへの応用例として，つぎの①～③の動作を定義する．

- ①リセットは，全指を伸展状態にする．
- ②対話命令は，全指伸展から屈曲状態にする．
- ③選択命令は，全指屈曲状態から伸展指数で選択する．

以上の方法で，ステップ毎のメニューの選択を行えば，手指動作による対話操作が可能となる．なお，この応用例については，実用化システムを構築するためのシュミレーションである．

図4.13は手指動作による対話システムの一例を示す．この図は，生活環境の制御を選択する"セレクト"画面で，全指が屈曲状態から実行したい番号の指数を伸展させて選択する．この画面では，1指が電灯の on-off, 2指がテレビの on-off, 3指がエアコンの on-off, 4指が画面移動および5指がナースコールの選択としている．なお，提案システムでは，寝たきり者が選択しやすいように，伸展させた指数をカウント

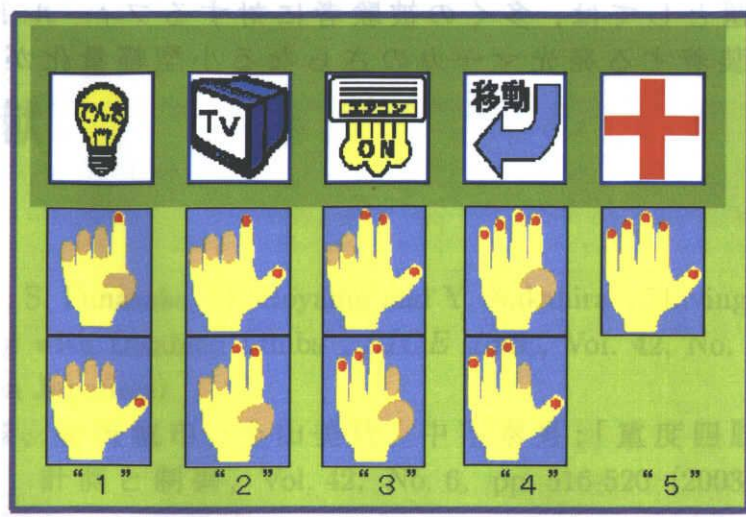


図 4.13: 手指動作による対話システムの例

する方式を用いており、全指以外では、どの指を伸ばしても指数さえ合えばよいとしている。

4.6 むすび

本章では、手話のモーションキャプチャ、遠隔マニピュレータの3Dマウスおよび寝たきり生活者の自活や対話を支援することを目的とした、ひとつの対話法として、手指動作の判別法を提案した。本提案法は、健常者、寝たきり状態でも使えると思われる身体部位で、しかも複雑な動きができる手指動作に着目し、その屈伸状態を手掌に装着した発光マーカとPSDからなるシステムで判別するものである。本提案法の有効性と実用性を検証するために、プロトタイプシステムを構築・試作して、手指動作の測定実験を行った。その結果、本方法は、手指動作の向きや姿勢にかかわらず、それらの動きが測定可能であること、全指同時、1指毎、複数指および両手での伸展状態と屈曲状態の判別が100%可能であり、その屈伸状態が”1”と”0”のデジタルコードに誤り無く変換できること、などが確認できた。

また本方法は、筋電図法[7]の特徴と比較して、1指毎だけでなく、複数指や全指同時での屈伸動作の判別が可能であるうえに、100%の認識率で判別が可能であった。

今後の課題としては、多くの被験者に対するフィールドデータの蓄積と各指に装着する発光マーカのさらなる小型軽量化が挙げられる。

参考文献

- [1] K. Tujino, S. Funasaka, M. Hoyama and Y. Nakahira : "Living Assistance for the People with Disabled Limbs", *SICE Jour.*, Vol. 42, No. 6, pp. 516-520 (2003) (in Japanese)
辻野克彦, 船坂誠市, 小山美代, 中平泰男 : 「重度四肢障害者の生活支援」, 計測と制御, Vol. 42, No. 6, pp. 516-520 (2003) .
- [2] 伊福部達 : 「感覚代行方式」, *ME誌*, Vol. 13, No. 2, pp. 8-13 (1999) .
- [3] 富田 豊 : 「環境制御装置」, *ME誌*, Vol. 13, No. 2, pp. 14-19 (1999) .
- [4] H. Fukui, T. Murai, A. Katoh, K. Kobuchi and Y. Fukui : "Development of a Non-Wearing Type of Pupillography and Its Application", *JSMBE Trans.*, Vol. 41, No. 1, pp. 18-24 (2003-3) (in Japanese)
福井裕輝, 村井俊哉, 加藤綾子, 小淵寛太, 福井康裕 : 「非装着型瞳孔計の開発とその応用 — 断眠時の瞳孔パラメータへの影響 —」, 生体医工学, Vol. 41, No. 1, pp. 18-24 (2003-3) .
- [5] N. Kanou, M. Inoue, Y. Kobayashi, T. Kawamura and K. Nakashima : "Detection of the eye-focused character on moving syllabary by Neural Network for ALS patients", *IEEJ Trans. EIS*, Vol. 122-C, No. 5, pp. 744-752 (2002) (in Japanese)
加納尚之, 井上倫夫, 小林康浩, 川村尚生, 中島健二 : 「ALS患者のためのニューラルネットワークを用いた文字盤の移動による注視文字の検出」, 電気学会論文誌C, Vol. 122-C, No. 5, pp. 744-752 (2002) .
- [6] S. Igi, R. Watanabe and S. Lu : "Synthesis and Editing Tool for Japanese Sign Language Animation", *IEICEJ Trans. D-I*, Vol. J84-D-I, No. 6, pp. 987-995 (2001-6) (in Japanese)
猪木誠二, 渡辺錬士, 呂 山 : 「手話アニメーション作成・編集ツール」, 信学論D-I, Vol. J84-D-I, No. 6, pp. 987-995 (2001-6) .

- [7] T.Terado, O.Fujiwara : "A Method of Recognizing Finger Flexing Motion Using Muscle Action Potential Waveform", Proc. ISA and IEEE Conf. SIcon/04, InterContinental Hotel, New Orleans, USA, pp. 195-198 (2004) .
- [8] 寺戸敏彦, 藤原 修:「手指動作の3次元軌跡を用いた認識法」, 平成15東海連合大, No. 677, pp. 339 (2003) .
- [9] 例えば, 出口光一郎:「講義;コンピュータビジョン —グラフィックスのための射影幾何学[IV]—」, 計測制御, Vol. 30, No. 3, pp. 241-246 (1991) .
- [10] 出口光一郎:「画像と空間 —コンピュータビジョンの幾何学—」, 昭晃堂, pp. 83-152 (1991) .
- [11] 佐藤 淳:「コンピュータビジョン —視覚の幾何学—」, コロナ社, pp. 118-160 (1999) .
- [12] 井口征士, 佐藤宏介:「3次元画像計測」, 昭晃堂, pp. 91-99 (1990) .
- [13] T. Hasegawa, K. Nakagawa and K. Murakami : "Collision-Free Path Planning of a Telerobotic Manipulator based on Swept Volume of Teleoperated Manipulator", *JRSJ*, Vol. 22, No. 4, pp. 515-518 (2004-5) (in Japanese)
長谷川勉, 中川公輔, 村上剛司:「遠隔マニピュレータの作業空間構造獲得と障害物回避動作計画」, 日本ロボット学会誌, Vol. 22, No. 4, pp. 515-518 (2004-5) .
- [14] Xudong Zohang, Sang-Wook Lee, Peter Braido : "Determinin finger segmental centers of rotation in flexion-extension based on surface marker measurement", *Journal of Biomechanics*, Vol. 36, pp. 1097-1102 (2003) .
- [15] T. Terado and O. Fujiwara : "A Method for Recognizing State of Finger Flexure and Extension", *IEEJ Trans. EIS*, Vol. 124, No. 12, pp.2414-2420 (2004) (in Japanese)
寺戸敏彦, 藤原 修:「手指の屈伸状態を判別する一方法」, 電気学会論文誌C, Vol. 124, No. 12, pp.2414-2420 (2004) .

第5章 リハビリ診断を目的とした椅子座位からの立ち上がり動作の多面測定

5.1 まえがき

身体障害者や高齢者らを対象にしたリハビリの分野においては、日常生活での歩行支援，移乗動作での介護技術の向上や治療効果を診断する目的で、日常動作で最も頻繁に行われている基本動作を力学的に解析し、身体機能や運動能力の評価が行われている[1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9]. 一方、上述分野の研究では、椅子座位からの立ち上がり動作を基本的動作として、この場合の動きを映像で捉えたり、あるいは床反力計で重心の移動として測定し、その大きさや動作パターンを椅子の高さとの関係において比較するといった運動力学的な分析方法が用いられている[10, 11, 12, 13, 14, 15, 16]. 例えば、1985年、Burdett et al.は、2種類の高さの椅子に対して16mmカメラと床反力計を用いて身体動作を測定し、低い椅子からの動作では、股関節・膝関節のモーメントおよび角度が増大することを明らかにしている[13]. 1988年米田らは、4種類の高さの椅子に対して床反力計を用いた身体動作の測定から、椅子の高さの低下により垂直分力が増大することを示した[14]. 1994年臼田らは、5種類の高さの椅子に対する床反力計の測定から、椅子の高さと足の位置を比較し、関節角度および動作速度の変化を示している[15]. 1996年星らは、1歳から4歳の小児を対象とした立ち上がり動作をVTRに記録する測定法で、動作時間分析から年齢に対する運動パターンの変化を報告した[16]. 以上の研究においては、ヒトの立ち上がり動作が体位変換をともなった3次元の動きであるにもかかわらず、そのことを考慮した測定や分析がなされていない.

本章では、椅子座位からの立ち上がり動作を全方位からの身体動作の3次元軌跡と床反力との同時測定で多面的に捉える測定法を提案する. 即ち、身体動作の3次元軌跡は、身体各部位に装着した発光マー

カの3次元座標（前後・上下・左右）の動きとして測定し，床反力計で身体動作にともなう加重変動と重心動揺を測定する．前者については，例えば，2個連結した発光マーカで関節角度（屈曲-伸展）の動きが測定され，体の両側部分の装着マーカでは運動動作での身体の振れや対称性，回転動作などがそれぞれ測定される．さらに身体動作の3次元軌跡と加重変動とから力学的エネルギーが算出でき，これによって身体動作の負担度が定量的に評価できる．本章では，以上の多面測定を可能とするプロトタイプ装置を試作し，椅子座位からの立ち上がり動作を椅子の高さとの関係において測定・分析することでリハビリ診断を目的とした本提案法の有効性を示す．

5.2 測定装置

本章では，椅子座位からの立ち上がり動作の3次元測定に用いる発光マーカの取付位置と，発光マーカ位置の3次元測定装置と床反力計とで構築したハードウェアの構成について述べる[17, 18, 19]．

5.2.1 発光マーカの取付位置

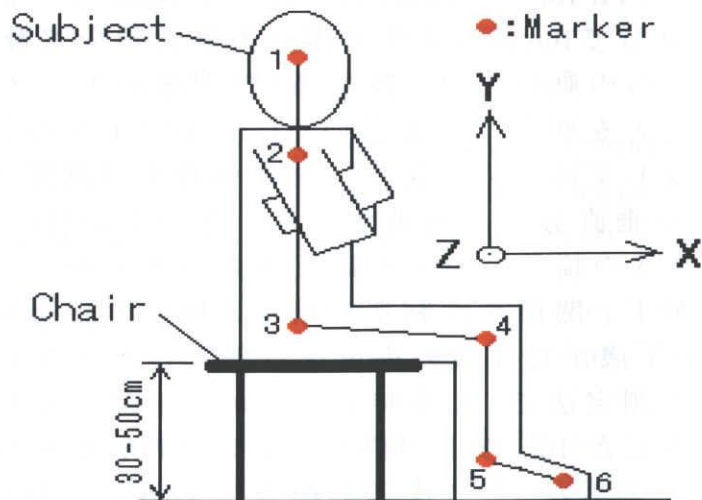


図 5.1: 椅子座位からの立ち上がり動作に対する3次元追跡マーカの取付部位

立ち上がり動作は，発光マーカを身体の頭部からつま先の各部に取

り付け, 前後の動き (x 軸方向), 上下の動き (y 軸方向) および左右の動き (z 軸方向) を PSD 対 (後述) で立体視した 3 次元座標の軌跡として測定する. ヒトの身体運動は, 頭部 (Head), 体幹 (Trunk), 大腿 (Femur), 下腿 (Curs) および足 (Foot) のセグメント (上肢部分は除く) に分割して測定する. ここではセグメントの動きを, 身体に取り付けた発光マーカの軌跡として測定する. 図 5.1 は椅子座位からの立ち上がり動作を測定するための発光マーカの取り付け部位を示す. ここでは, 図に示すように上から 1 : 頭部 (Head), 2 : 肩関節 (Shoulder), 3 : 股関節 (Hip joint), 4 : 膝関節 (Knee joint), 5 : 足関節 (Ankle joint) および 6 : つま先 (Toe) を取り付け部位に選んでいる.

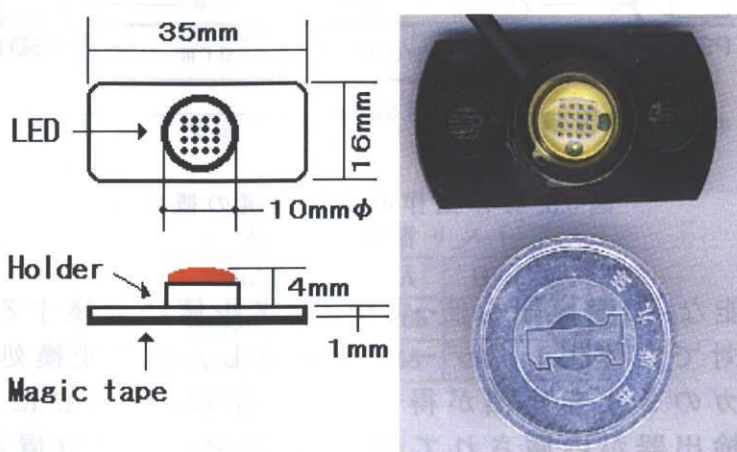


図 5.2: 試作した発光マーカの外観図

図 5.2 は試作した発光マーカの外観図を示す. 発光マーカには, 透視する距離が長くなっても測定可能な高輝度タイプの赤外線発光ダイオード (浜松フォトニクス製) を用い, 図に示すサイズの小型軽量のホルダーに入れて取り付け. 発光マーカは, 接続ケーブル約 5 m を含めても約 40g と軽量であり, 身体への装着には, 両面テープや面ファスナーを用いている.

5.2.2 ハードウェアの構成

図 5.3 は身体運動を 3 次元測定するための測定環境の概要図を示す. 発光マーカの動きは, 測定空間の四隅に配置した 4 台の PSD (図中の PSD 1 ~ PSD 4 で示す) で計測し, そのデータを同時サンパ

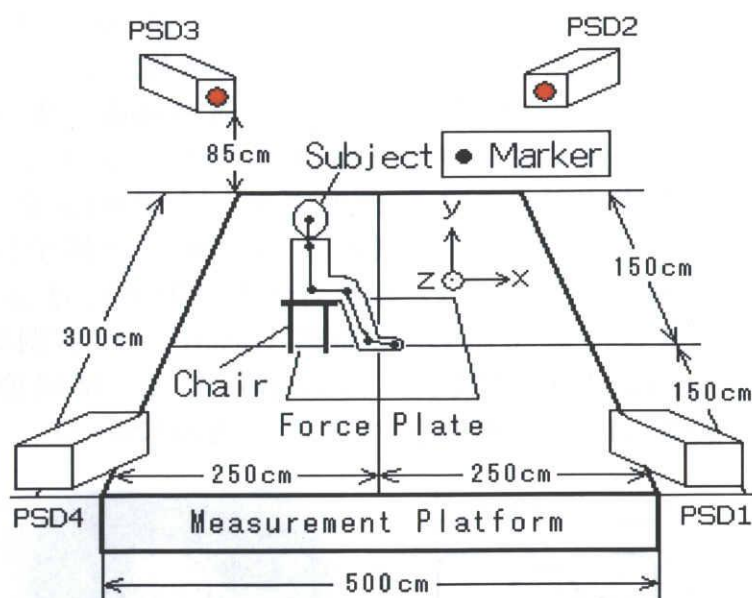
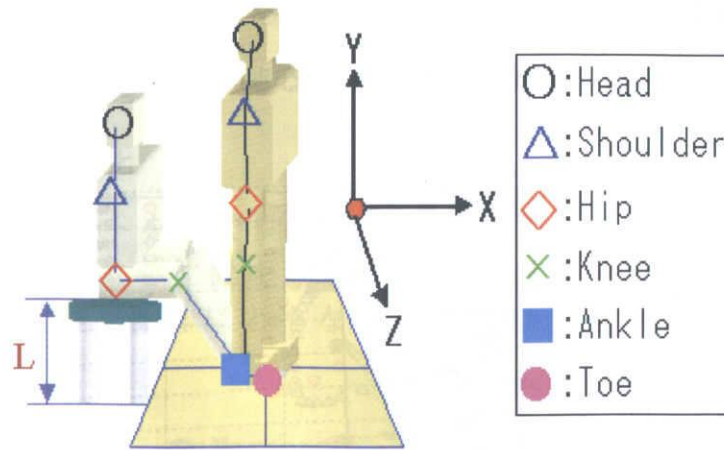


図 5.3: 身体動作の測定環境の概要図

リングが可能なAD変換器を使ってデジタル値に変換する。その後、左右のPSD対で立体視したデータを合成し、透視変換処理[17]を行えば発光マーカの3次元座標が得られる。なお、PSDには、半導体の2次元位置検出器が内蔵されており、発光マーカの位置がカメラ座標(フィルム面での座標を表す)が2次元電圧値(X - Y 座標の最大値 $=\pm 5V$)で出力される。さらに、床反力計は、測定台の中央部分に一辺が60cmの正方形に配置した荷重変換器(抵抗歪み型、最大荷重100kg、共和電業製)の上に強化ガラス製の力板(縦 \times 横 \times 厚み $=700\times 700\times 20$ (mm)のサイズ)を乗せて検出部を構成している。荷重変換器のコントローラでは、最大荷重の100kgで $+5V$ の電圧信号が出力される。その信号は、AD変換器を使ってデジタル値に変換され、加重変動と重心動揺を求めている。データ収集では、椅子座位からの立ち上がり時間を考慮して、サンプリング周波数を10Hz、測定時間を5秒間に設定している。



L: Height of chair (30, 40, 50cm)

図 5.4: 椅子座位からの立ち上がり動作の測定条件

表 5.1: 被験者リスト

Subject	A	B	C
Height (cm)	165	167	166
Weight (kg)	58	52	53

表 5.2: 測定条件

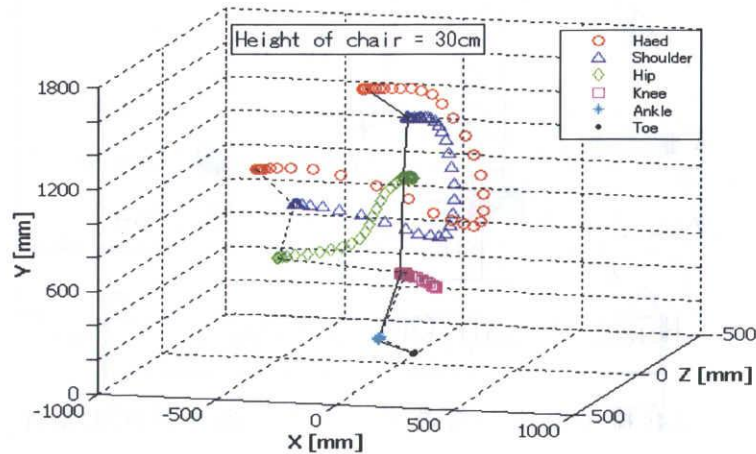
Condition	(a)	(b)	(c)
Height of chair (cm)	30	40	50
Weight of load (kg)	0	0	0

5.3 立ち上がり動作の多面測定

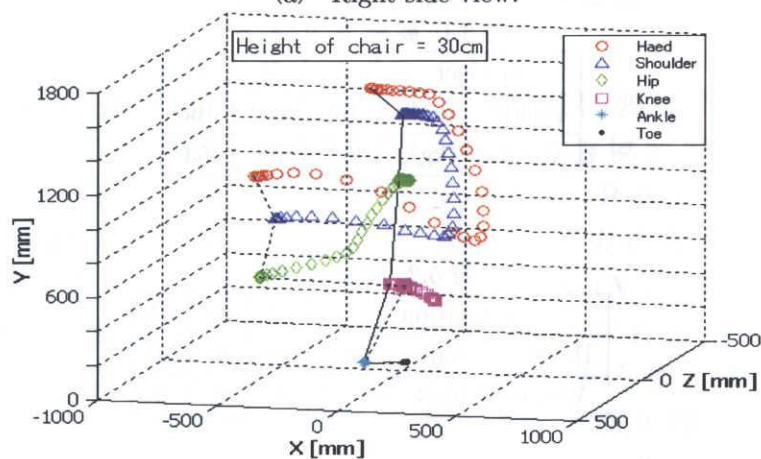
本章では前章で述べた試作装置で椅子座位からの立ち上がり動作を多面的に測定する。図5.4は立ち上がり動作の測定状況を示す。被験者リストを表5.1、測定条件を表5.2にそれぞれ示す。被験者には、健常者(20~21歳の男性3名)を選んで、本研究の意義や実験内容を説明し、了解を取った後に測定を行った。測定では、立ち上がり動作を表5.2で示すように、椅子座面の高さを30cm,40cmおよび50cm、身体負荷を無負荷にそれぞれ設定して行った。

5.3.1 3次元軌跡

立ち上がり動作は，上体を前傾させる動作から身体を伸展させる動きである。



(a) Right side view.



(b) Left side view.

図 5.5: 身体運動の測定結果

図5.5は，椅子座面の高さ30cmで，身体負荷が0kgのときの被験者Aに対する立ち上がり動作を左右の両サイドから測定した結果の一例を示す．この図は，身体の移動軌跡を，x軸（前後方向），y軸（上下方向），z軸（左右方向）の3次元で表示したモーションピクチャーである．図から，立ち上がり動作では，頭部，肩関節，股関節の上半身が大きく前傾した後に上昇移動しているのに対して，下半身の膝関節，

足関節，つま先の部位ではあまり移動変化が起こっていないことがよくわかる。

5.3.2 関節角度変化

身体のセグメントを繋ぐ関節では，接合する角度（関節角度）を変える方法で，体の重心位置を制御して身体運動を発生させている．ここでは，立ち上がり動作にともなう下肢関節での角度変化を3次元軌跡から求める．

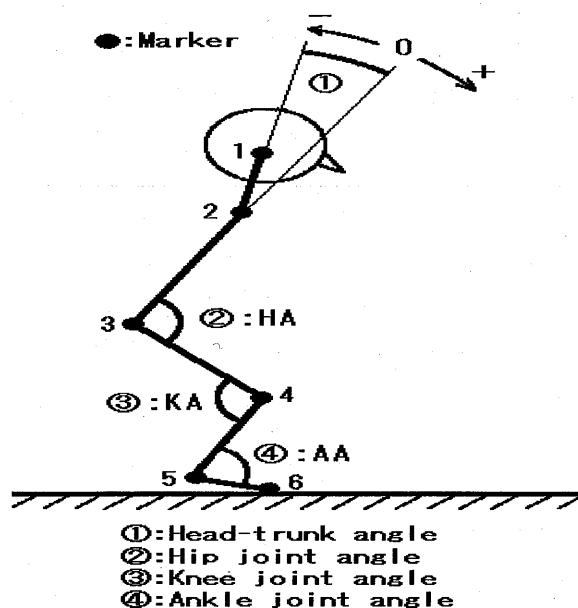


図 5.6: 関節角度の定義

図 5.6 は関節角度の定義を示す．身体の基本矢状面（ $x - y$ 軸平面）から算出する関節部位を上部から順に，①頸部（Head-trunk），②股関節（Hip joint），③膝関節（Knee joint）および④足関節（Ankle joint）として表す．その関節の動きは，つぎのように定義する．①頸部では，体幹（肩と腰の連結マーカ）を結んだ直線を基準に，頭の発光マーカがこれより前方にあれば前傾，後方にあれば後傾とする．②股関節では，体幹と大腿（腰と膝の連結マーカ）を結んだ直線とのなす角度が減れば屈曲，増えれば伸展とする．③膝関節では，大腿と下腿（膝と踝の連結マーカ）を結んだ直線とのなす角度が減れば屈曲，増えれば伸展とする．④足関節では，下腿と足部（踝とつま先の連結マーカ）を結

んだ直線とのなす角度が減れば背屈，増えれば底屈とする。

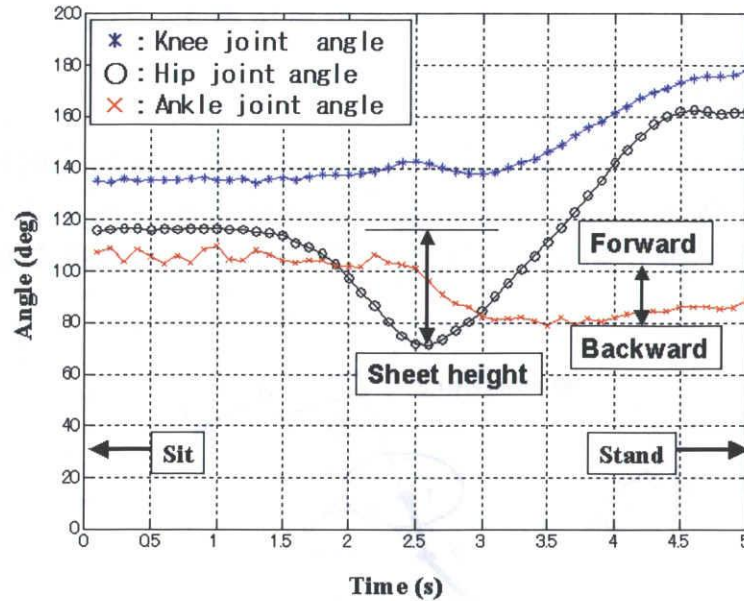


図 5.7: 関節運動の解析結果

図 5.7 は、被験者 A の立ち上がり動作にともなう 3 次元軌跡から関節角度の変化を測定した結果の一例を示す。この図では、股関節、膝関節および足関節での変化を表している。さらに、この結果では、図中に示した矢印でつぎのこともわかる。足関節の曲線では、立ち上がり動作時の足の位置 (Forward: 前方; Backward: 後方) がわかり、股関節の曲線では、椅子座面の高さの状態 (長い場合が低い; 短い場合が高い) がわかる。

5.3.3 相区分

立ち上がり動作は、体幹部が前傾する屈曲期 (I 相)、臀部が持ち上がる上昇期 (II 相)、身体が上下に伸びる伸展期 (III 相) の三つの相 (Phase) に区分することができる。立ち上がり動作に対する各セグメントの動きとそれに対応した相区分を図 5.8 に示す。図からわかるように、屈曲期で股関節の屈曲開始から頭部が前傾し臀部がもち上がる直前までの期間を I 相、上昇期で臀部の上昇開始から足関節の背屈が最大になるまでの期間を II 相、伸展期で足関節の背屈が最大の状態から股関節の伸展が終了するまでの期間を III 相にそれぞれ対応させれば、

身体動作の3次元軌跡から相区分を抽出できる。

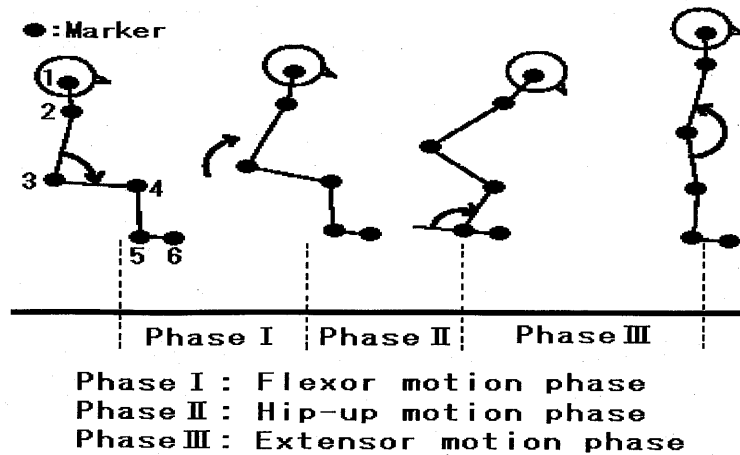


図 5.8: 立ち上がり動作に対する各セグメントの動きと相区分の対応

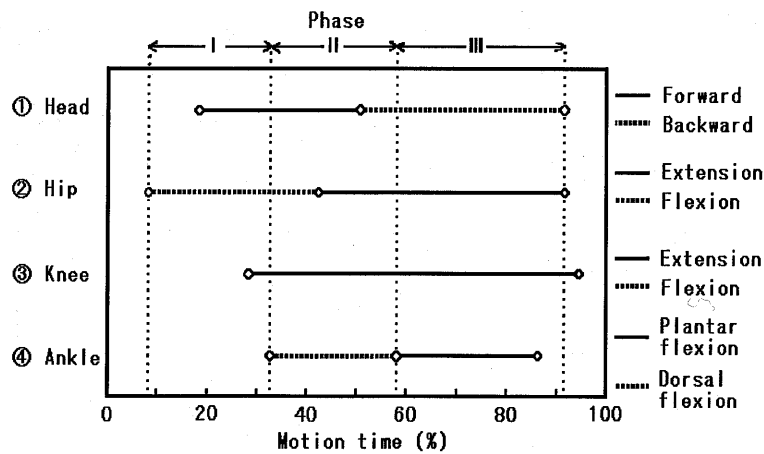


図 5.9: 立ち上がり動作の相遷移図

図5.9は、被験者Bの立ち上がり動作に対する股関節の動作開始から終了までの経過時間 (t_m) を示す。図では動作区間を確実に表示するため t_m の前後10%を加えた動作時間 ($\%t_m$) で正規化して関節の屈伸状態を表している。図中の縦軸方向の4本の点線は立ち上がり動作の相区分を、横軸方向の実線と点線は各関節部位の前傾-後傾、屈曲-伸展および底屈-背屈をそれぞれ表している。また、白丸 (○) 印は関節動作の開始位置と終了位置を示している。つまり、この図では、頭

(head-trunk) の動きを横軸方向の実線で後方移動として、点線では前方移動としてそれぞれ表している。さらに、股関節 (hip joint) と膝関節 (knee joint) の動きについては、横軸方向の点線で屈曲動作を、実線では伸展動作をそれぞれ表している。足関節 (ankle joint) の動きについては、横軸方向の点線で背屈動作を、実線では底屈動作をそれぞれ表している。

5.3.4 対称性

身体動作の3次元軌跡から左右の対称性が確認できる。被験者の左右の両体側に発光マーカを装着して、立ち上がり動作を3次元軌跡で測定した。被験者Aに対する測定結果を図5.10に示す。

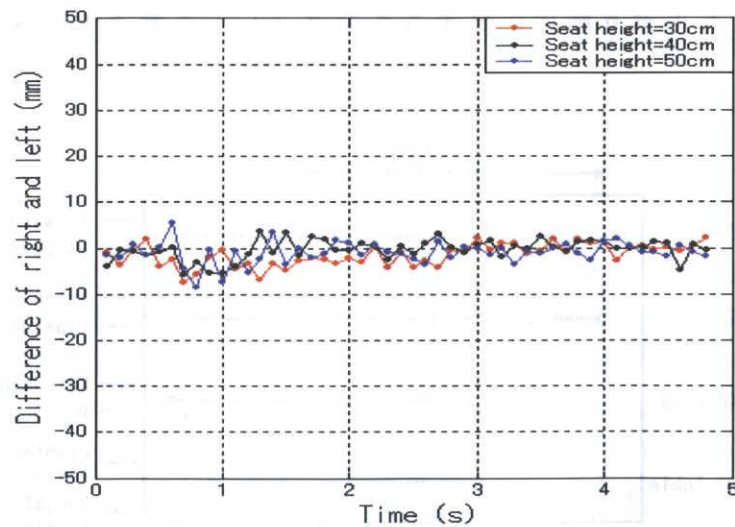


図 5.10: 立ち上がり動作の左右差

図5.10は、椅子の座面高さを30cm,40cmおよび50cmに変化させた場合の左右差の測定結果を示す。この結果から立ち上がり動作での左右差の積分値（以後は左右差値と略記する）を算出し、3人の被験者に対する左右差値を表5.3に纏めて示す。図5.10では、上体が前傾を始めて最前傾になり、ヒップが上昇し始めるまでに、左右差値に動きが現れ最大±10mm程度の大きさであることがわかる。また、椅子座面の高さを30cm,40cmおよび50cmと変化させた場合の左右差値は、表5.3から、座面の高さが低いほど大きくなると思っていたが、そのような結果は

観察できなかった。このことから、立ち上がり動作時のふらつきにより、左右差値が大きくなったものと推察する。

表 5.3: 立ち上がり動作での左右差の積分値

Height	30cm	40cm	50cm
A	-88.5	-107.4	-104.1
B	-57.1	-60.4	-304.1
C	-75.7	-19.5	-54.2
Avg.	-73.8	-62.4	-154.1

5.3.5 加重変動

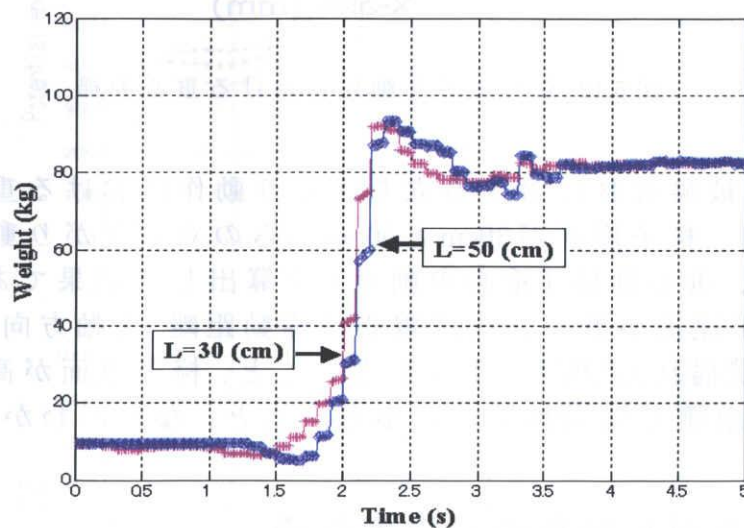


図 5.11: 立ち上がり動作における加重変化

図 5.11 は、被験者 B に対する立ち上がり動作での床反力から求めた加重変化を示す。この図は、椅子座面が 30cm と 50cm からの立ち上がり動作を床反力計で測定し、加重変化の成分を算出した結果である。この結果から、椅子座面の高さの変化では、立ち上がりの動作時間に違いがみられる。椅子座面が低い (30cm) 場合は時間をかけてゆっく動作していること、高い (50cm) 場合には動作の開始と終了時に振動現象が生じる速さで動作していること、などがわかる。

5.3.6 重心動揺

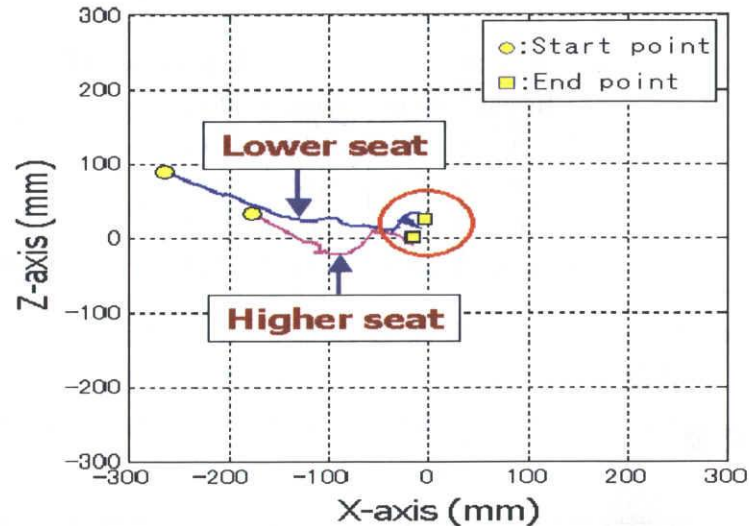


図 5.12: 立ち上がり動作における重心動揺

図5.12は、被験者Bに対する立ち上がり動作における重心動揺を示す。この図は、椅子座面が30cmと50cmからの立ち上がり動作を床反力計で測定し、重心動揺（重心の動き）を算出した結果である。この結果から、椅子座面が低いときは重心の移動距離（X軸方向）が長くなっているが、横揺れ（Z軸方向）は小さいこと、椅子座面が高い場合には重心の移動距離も横揺れも共に小さいこと、などがわかる。

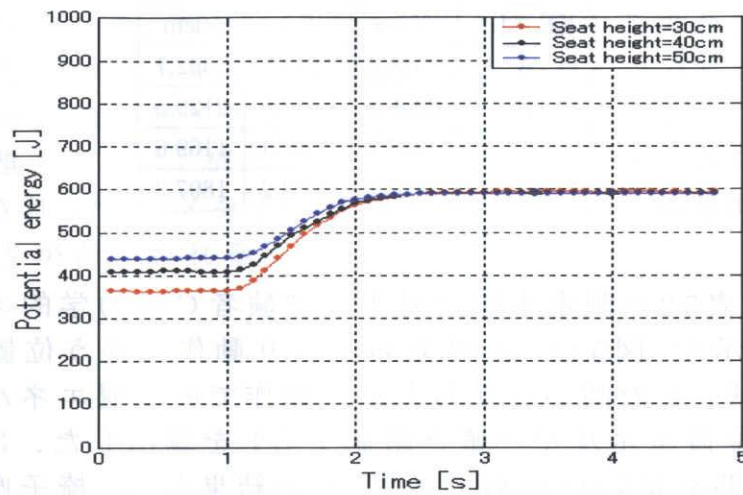
5.4 立ち上がり動作の負担度評価

本章では、前章の立ち上がり動作に対する肉体的な負担度を、被験者の質量中心の3次元軌跡と加重変化とから算出した力学的エネルギーで定量的に評価する。身体動作に対する力学的エネルギーには、位置エネルギー（Potential Energy, 以後PEと略記）と運動エネルギー（Kinetic Energy, 以後KEと略記）があり、それらは

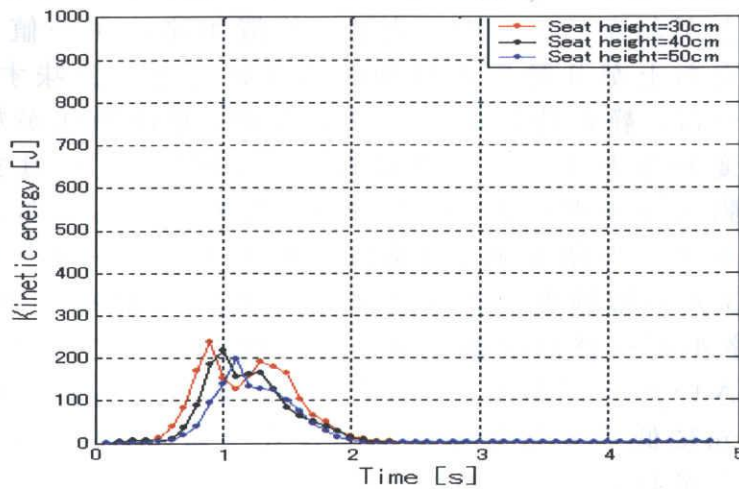
$$PE = mgh \quad (5.1)$$

$$KE = \frac{1}{2}mv^2 \quad (5.2)$$

で与えられる．ここで，(5.1)，(5.2) 式の m は被験者の質量 (kg)， g は重力加速度 (9.8m/sec^2)， h は被験者の立ち上がり動作に伴う身体の上下移動 (m)， v はその移動速度 (m/s) である．本章では被験者の上半部 (頭部から股関節部位での上半身) に注目し，股関節部位の上下移動を h および股関節部位の移動速度を v として，これらは 3 次元軌跡から求め，位置エネルギーと運動エネルギーを算出した．なお，被験者の質量 m は床反力計による加重変化の定常値から求めた．被験者 C に対する力学的エネルギーの算出結果の一例を図 5.13 に示す．



(a) Potential energy.



(b) Kinetic energy.

図 5.13: 力学的エネルギーの計算結果

表 5.4: 立ち上がり動作での位置エネルギー値

PE (J)	30cm	40cm	50cm
A	25872	26771	25871
B	23916	23787	25133
C	24918	25521	26004
Avg.	24902	25359	25669

表 5.5: 立ち上がり動作での運動エネルギー値

KE (J)	30cm	40cm	50cm
A	2558.4	2354.5	2392.7
B	2906.8	2337.8	2129.5
C	1817.9	1467.4	1169.6
Avg.	2427.7	2053.2	1897.3

図5.13は、表5.2の測定条件に対する被験者Cの力学的エネルギーの算出結果を示す。図5.13 (a) は立ち上がり動作に伴う位置エネルギーの変化であり、この図から立ち上がり動作での位置エネルギーの積分値（以後は位置エネルギー値と略記する）を算出した。3人の被験者に対する結果を表5.4に纏めて示す。この結果から、椅子座面の高さを50cmから30cmに低くすると位置エネルギー値は、平均で1.28倍しか増加しないことがわかる。このことは、位置エネルギー値は、高い椅子座面からの立ち上がり動作のほうが小さいことを意味する。一方、運動エネルギーは、静止時にはゼロであるが、身体動作が加速期間から減速期間に変わるときにピークに達する。図5.13 (b) は立ち上がり動作に伴う運動エネルギーの変化であり、この図から立ち上がり動作での運動エネルギーの積分値（以後は運動エネルギー値と略記する）を算出した。3人の被験者に対する結果は表5.5に纏めて示す。この表から、運動エネルギー値は位置エネルギー値に比して約10分の1となり桁違いに小さいことがわかる。また、この場合でも椅子座面の高さを50cmから30cmに低くすると運動エネルギー値は、平均で0.97倍しか増加しないことがわかる。このことは、低い椅子座面からの立ち上がり動作のほうが大きいことを意味する。

5.5 むすび

本章では，リハビリ訓練の効果を診断・評価する目的から，全方位からの身体動作の3次元軌跡と床反力との同時測定で椅子座位からの立ち上がり動作の多面測定法を提案した．プロトタイプシステムを実際に構築し，椅子座面の高さが30cm,40cmと50cmに設定して椅子座位からの立ち上がり動作を3名の被験者に対して多面的に測定した．その結果，全方位からの身体動作と床反力との同時測定のデータから，3次元軌跡，関節角度変化，動作の相区分と対称性，加重変化，重心動揺が検出でき，さらには身体動作の質量中心の3次元軌跡と加重変化から力学的エネルギーが算出でき，これによって立ち上がり動作の負担度を定量評価できた．

今後の課題としては，構築したプロトタイプシステムの臨床への応用と，測定されたデータをデータベース化して，自動診断システムに拡張することがあげられる．

参考文献

- [1] 田村俊世:「高齢者支援の計測と制御」, 計測と制御, Vol.40, No.5, pp.331-336 (2001) .
- [2] 戸川達男:「高齢化社会におけるBME技術の役割」, 医用電子と生体工学, Vol.14, No.2, pp.3-7 (2000) .
- [3] 土肥健純:「日常生活活動(A DL)の支援システムの現状と今後」, 医用電子と生体工学, Vol.14, No.2, pp.53-58 (2000) .
- [4] 山越憲一, 田中志信:「高齢者支援のためのセンサ技術」, 計測と制御, Vol.40, No.5, pp.343-350 (2001) .
- [5] 斎藤之男:「介助用ロボットによる障害者・高齢者支援技術」医用電子と生体工学, Vol.12, No.8, pp.69-78 (1998) .
- [6] 福井康裕, 舟久保昭夫:「移動・移乗支援システムの開発の現状と今後」, 医用電子と生体工学, Vol.14, No.2, pp.46-52 (2000) .
- [7] 垣本 映:「高齢者の移動支援のための制御技術」, 計測と制御, Vol.40, No.5, pp.357-362 (2001) .
- [8] 志村孚城:「高齢者とコミュニケーション技術ー在宅ケアを中心にしてー」, 計測と制御, Vol.40, No.5, pp.363-367 (2001) .
- [9] 渡邊高志, 星宮 望:「高齢者の自立のための機能的刺激(FES)」, 計測と制御, Vol.40, No.5, pp.373-378 (2001) .
- [10] Elizabeth R Ikeda, Margaret L Schenkman, Patrick O Riley, W Andrew Hodge: Influence of Age on Dynamics of Rising from a Chair, Physical Therapy, Vol.71, No.6, pp.473-481 (1991) .
- [11] M. G. Pandy, B. A. Garner, F. C. Anderson: Optimal Control of Non-ballistic Muscular Movements: A Constraint-Based Performance Criterion for Rising From a Chair, Journal of Biomechanical Engineering, Vol.117, No.2, pp.15-26 (1995) .

- [12] Elisabetta Papa, Aurelio Cappozzo : Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects, *Journal of Biomechanics*, Vol.33, No.9, pp.1113-1122 (2000) .
- [13] Burdett RG, etal : 「Biomechanical comparison of rising from two types of chairs」, *Phys Ther*, Vol.65, pp.1177-1183 (1985) .
- [14] 米田稔彦, 井上 悟, 河村廣幸, 小柳磨毅, 木村 朗, 林 義孝, 川端秀彦, 広島和夫:「立ち上がり動作の床反力による分析」, *運動生理*, Vol.3, No.2, pp.101-108 (1988) .
- [15] 臼田 滋, 山路雄彦:「立ち上がり動作における運動学的分析 — 椅子の高さによる影響—」, *運動生理*, Vol.9, No.4, pp.187-192 (1994) .
- [16] 星 文彦:「小児の椅子からの立ち上がり動作パターンの発達の推移」, *理学療法学*, Vol.23, No.5, pp.285-290 (1996) .
- [17] 寺戸敏彦, 藤原 修:「立ち上がり動作の3次元分析法」, 2003年電子情報通信学会基礎・境界ソサイエティ大会, A-18-2, pp.197 (2003) .
- [18] S. Tamura and T. Terado : "An analyzing of the body motion and the center of gravity in squat", *J.J.C.B.*, Vol. 19, pp.493-497 (October-1998) (in Japanese)
田村 創, 寺戸敏彦:「Squat時の身体動作と重心動揺の分析法について」, *日本臨床バイオメカニクス学会*, Vol. 19, pp. 493-497 (10-1998) .
- [19] T. Terado and O. Fujiwara : "Measurement of the Standing-up Motion from a Chair Using a Luminous Marker System", 2004 IEEE International Workshop on Biomedical Circuits & Systems, Marina Mandarin Hotel, Singapore, pp.S2.1.9-S2.1.12 (December-2004) .

第6章 Squat時の身体動作と重心動揺の 分析法について

6.1 まえがき

ヒトの身体動作に関する研究は、医学分野をはじめとして工学分野でも数多く行われている。その目的は様々であるが、近年のコンピュータ技術のめざましい発展により、ヒトの運動を質点の時間・空間的变化としてとらえる3次元動作分析法を用いた研究が盛んに行われるようになってきている[1, 2]。筆者もまた、ヒトの運動を定量的に評価し、力学的な分析をすることによって、臨床学的にも有用な情報を得る事を目的とした研究を進めている。現在、ヒトの機能動作の測定方法としては、身体各関節部位に電球や反射板などのマーカを取り付け、それをビデオカメラで画像記録した後、コンピュータ画像処理によるマーカ座標位置の検出を行う方法が主に用いられている。このことから筆者は、身体各部位に赤外線発光ダイオードで作られた発光マーカを取り付け、その動きを2台の光スポット計測装置（以後はポジションセンサ略記する）を使って検出した2次元座標から高精度に3次元軌跡を検出するプロトタイプシステムを構築し、様々な身体動作の測定結果を得ている[3]。しかしながら、ヒトの身体運動は各関節部位での3次元動作と重心の移動制御を伴った運動とみなせば、3次元動作分析だけではその運動の様子をとらえることはできなかった。本章では、Squat運動を対象に、身体部位の動きを検出した3次元座標データと、重心動揺データとの同時計測を可能とする複合データ解析システムの構成例と有効性を示す。

6.2 装置

6.2.1 複合データ解析システム

図6.1はSquat運動を対象とした解析システムの構成例を示す。同システムは、3次元位置検出装置と重心動揺測定装置を共通のトリガ信号によって制御し、そこからの出力信号を差動入力型のA/D変換器を用いて同期計測できるように構成している。

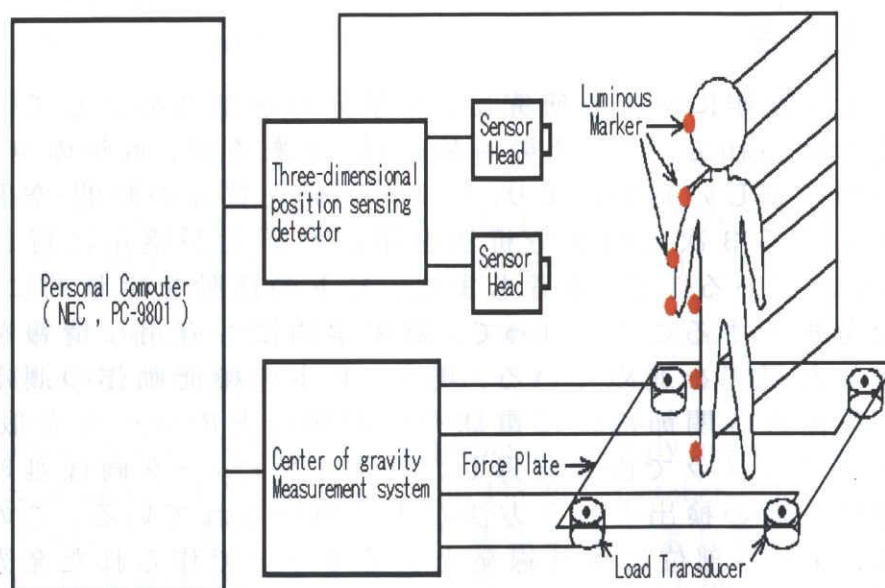


図6.1: 解析装置のブロック構成図

なおシステムの制御には現在広く普及している汎用Personal Computerを使用している。以下の(1)(2)に装置の性能を示す。

(1) 制御用Computer: 32BIT, クロック周波数16MHz CPU (Intel 80486型)のPersonal Computer (PC-9801FA, NEC製)を使用している。

(2) A/D変換モジュール: A D Cモジュール (AD12-16RT, コソテック製)はPersonal Computerの拡張スロットに挿入実装して, 外部から入力される0~10Vアナログ信号を12bitのデジタル信号に高速で変換する装置である[4]。

データ取り込み時間の制御は, このA D Cモジュールに内蔵されたProgramable Timerを使い周期的に行っている。なお, データ計測のサンプリング周波数は50Hzに設定している。

6.2.2 3次元位置検出装置

図6.2に3次元位置検出装置のブロック構成図を示す。

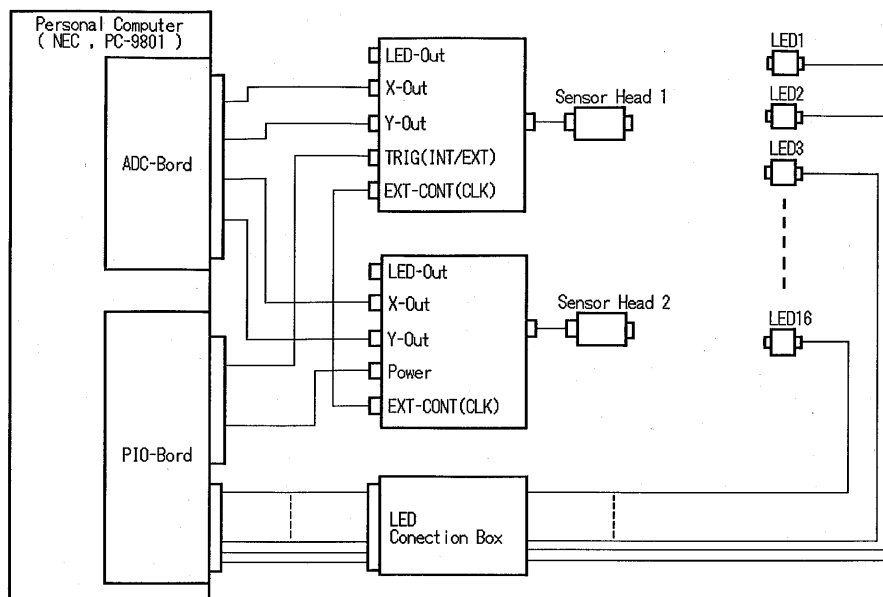


図 6.2: 3次元動作解析システムのブロック構成図

本システムは、身体各部位に取り付けるターゲットに赤外線発光ダイオードで作られた発光マークを用い、その点灯位置を2次元座標で検出できるポジションセンサを2台配置して計測している。各ポジションセンサからの点灯位置の座標データは、X座標およびY座標として $-5V \sim +5V$ の範囲の電圧値に変換されて出力される。その出力は、ADCモジュールを介してデジタル信号に変換されPersonal Computerに入力される。また本システムは、1点ターゲット用の2次元位置検出装置2台をPersonal Computerの外部トリガで同期させ計測を行うことで、発光マークの3次元位置検出を可能にしている。さらに、16個の発光マークを順次発光させることにより、多点ターゲットの3次元位置計測を可能にしている。なお、左右一対で計測した2次元座標データから3次元座標データへの変換は射影幾何学を応用して行った[5, 6, 7]。以下の(1)～(4)に各要素の特徴について述べる。

(1) 赤外線発光ダイオード: 直径5mmの中に16個のLEDを縦×横(4×4)に配置した2次元配列型赤外線発行ダイオードを発光マークとして使用し、遠方計測(Max 5m)を可能にしている。

(2) 半導体位置検出素子: スポット光の入射位置を電圧値に変換した2次元座標として得られる半導体デバイスである。

(3) 光スポット計測装置 (ポジションセンサ): 2次元の半導体位置検出素子を使用したセンサヘッド (Sensor Head) とコントローラ (Controller) とで構成されている。コントローラは外部トリガ信号を受けることによりパルス電圧を出力しLEDを点灯させている。その点灯と同期して、その位置をセンサヘッドで計測し、コントローラから2次元座標電圧として出力している [8]。

(4) P I Oモジュール: Personal Computerの拡張スロットに挿入実装して使用する。8 bitの平行信号を双方向で入出力可能である。本モジュールは、点灯させるLEDの選択や2台のポジションセンサを同期して駆動させるための外部トリガ信号を出力している [9]。

6.2.3 重心動揺測定装置

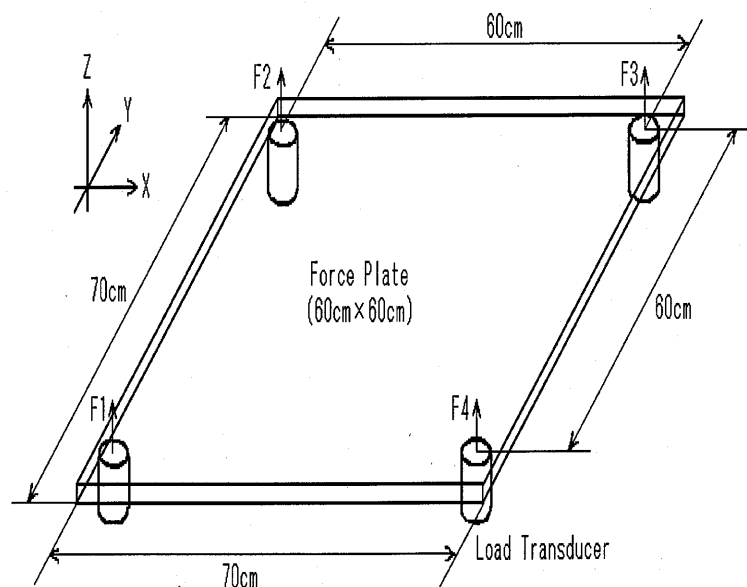


図 6.3: 重心動揺測定装置

重心動揺測定装置は、図6.3に示した構成図のように、フォースプレート (強化ガラス製, 1辺 70 cm 正方形, 厚み 2 cm) とその下 1 辺 60 cm 正方形の各頂点に配置した 4 台の荷重変換器 (抵抗ひずみゲージ式)・動ひずみ測定器とによって構成している。以下の (1), (2) にその性能に

ついて述べる。

(1) 荷重変換器: 抵抗ひずみゲージ式の荷重変換器で, フォースプレートにかかる垂直方向成分の床反力 (Max 100 kg) を検出している。

(2) 動ひずみ測定器: 動ひずみ測定器は, 荷重変換器によって検出された荷重データを電圧値に変換するものである。100 kgまでの荷重が 0 ~ +5 Vの電圧に変換される。

6.3 実験方法

実験では, 本装置を使用してヒトの機能動作の様子を測定することが有用であるかを確認するために, 関節変化と重心制御を伴った運動として, 支持基底が一定でその重心位置を大きく変化させるSquat運動の様子を測定した。なおSquat運動とは, 膝の屈伸動作を繰り返すことで下半身の筋力を鍛える筋カトレーニングのことを指す。被験者は図6.4の○印で示す, 頭, 肩, 腰, 膝, 躁, つま先, 肘, 手首, 手の甲の9点に発光マーカを装着し, フォースプレートの上でSquat運動を行った。被験者は健康な20歳代の男性5人である。

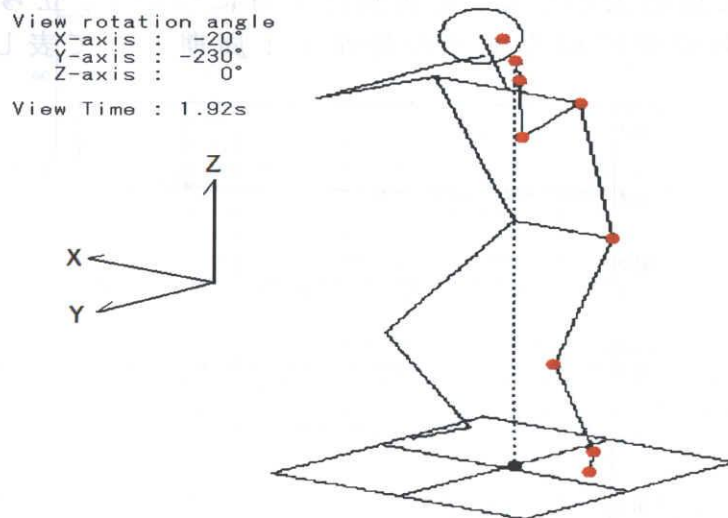


図 6.4: モーションピクチャ (3次元)

6.3.1 実験結果例および考察

本装置を使用してSquat運動を計測し分析した。実験結果の1例を示す。

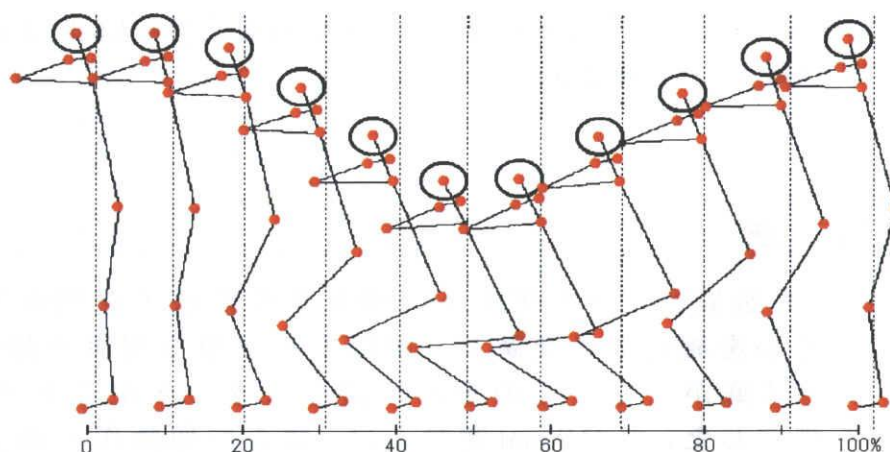


図 6.5: モーションピクチャ (2次元)

図6.5はSquat運動の各時点における立位姿勢の状態とその時の重心線を合成して連続表示した。前後動作成分について、立ち姿勢からしゃがみ再び立ち姿勢に戻るまでの時間を1周期として表した。

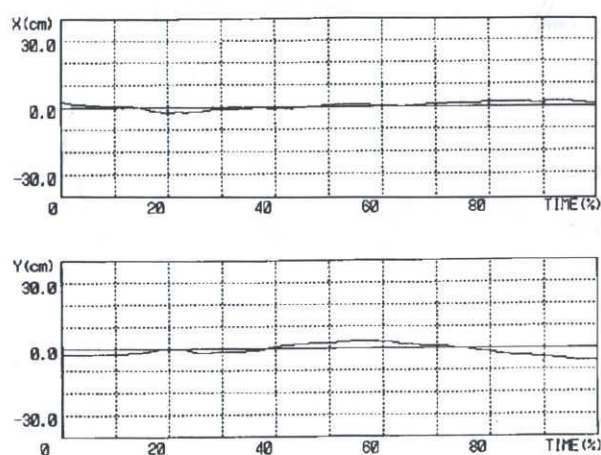


図 6.6: 重心動揺座標の変化

図6.6は重心動揺座標変化を示した。X軸は左右方向への動揺を、Y軸は前後方向への動揺をそれぞれ表す。

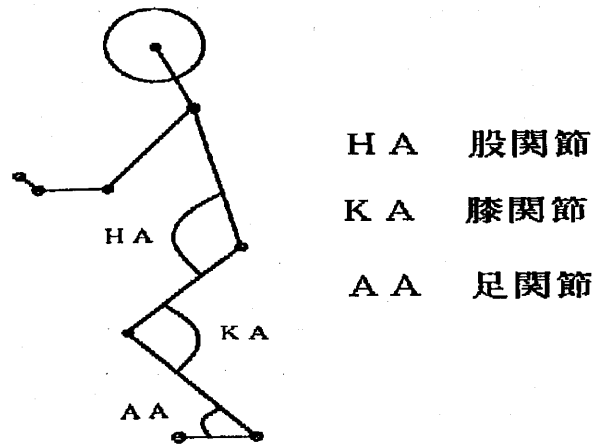


図 6.7: 関節角度の定義

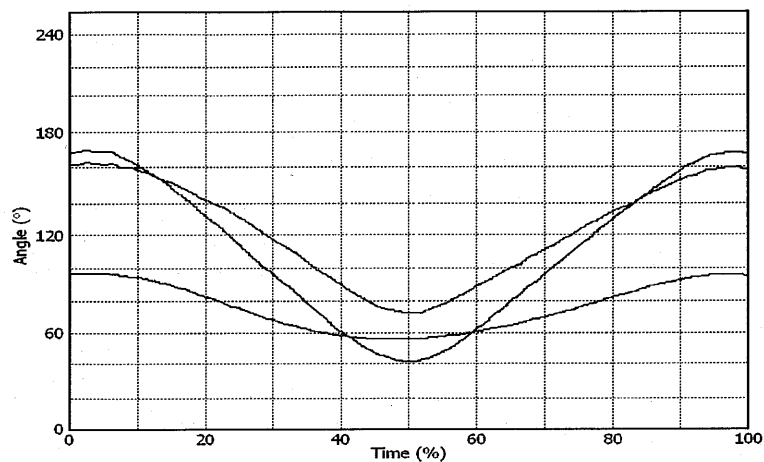


図 6.8: 関節角度の変化

図6.7に股関節 (Hip Angle:HA), 膝関節 (Knee Angle:KA), 足関節 (Ankle Angle:AA) の各関節角度を定義した. 図6.8は各関節角度の変化を表した.

図6.9は総床反力と膝関節モーメントを表した. この結果から身体全体にかかる負荷, 関節にかかる力の大きさが求められる. また, ここで得られる結果について, Squat運動の速さを変化させたときのデータ比較を行う. 図6.9は約3秒に1回の割合でSquat運動を行った結果である. この運動は, 結果的に楽な形で運動ができる速さで運動を行った場合である. さらに, 図6.10は約1秒に1回の割合でSquat運動を行っ

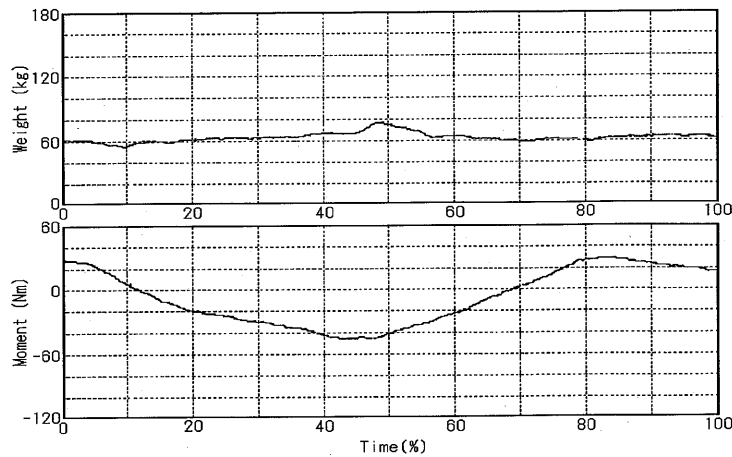


図 6.9: 床反力と膝関節モーメント (Slow motion)

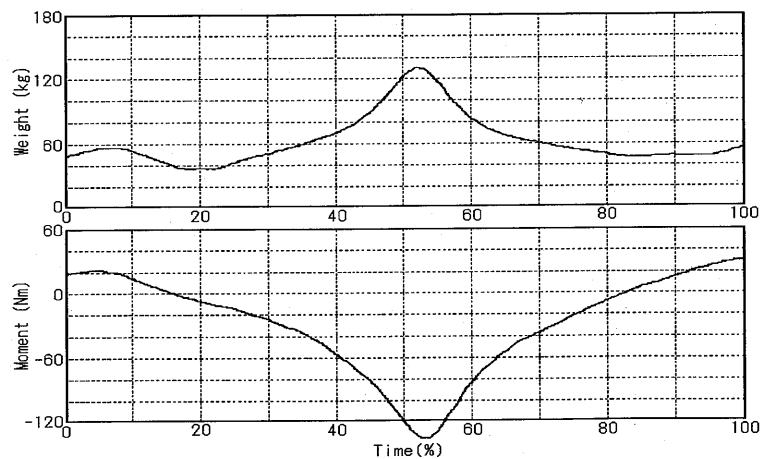


図 6.10: 床反力と膝関節モーメント (Fast motion)

た結果を示す。この運動は、ふつうの筋カトレーニングよりもやや速い程度の速さで運動を行った場合のデータである。この結果、速さを増した場合の身体全体にかかる負荷は約2倍、膝関節にかかる負荷は3倍程度にまで大きくなっていることがわかる。また、この変化は、すべての被験者について同様に現れた。これは膝の屈伸動作を速く行うことにより、慣性力の加速度が働いたためと考える。表6.1には以上の結果を数値化した。動作速度を速めた場合、モーメントと総床反力、関節角度変化、重心動揺幅すべてが大きくなる。これは、身体にかかる負荷が大きくなり、よりダイナミックな重心制御が行われるからで

ある。以上の結果から、速度変化を伴った筋カトレニングの適応性、重心制御機能の定量評価が可能であり、試作の測定装置は、ヒトの身体動作を解明する上で有用な多くの情報や計測結果が得られることがわかった。

表 6.1: 膝関節モーメント, 床反力, 股関節角度および重心動揺の平均値と標準偏差

	Squat in fast motion	Squat in slow motion
Knee joint moment (Nm)		
Avg.	134.34	78.63
S.D.	(± 6.61)	(± 5.22)
Floor reaction (kg)		
Avg.	92.68	19.54
S.D.	(± 3.39)	(± 2.08)
Hip joint angle ($^{\circ}$)		
Avg.	122.65	116.13
S.D.	(± 3.02)	(± 2.58)
X:Center of gravity (cm)		
Avg.	5.268	3.996
S.D.	(± 1.428)	(± 0.838)
Y:Center of gravity (cm)		
Avg.	8.433	6.048
S.D.	(± 1.383)	(± 0.498)

6.4 むすび

本章では、ヒトの身体運動を対象とした3次元位置検出データと重心動揺データとが同時計測可能な複合データ解析システムを構築・試作した。試作システムを使ったヒトの機能動作の測定結果から、ヒトの立位姿勢と重心線の関係、また身体全体・各関節部位にかかるモーメントカを求められることが実証できた。

今後の課題としては、健常者だけでなく、身障者を対象に、より多くのデータを採取し、測定結果の有効性を数値化することによって、機能障害の程度を測定する臨床検査やリハビリの効果判定などへ応用することが挙げられる。

参考文献

- [1] 中村隆一・斉藤宏:基礎運動学(第4版), 医歯薬出版株式会社(1990).
- [2] 中村隆一・斉藤宏:臨床運動学(第2版), 医歯薬出版株式会社(1990).
- [3] 小川直哉・寺戸敏彦・松浦晃次:三次元動作分析装置の試作と人体の荷重負荷運動解析への応用, 岐阜大学工学部研究報告, 第47号, pp.53-61 (1997).
- [4] 株式会社コソテック:A/D変換モジュール(AD12-16RT)取り扱い説明書, 1992.
- [5] 出口光一郎:「コンピュータビジョン, グラフィックスのための射影幾何学(I)~(IV), 計測と制御, Vol.29, No.11 (1990) ~Vol.30, No.3 (1991).
- [6] 出口光一郎:画像と空間, 昭晃堂(1991).
- [7] 井口征士・庄藤宏介:三次元画像計測, 昭晃堂(1990).
- [8] 浜松ホトニクス株式会社:ポジションセンサ(C2399)取り扱い説明書(1986).
- [9] 株式会社コンテック:双方向出力モジュール(PI0-48W)取り扱い説明書(1992).
- [10] T. Terado and O. Fujiwara: "Measurement of the Standing-up Motion from a Chair Using a Luminous Marker System", 2004 IEEE International Workshop on Biomedical Circuits & Systems, Marina Mandarin Hotel, Singapore, pp.S2.1.9-S2.1.12 (December-2004).
- [11] S. Tamura and T. Terado: "An analyzing of the body motion and the center of gravity in squat", *J.J.C.B.*, Vol. 19, pp.493-497 (October-1998) (in Japanese)
田村 創, 寺戸敏彦:「Squat時の身体動作と重心動揺の分析法について」, 日本臨床バイオメカニクス学会, Vol. 19, pp. 493-497 (10-1998).

第7章 結論

本論文は、寝たきり者のモニタリングシステム、寝たきり状態でも簡単に使える対話システム、身体機能や運動能力の定量的な評価システムなどの構築を目的としてなされた研究成果を取り纏めたものである。

第2章では、就寝状態での寝返り動作や呼吸活動などの体動を監視するために腹部の動きに着目し、発光マーカと4台のPSDで体動を3次元計測する測定法を提案した。同測定法の有効性は、プロトタイプ装置を構築・試作して実証した。測定実験では、寝返り方向、移動軌跡および回転角度などから寝返り動作を検出した。また、呼吸活動では、寝返り動作で体位が変化しても腹部の呼吸振幅や呼吸数が検出できることも確認した。これらの結果から、本装置では、少量のデータで多方向から同時測定する簡便な手法で、就寝者の寝返り動作での回転角度や寝返り方向および呼吸活動での呼吸数などが測定できるようになり、体動監視装置として使えることを示した。なお、本システムを実際の臨床で応用するには、連続した長時間の体動監視データの測定が必要であり、寝返り動作での変動幅、無呼吸の時間長などの要素を考慮した臨床的価値の検討が今後の課題として挙げられる。

第3章では、就寝状態での寝返り動作などの体動を、毛布に発光マーカを装着することで無侵襲・無拘束で監視し得る体動監視装置を提案した。検証実験では、寝具の表面に格子状に取り付けた15個の発光マーカの単位時間当たりの変位量から体動状態を識別できることを示した。呼吸成分は、15個の発光マーカの3次元成分から周期振動成分を抽出する方法で、最大振幅のピークとピークの時間間隔から呼吸数が計算できることを示した。今後の課題としては、本装置を、就寝時の無呼吸症候群や突発的な症状の自動診断システムへ適用することが挙げられる。

第4章では、手話のモーションキャプチャ、遠隔マニピュレータの3Dマウスおよび寝たきり生活者の自活や対話を支援することを目的とした、ひとつの対話法として、手指動作の判別法を提案した。本

提案法は、健常者、寝たきり状態でも使えると思われる身体部位で、しかも複雑な動きができる手指動作に着目し、その屈伸状態を手掌に装着した発光マーカとPSDからなるシステムで判別するものである。本提案法の有効性と実用性を検証するために、プロトタイプシステムを構築・試作し、手指動作の測定実験を行った。その結果、本提案法は、手指動作の向きや姿勢にかかわらず、それらの動きが測定可能であること、全指同時、1指毎、複数指および両手での伸展状態と屈曲状態の判別が100%可能であり、その屈伸状態が”1”と”0”のデジタルコードに誤り無く変換できること、などが確認できた。また本提案法は、筋電図法の特徴と比較して、1指毎だけでなく、複数指や全指同時での屈伸動作の判別が可能であるうえに、100%の認識率で判別が可能であった。今後の課題としては、多くの被験者に対するフィールドデータの蓄積と各指に装着する発光マーカのさらなる小型軽量化が挙げられる。

第5章では、リハビリ訓練の効果を診断・評価する目的から、全方位からの身体動作の3次元軌跡と床反力との同時測定で椅子座位からの立ち上がり動作の多面測定法を提案した。プロトタイプシステムを実際に構築・試作し、椅子座面の高さが30cm,40cmと50cmに設定して椅子座位からの立ち上がり動作を3名の被験者に対して多面的に測定した。その結果、全方位からの身体動作と床反力との同時測定のデータから、3次元軌跡、関節角度変化、動作の相区分と対称性、加重変化、重心動揺が検出できた。さらには身体動作の3次元軌跡と加重変化から力学的エネルギーが算出でき、これによって立ち上がり動作の負担度を定量評価できた。今後の課題としては、構築したプロトタイプシステムの臨床への応用と、測定されたデータをデータベース化して、自動診断システムに拡張することが挙げられる。

第6章では、ヒトの身体運動を対象とした3次元位置検出データと重心動揺データとが同時計測可能な複合データ解析システムの開発を試みた。さらに、この解析システムを使ったヒトの機能動作の測定結果から、ヒトの立位姿勢と重心線の関係、また身体全体・各関節部位にかかるモーメントカを求められることを示すことができた。今後の課題としては、健常者だけでなく、身障者を対象に、より多くのデータを採取し、測定結果の有効性を数値化することによって、機能障害の程度を測定する臨床検査やリハビリの効果判定などに応用することが挙げられる。

以上のように、本研究では、寝たきり者のモニタリングシステム、寝たきり生活者の快適な日常生活支援システムおよび身体機能や運動能力を定量的に評価する解析システムを構築することによって、検証実験の結果から目指していた多くの成果が得られた。今後に残された課題としては、モニタリングシステムにおいては、介護現場での臨床データを蓄積し、昼夜の自動監視ができるシステムに発展させること、寝たきり者の快適な自活を目指すための支援では、赤外線による光学方式からRFID(Radio Frequency Identification)などを用いた無線システム方式への拡張を図ること、リハビリ訓練による身体機能や運動能力の解析システムでは、これを実際の臨床検査へ応用すること、などが挙げられる。

謝 辞

本研究の遂行ならびに本論文の作成にあたり、終始懇切丁寧なご指導、ご鞭撻と種々のご高配を賜った名古屋工業大学大学院・情報工学専攻・教授・工学博士・藤原 修 先生に衷心より感謝の意を表します。

また、本論文をご審査いただき、貴重なご助言を頂いた名古屋工業大学大学院・情報工学専攻・教授・工学博士・菊間信良 先生、名古屋工業大学大学院・情報工学専攻・教授・工学博士・王 建青 先生、名古屋工業大学大学院・情報工学専攻・教授・工学博士・岩田 彰 先生に厚く感謝の意を表します。

さらに、有益なご助言を頂きました岐阜大学工学部電気電子工学科・教授・工学博士・中村 隆 先生に謹んで感謝の意を表します。また、様々な協力を頂きました名古屋工業大学工学部電気電子工学科 藤原研究室の皆々様に感謝を致します。

本研究は、以上の方々を始め、多数の方のご指導、ご協力のもとに達成し得たものであり、ここで改めて関係者諸氏に感謝を致します。

付 録

1. 射影カメラによる復元

複数のカメラ（または，P S D）により得られた画像（または，座標）から，カメラ間（または，P S D 間）の位置と姿勢の情報，および対象物の形状（発光マーカの 3 次元座標）を復元する方法を両眼立体視あるいはステレオ (stereo) と呼ぶ．両眼立体視において，二つのカメラ（または，P S D）が校正済み（内部パラメータが既知）で，かつこれら二つのカメラ間の位置および姿勢（外部パラメータ）が既知である場合，対象物の 3 次元形状を不定性なく復元することができる．また，内部パラメータや外部パラメータが直接わからなくても，射影カメラ行列が既知であれば，対象物の 3 次元形状は復元できる．

空間中の点の斉次座標を $[X_1, X_2, X_3, X_4]^T = [X, Y, Z, 1]^T$ ，画像上の点の斉次座標を $[m_1, m_2, m_3]^T = [u, v, 1]^T$ と置いて，

$$\lambda \begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} p_{11} & p_{12} & p_{13} & p_{14} \\ p_{21} & p_{22} & p_{23} & p_{24} \\ p_{31} & p_{32} & p_{33} & p_{34} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

という射影カメラを考える．ここで， λ は (1) 式の第 3 行より決まる実数である．(1) 式を開いて X, Y, Z に関してまとめると

$$\begin{bmatrix} p_{31}u - p_{11} & p_{32}u - p_{12} & p_{33}u - p_{13} \\ p_{31}v - p_{21} & p_{32}v - p_{22} & p_{33}v - p_{23} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} p_{14} - p_{34}u \\ p_{24} - p_{34}v \end{bmatrix} \quad (2)$$

となる．カメラの内部パラメータおよび外部パラメータがともに既知であるとするとき，(2) 式の中の p_{11}, \dots, p_{34} は既知である．また，画像より投影像の座標 u, v が得られるから (2) 式は X, Y, Z を未知数とする連立一次方程式である．一つの視点の画像からは (2) 式のように拘束式が二つ得られる．したがって，二つの視点の画像からは

$$\begin{bmatrix} p_{31}u - p_{11} & p_{32}u - p_{12} & p_{33}u - p_{13} \\ p_{31}v - p_{21} & p_{32}v - p_{22} & p_{33}v - p_{23} \\ p'_{31}u' - p'_{11} & p'_{32}u' - p'_{12} & p'_{33}u' - p'_{13} \\ p'_{31}v' - p'_{21} & p'_{32}v' - p'_{22} & p'_{33}v' - p'_{23} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} p_{14} - p_{34}u \\ p_{24} - p_{34}v \\ p'_{14} - p'_{34}u' \\ p'_{24} - p'_{34}v' \end{bmatrix} \quad (3)$$

という四つの拘束式が得られる。これらの式には未知数3に対して拘束が四つあるので、これを

$$\mathbf{MX} = \mathbf{b} \quad (4)$$

とおくと、 \mathbf{X} の最小二乗解は \mathbf{M} の一般化逆行列 \mathbf{M}^+ を使えば、

$$\mathbf{X} = \mathbf{M}^+\mathbf{b} \quad (5)$$

と求まる。三つ以上の画像が得られている場合にも、 \mathbf{M} 行列と \mathbf{b} ベクトルにこれらを付け加えて行くことにより、まったく同様に \mathbf{X} の最小二乗解が求まる。画像上のすべての特徴点に対してこのように \mathbf{X} を求めれば、対象物の3次元形状を不定性なく復元することができる。

2. カメラの校正

ここでは、カメラの校正方法、すなわちカメラの内部パラメータの求める方法として、3次元形状が既知の校正器具を画像に投影して校正する方法を考える。透視カメラの場合、3次元空間中の点 \mathbf{X} は2次元画像上の点 \mathbf{m} につきのように投影される。

$$\lambda \mathbf{m} = \mathbf{A} [\mathbf{R} \ \mathbf{T}] \mathbf{X} \quad (6)$$

ここで、 $\mathbf{m} = [m_1, m_2, m_3]^T$ は例によって $\mathbf{m} = [u, v]^T$ に対して $[m_1, m_2, m_3]^T \sim [u, v, 1]^T$ なる同値関係が成り立つような斉次座標であり、

$$\mathbf{X} = [X_1, X_2, X_3, X_4]^T, \quad \mathbf{X} = [X, Y, Z]^T$$

に対して

$$[X_1, X_2, X_3, X_4]^T \sim [X, Y, Z, 1]^T$$

なる同値関係が成り立つような斉次座標である。このような同値関係さえ保たれておれば、どのような \mathbf{m}, \mathbf{X} を選んでもよい。また行列 \mathbf{A} はカメラの内部パラメータ (intrinsic parameter) だけで構成される行列であり、カメラの内部パラメータ行列 (intrinsic parameter matrix) と呼ばれ、

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} a_u & s & u_0 \\ 0 & a_v & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

という(7)式で表される。また、ワールド座標 \mathbf{X}_w からカメラ座標 \mathbf{X} へは3次元の回転 \mathbf{R} および並進 \mathbf{T} によって

$$\lambda \mathbf{X} = \mathbf{R} \mathbf{X}_w + \mathbf{T} \quad (8)$$

と変換される。3次元の回転や並進は、(9)式から、それぞれつぎのようにX軸周り、Y軸周り、Z軸周りの回転 $\theta_X, \theta_Y, \theta_Z$ 、およびX軸方向、Y軸方向、Z軸方向の並進 T_X, T_Y, T_Z で表される。

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta_X & -\sin \theta_X \\ 0 & \sin \theta_X & \cos \theta_X \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \theta_Y & 0 & \sin \theta_Y \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta_Y & 0 & \cos \theta_Y \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \theta_Z & -\sin \theta_Z & 0 \\ \sin \theta_Z & \cos \theta_Z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} T_X \\ T_Y \\ T_Z \end{bmatrix} \quad (9)$$

(8) 式は斉次座標を使えばつぎのように表せる.

$$\tilde{\mathbf{X}} = \mathbf{M}\tilde{\mathbf{X}}_w \quad (10)$$

ここで, \mathbf{M} は回転 \mathbf{R} と並進 \mathbf{T} を組み合わせた 4×4 行列であり, つぎのとおりである.

$$\mathbf{M} = \begin{bmatrix} \mathbf{R} & \mathbf{T} \\ \mathbf{0}^T & 1 \end{bmatrix} \quad (11)$$

\mathbf{M} はワールド座標に対するカメラの姿勢(回転)および位置(並進)によって決まる行列である. 回転や並進はカメラの外部パラメータ(extrinsic parameter)と呼ばれるので, 内部パラメータ行列 \mathbf{A} に対して \mathbf{M} のことをカメラの外部パラメータ行列(extrinsic parameters matrix)と呼ぶ. このような行列を求めることを, カメラの校正(camera calibration)という.

3. 校正器具を使ったカメラ校正法

カメラの校正という言葉を使う場合には、カメラの内部パラメータの校正だけでなく、カメラの外部パラメータの校正（カメラの運動の計算）も含めて指す場合もあるが、ここでは内部パラメータの校正のみを指すことにする。最も簡単な校正法は、あらかじめ3次元の大きさがわかっている対象物を校正したいカメラで撮像し、対象物上の点の画像座標と3次元空間における座標からカメラを校正するものである。

射影カメラにおいては、3次元空間中の点 \mathbf{X} は2次元画像上の点 \mathbf{m} につきのように投影される。

$$\lambda \tilde{\mathbf{m}} = \mathbf{P}\tilde{\mathbf{X}} \quad (12)$$

ここで、 \mathbf{P} は 3×4 の射影カメラ行列である。

カメラの内部パラメータ \mathbf{A} を求めるためには、まずこの射影カメラ行列 \mathbf{P} を求める。 \mathbf{P} には定数倍の不定性があるので、その最後の項 p_{34} を $p_{34} = 1$ と仮定して残りの11個の要素を決める。もしも \mathbf{m} と \mathbf{X} が既知であれば(12)式から \mathbf{P} に関する拘束式は

$$\begin{bmatrix} X & Y & Z & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -uX & -uY & -uZ \\ 0 & 0 & 0 & 0 & X & Y & Z & 1 & -vX & -vY & -vZ \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} p_{11} \\ p_{12} \\ p_{13} \\ p_{14} \\ p_{21} \\ p_{22} \\ p_{23} \\ p_{24} \\ p_{31} \\ p_{32} \\ p_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} \quad (13)$$

と得られる。 \mathbf{P} の自由度は11であるから、このような点が6点あれば、 $6 \times 2 = 12 > 11$ であり、十分な拘束が得られて射影カメラ行列 \mathbf{P} を決定することができる。このようにして求めた \mathbf{P} のうちの左隅の 3×3 の部分をつきの三つの行ベクトル $\mathbf{p}_1, \mathbf{p}_2, \mathbf{p}_3$ から

$$\mathbf{P} = \begin{bmatrix} p_{11} & p_{12} & p_{13} & p_{14} \\ p_{21} & p_{22} & p_{23} & p_{24} \\ p_{31} & p_{32} & p_{33} & p_{34} \end{bmatrix} \quad (14)$$

と表すことができる。そのとき、 $\mathbf{P} = \mathbf{A} [\mathbf{R} \mathbf{T}]$ であるから $\mathbf{p}_1, \mathbf{p}_2, \mathbf{p}_3$ は \mathbf{A} と \mathbf{R} の各要素から

$$\begin{aligned} \mathbf{p}_1 &= a_u \mathbf{r}_1 + s \mathbf{r}_2 + u_0 \mathbf{r}_3 \\ \mathbf{p}_2 &= a_v \mathbf{r}_2 + v_0 \mathbf{r}_3 \\ \mathbf{p}_3 &= \mathbf{r}_3 \end{aligned} \quad (15)$$

と表すことができる。ここで、 $\mathbf{r}_1, \mathbf{r}_2, \mathbf{r}_3$ は、つぎのような回転行列 \mathbf{R} の要素を表す三つの行ベクトルである。

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{r}_1 \\ \mathbf{r}_2 \\ \mathbf{r}_3 \end{bmatrix} \quad (16)$$

\mathbf{P} と \mathbf{R} をこのようにベクトルで表しておき、その外積と内積を考える。 $\mathbf{r}_1, \mathbf{r}_2, \mathbf{r}_3$ がたがいに直交であることに注意しながら、 \mathbf{p}_1 と \mathbf{p}_3 の外積および \mathbf{p}_2 と \mathbf{p}_3 の外積を計算し、さらにそれらの大きさをとると、

$$\|\mathbf{p}_1 \times \mathbf{p}_3\| = a_u \|\mathbf{r}_1 \times \mathbf{r}_3\| + s \|\mathbf{r}_2 \times \mathbf{r}_3\| = a_u + s \quad (17)$$

$$\|\mathbf{p}_2 \times \mathbf{p}_3\| = a_v \|\mathbf{r}_2 \times \mathbf{r}_3\| = a_v \quad (18)$$

であることがわかる。このようにして、まず a_v が計算できる。つぎに、三つのベクトル $\mathbf{p}_1, \mathbf{p}_2, \mathbf{p}_3$ のそれぞれに二つの内積をとると、

$$\mathbf{p}_1 \cdot \mathbf{p}_3 = (a_u \mathbf{r}_1 + s \mathbf{r}_2 + u_0 \mathbf{r}_3) \cdot \mathbf{r}_3 = u_0 \quad (19)$$

$$\mathbf{p}_2 \cdot \mathbf{p}_3 = (a_v \mathbf{r}_2 + v_0 \mathbf{r}_3) \cdot \mathbf{r}_3 = v_0 \quad (20)$$

$$\mathbf{p}_1 \cdot \mathbf{p}_2 = (a_u \mathbf{r}_1 + s \mathbf{r}_2 + u_0 \mathbf{r}_3) \cdot (a_v \mathbf{r}_2 + v_0 \mathbf{r}_3) = a_v s + u_0 v_0 \quad (21)$$

となる。このようにして u_0 と v_0 も求まり、さらにこれらと (21) 式より s も計算できる。最後に (17) 式を使って a_u を求めれば、 \mathbf{A} のすべての要素が計算できたことになる。このようにして、 $\mathbf{p}_1, \mathbf{p}_2, \mathbf{p}_3$ より、カメラの内部パラメータの校正を行うことができる。

4. 一般化逆行列

ここでは、つぎの (22) 式において $\mathbf{b} \neq \mathbf{0}$ の場合を考える。これ以降は行列 \mathbf{A} の階数 r は行数 m に等しいものとする。

$$\mathbf{Ax} = \mathbf{b} \quad (22)$$

もし、 $m = n$ ならば連立一次方程式 (22) の解はただ1組だけ存在し、それは \mathbf{A} の逆行列 \mathbf{A}^{-1} を用いて、

$$\mathbf{x} = \mathbf{A}^{-1}\mathbf{b} \quad (23)$$

と求まる。

もし、 $m > n$ ならば (22) 式の解は存在しないが、これらの連立一次方程式に最もよく当てはまる解が最小二乗法により、

$$\mathbf{x} = \mathbf{A}^+\mathbf{b} \quad (24)$$

と求まる。 \mathbf{A}^+ は行列 \mathbf{A} の一般化逆行列と呼ばれる $n \times m$ 行列であり、

$$\mathbf{A}^+ = (\mathbf{A}^T\mathbf{A})^{-1}\mathbf{A}^T \quad (25)$$

と定義される。もし、 $m < n$ ならば (22) 式の解は無限に存在し、それらは一般化逆行列 \mathbf{A}^- を用いて

$$\mathbf{x} = \mathbf{A}^-\mathbf{b} + \mathbf{p} \quad (26)$$

と表される。ここで \mathbf{A}^- は $n \times m$ 行列であり

$$\mathbf{A}^- = \mathbf{A}^T(\mathbf{AA}^T)^{-1} \quad (27)$$

と定義され、また \mathbf{p} は、

$$\mathbf{Ap} = \mathbf{0} \quad (28)$$

を満たす任意の $n \times 1$ ベクトルである。(28) 式より明らかのように、 \mathbf{p} の集合は行列 \mathbf{A} の零空間であり、その次元は $n - m$ である。

論文目録

1. 学術論文（審査あり）

- (1) 全著者名：寺戸敏彦，藤原修
論文題目：“手指の屈伸状態を判別する一方法”，電気学会論文誌C，
IEEJ Trans. EIS, Vol. 124, No. 12, pp. 2414-2420, December 2004.
- (2) 全著者名：寺戸敏彦，藤原修
論文題目：“発光マーカを用いた無侵襲・無拘束な体動測定”，電気学会
論文誌A，IEEJ Trans. FM, Vol. 125, No. 5, pp. 482-483, May 2005.
- (3) 全著者名：寺戸敏彦，藤原修
論文題目：“発光マーカを用いた寝床上の体動監視法”，電気学会論文
誌A，IEEJ Trans. FM, Vol. 125, No. 8, pp. 683-691, August 2005.
- (4) 全著者名：田村 創，寺戸敏彦
論文題目：“Squat時の身体動作と重心動揺の分析法について”，日本臨
床バイオメカニクス学会, Vol. 19, pp. 493-497, October 1998.

2. 国際会議録（審査あり）

- (1) 全著者名：Toshihiko Terado, Osamu Fujiwara
論文題目：“Measurement of the Standing-up Motion from a Chair Using a Lumi-
nous Marker System”，2004 IEEE International Workshop on Biomedical Circuits
& Systems, Marina Mandarin Hotel, Singapore, pp. S2.1.9-S2.1.12, December 2004.
- (2) 全著者名：Toshihiko Terado, Osamu Fujiwara
論文題目：“A Method for Monitoring Body Motion in Bed via Luminous Marker-
Attachments”，MEASUREMENT 2005, Proceedings of the 5th International Con-
ference, Smolenice, Slovakia, pp. 165-168, May 2005.

その後、
MEASUREMENT SCIENCE REVIEW (ON-LINE EDITION) , Journal of the Institute of Measurement Science SAS, Vol.5, Section 2, pp. 17-20, June 2005.
に掲載された。

申請者の略歴

寺 戸 敏 彦 (てらど としひこ)

昭和23年5月26日生まれ

学 歴

昭和42年	4月18日	名城大学理工学部二部電気工学科入学
昭和46年	3月17日	同 上 卒業
平成14年	4月6日	名古屋工業大学大学院工学研究科 (博士後期課程)入学 電気情報工学専攻(情報通信分野)

職 歴

昭和42年	4月	1日	岐阜大学工学部技術員
昭和46年	10月	1日	岐阜大学工業短期大学部助手
昭和62年	6月	1日	岐阜大学工業短期大学部講師
平成3年	10月	1日	岐阜大学講師工学部 現在に至る。

研究歴

昭和46年	10月	1日	より、岐阜大学工業短期大学部にて、 EHD発電、生体計測に関する研究に従事
平成3年	10月	1日	より、岐阜大学工学部にて、 生体計測に関する研究に従事 現在に至る。

学会関係

昭和47年	1月	電気学会会員（正員）
昭和55年	1月	計測自動制御学会会員（正員）
昭和56年	1月	日本ME学会会員（正員） （平成17年より、日本生体医工学会に改名）
平成3年	10月	日本臨床バイオメカニクス学会会員（正員）
平成15年	10月	システム制御情報学会会員（正員）