

博士論文

看護における人体の動作・負荷解析システムの開発

Development of Motion and Load Analyzing System  
for Nursing Care Operations

国立大学法人横浜国立大学大学院

環境情報学府

情報メディア環境学専攻

07TC018

野村 明美

Akemi Nomura

請求学位 博士（工学）

責任指導教員 有澤博教授

提出年月日 平成 26 年 1 月 14 日

請求年度 平成 25 年度 3 月修了

## あらまし

本研究の目的は、看護における動作・負荷解析システムの開発、すなわち人体の動きを正しく表現でき、人体の負荷評価が行える個別人体モデルを作成し、総合的に動作解析が行えるシステムを構築することである。そのうえで介助する人の身体的負荷評価を行うこと及び看護師の移動動作を一般の介助にあたる人々に応用可能か検証することである。

看護分野において、看護者の負担（特に腰痛等）を減らし合理的な看護動作によって看護の質を高めることは、我が国の顕著な高齢者の増加、要介護者数の増加という背景を考える時、喫緊の課題である。中でも、寝たきりを予防するために起き上がり介助は重要である。しかし、この起き上がり介助動作を情報工学の視点から考えると、「介助者及び被介助者の負担を少なくするための人体動作を状況に応じて設定する」ということは、非常に難解な問題であることに気づく。人体は多関節で自由度が高く、介助動作は、介助者と被介助者2者間で、大きな力のやり取りが行われる。そのために、特に介助者に関わる Kinematics（運動学）解析及び Kinetics（運動力学）解析に基づく負荷評価、さらに介助者の体格や体力まで考慮した最適な動作設計を行う為には、多くの課題を解決する必要がある。

看護動作における負荷計測評価の重要性は、これまでも注目されており、様々な試みがなされてきた。しかし、看護動作の特徴より、定量的な測定が困難でありいまだ確立されていない。つまり看護師単独の動作ではなく、被介助者と接触しあう動作、被介助者の身体下に腕を挿入して起こし上げる動作等複雑かつ測定時「見えない箇所」が生じて、測定を困難にしていた。

以上の背景から、本研究では既存の測定器を改良し、看護動作において「見えない箇所」の姿勢や動きが測定できるようにし、この技術を基に看護者の動作解析、負荷解析を精度高く行うことを考えた。このことにより、トレーニングされていない初心者と熟練者の腰部にかかる負荷の違い、起き上がり介助動作中の被介助者の動きの安定具合など、従来は感覚的にしか把握されていなかった看護動作における「危険回避」や「快適性」などに関わる事項が、工学的・定量的に評価できるようになると期待できる。さらにはこの結果を利用し、介助者の体格や体力の違いを考慮した最適動作設計や、介護機器やベッドの設計などにも示唆を与えられ、今まで看護学の分野において長らく研究・検討が続けられてきた「安全・安楽な看護技術」という課題の解決に大きく寄与できる。

通常の光学式モーションキャプチャでは、人体の各パーツの表面に反射マーカを取り付け、これを囲むように複数台ビデオカメラを設置する。被写体の動作を複数のビデオカメ

ラで同期して撮影してから、各時点の画像の組を解析し、その時点におけるすべてのマーカの3次元位置を算出する。さらにこれらマーカの3次元位置から、マーカが取り付けられた人体パーツの位置と姿勢を推定し、全体としてどのような人体運動が行われたかを把握する。モーションキャプチャには機械式のものなど、いくつかの他の方式もあるが、被験者への負担が少ないという点で、光学式モーションキャプチャが最良であると考えている。しかし、ベッド上の起き上がり介助動作では、看護者の前腕部と上腕部の一部を患者の身体下に差し込んで支える形となるため、この部分はたとえマーカをつけてもカメラ画像によって位置を検出することは不可能である。そこで提案する新しいモーションキャプチャでは、通常モーションキャプチャによるマーカ位置検出に加えて、上腕部と前腕部に加速度センサをつけることにより、見えない部分の位置姿勢を推定することを提案する。

従来のモーションキャプチャは、大掛かりでベッドサイドに持ち込むことは困難であった。本研究では、モーションキャプチャをベッドサイドに持ち込むため、簡易で小型のモーションキャプチャシステムが必要である。そこで汎用性や可搬性、設置の容易さ、他デバイスとの連携のしやすさなどを踏まえて、ステレオカメラによるマーカキャプチャシステムを構築する。そのうえで、実際に看護動作の実験を実施し、システムの有効性を検証する。

これまでは、看護者の「動き」についての **Kinematics** 解析である。さらに詳細な評価を行うには、看護者の人体にかかる力学的な負荷の **Kinetics** 解析が必要である。そこで力学的な負荷評価として、フォースプレートを用いた **Kinetics** 解析を行うシステムを構築し、総合的に動作解析が行えるシステムが整った。このシステムを用いて、熟練看護師と一般成人の移動動作援助時に腰椎にかかる身体負荷を計測して示す。

National Institute for occupational Safety and Health(NIOSH)は、作業労働時の腰部椎間板圧迫力の許容値を3,400ニュートンとしている。そこで、我々は腰部負荷評価実験を行い、その評価として、腰部椎間板圧迫力の測定及び腰痛すべり症の原因になる方向の力一剪断力を用いることにした。これらの実験結果より、熟練看護師及び一般成人の腰部負荷と動作の特徴を明らかにする。さらに、**Kinematics** 解析と **Kinetics** 解析を総合して、看護動作の最適化ループとそれを支援するシステムを提案する。最後に提案したシステムを用いて、一般成人に看護動作をレクチャーし、レクチャー前後の実験結果を分析し、看護師の移動動作を一般の介助にあたる人々に応用可能か検証する。

## Abstract

The purpose of this study is to develop a system to analyze movements and burdens in nursing. This includes creating an individual human body model that can accurately express body movement and evaluate the burden on the human body, and building a system that can analyze movements comprehensively. We will then evaluate the physical burden on the person providing assistance and investigate if the same practices can be applied by providers of general care.

In the field of nursing, raising the quality of nursing by reducing the burden on nurses (especially in the lower back) and improving efficiency of nursing movements is an urgent issue in Japan, considering its rapidly aging population and increasing number of people who need care. Helping people to rise from bed in order to prevent them from becoming bedridden is one of the most important issues. However, when one considers this assistance in getting up from the perspective of information engineering, it is seen that establishing body movements to match each circumstance in order to lessen the burden on both those providing and receiving assistance is an exceptionally difficult problem. In the human body, many joints have high degrees of freedom and large forces are exchanged between the care giver and recipient during movement assistance. For that reason, many issues need to be resolved in order to evaluate the burden, especially involving the caregiver, based on kinematics and kinetic analysis. There is also a need to establish optimum movements with consideration of the physique and physical strength of the caregiver.

The importance of evaluating measurements of the burdens in nursing actions has been a focus of attention, and various trials have been conducted. However, quantitative measurements are difficult because of the characteristics of nursing movements, and so optimum movements have not yet been established. Complex movements, such as moving an arm under a care recipient's body to assist them in rising from bed, are difficult to measure as nurse movement coincides with care recipient effort causing measurement "Hidden Points". In light of the above difficulties, this study also aims to modify existing measuring devices so that measurement "blind spots" can be measured allowing the accurate analysis of movements and burdens in nursing. This will make it possible to perform mechanical and quantitative evaluations of situations involving risk avoidance, comfort, and other situations where an individual's estimation was the only means of measurement. Such measurement applications could identify difference in

lower back burden between untrained and experienced professionals or movement stability of care recipients during their assistance in rising from bed. Moreover, using these results we will also obtain suggestions for design of optimum movement guidelines with consideration of differences in physique and physical strength of caregivers and design of nursing care equipment and beds. This will contribute greatly to resolving the issue of “safe, ergonomic nursing” that has long been a subject of research and investigation in the field of nursing science.

With regular optical motion capture, reflective markers are attached to the surface of various body parts and multiple cameras are set up so as to surround the object being photographed. The movement of the object is recorded by multiple synchronized video cameras, from which the set of images at each time point is analyzed and the three-dimensional position of all the markers at that time point is calculated. Moreover, from the three-dimensional positions of these markers, the positions of the body parts to which the markers are attached and the body posture are estimated, and the overall movement of the body is ascertained. There are several other types of motion capture, including a mechanical type, but optical motion capture is thought to be the best in terms of minimizing the burden on the subject. However, in the movement of assisting a person in rising from bed, support is given with the forearm and part of the upper arm of the nurse pushed under the patient’s body, so that the position of markers attached in these areas cannot be detected by the camera.

In the new motion capture system, in addition to marker position detection by regular motion capture, an estimation can be made in position and movement of body parts that cannot be seen by attaching acceleration sensors to the forearms and upper arms. While conventional systems detect movements with multiple markers attached to characteristic bone points on the body, attaching markers can be used make use of the characteristics of nursing movements.

Conventional motion capture systems are bulky and difficult to bring to bedside. In this study a compact, simple motion capture is needed so that it can be brought to bedside. For general usability, portability, ease of setting up, and ease of connecting with other devices, a marker capture system with stereo cameras will be used. Subsequently, an experiment incorporating actual nursing movement will investigate the effectiveness of the system.

To date, analyses of kinematics have focused on movement of nurses. More detailed evaluations require analysis of the kinetics of the mechanical loads on nurses’ bodies. This study will therefore implement a system for kinetic analysis using a force plate as a means to evaluate mechanical load, and prepare a system that can perform

comprehensive movement analysis. Using this system, we will measure the physical burden on the lumbar spine during movement assistance of experienced nurses and a lay caregiver.

The National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH) recommends a compressive force of 3,400 N on the lumbar vertebral discs during physical labor. Therefore, this study will experimentally evaluate lumbar load, using force measurements of lumbar disc compression and shear force in the misalignment direction, which is a cause of low back pain and disc herniation. These experimental results will help clarify characteristics of lumbar burden and movement experiences of nurses and adult volunteers. Moreover, combining kinematic and kinetic analyses, we will propose the best loop for nursing movements and a system to support those movements. Finally, using the proposed system, lectures will be given to adult volunteers on nursing movements and experimental results will be analyzed before and after the lectures. The possibility of applying the translational movements of nurses to people providing general care will be examined.

## 目次

あらまし	2
Abstract	4
目次	7
<b>第1章 序論</b>	<b>10</b>
1.1 はじめに	10
1.1.1 背景	10
1.1.2 問題の所在	10
1.1.3 問題解決のための着想	11
1.2 本研究の目的	11
1.3 本論文の構成	11
<b>第2章 本研究に関する先行研究</b>	<b>12</b>
2.1 看護動作における負荷評価	12
2.2 既存の動作生成技術	12
<b>第3章 本研究に関連する理論と提案</b>	<b>13</b>
3.1 人体における脊柱の仕組みと腰部の関係	13
3.2 光学式モーションキャプタチャ	14
3.3 これまでの人体モデル	15
3.4 看護動作取得・解析人体モデルの提案	15
3.5 マーカセットとは	16
3.6 本研究のマーカセット提案	17
3.7 Kinetics 解析とそれを利用した外力推定法の提案	21
3.7.1 接触部の外力	21
3.7.2 介助者の腰部にかかる力学的負荷推定法	21
3.7.3 圧縮力と剪断力	22
3.8 加速度を加味した力学計算	23

<b>第4章</b>	<b>モーションキャプチャと加速度センサを用いた看護動作 の Kinematics (運動学) 解析</b>	<b>25</b>
4.1	Kinematics 解析の目的	25
4.2.	対象とする動作とそのキャプチャする上での問題点	25
4.3	「外から見えない部分」を解析できるモーションキャプチャの基本原理	26
4.3.1	提案する光学式モーションキャプチャ	26
4.3.2	腕の位置・姿勢の決定方法	27
4.3.3	動作取得・解析総合システム	28
4.4.	加速度センサ使用キャプチャ	29
4.4.1	腕パーツの姿勢推定	29
4.4.2	オイラー角による姿勢の求め方	31
4.5	光学式モーションキャプチャと体圧分布マットを用いた部位ごとの位置測定	33
4.6	マーカの三次元位置計算方法	35
4.7.	マーカの検出方法	37
4.7.1	対応点の検出	38
4.8	多台数の撮影における計測方法	39
4.9	マーカのラベリング	39
4.10	実験 起き上がり介助動作の取得と分析	40
4.10.1	目的	40
4.10.2	方法	40
4.10.3	結果	41
4.10.4	考察	42
4.10.5	結論と今後の課題	42
<b>第5章</b>	<b>フォースプレートと個別人体モデルを利用した看護動作時の負荷評価</b>	<b>44</b>
5.1	はじめに	44
5.2	腰部負荷評価実験	44
5.2.1	目的	44
5.2.2	方法	44
5.2.3	結果	46
5.2.4	考察	47

<b>第6章 看護動作の最適化</b>	48
6.1 はじめに	48
6.2 最適化の指標	48
6.3 熟練看護師と初心者の動作の特徴	48
6.4 動作中の関節角度	51
6.5 看護動作の生成・最適化	51
6.6 脊椎の生理的湾曲保持の重要性	52
6.7 介助するうえで必要な起き上がり動作の特徴	52
6.8 全介助による起き上がりの基本原理	52
6.9 看護動作の最適化のループとそれを支援するシステム	53
6.10 看護師の動作の一般成人応用可能性の検証	54
<b>第7章 結論</b>	56
7.1 まとめ	56
7.2 今後の課題	56
<b>謝辞</b>	57
<b>参考文献</b>	58
<b>本研究に関する公表論文</b>	60

## 第1章 序論

### 1.1 はじめに

#### 1.1.1. 背景

日本の高齢化は、世界でもトップレベルにあり、将来人口推計を見ると、全体の人口が減少する中で、75歳以上の人口は増加し続け、団塊の世代が後期高齢者（75歳以上）となる2025年頃には、全人口の約3割に達すると予測されている [1]。一方入院医療の受け皿が今後大幅に拡充されることは、考えにくい。加えて近年の入院期間の短縮化に伴い、これまで病院で移動に関する援助を受けていた援助度の高い療養者も、次第に在宅へと移行する傾向がある。在宅で療養しながら生活している人々の健康問題の現れ方は、「自分らしく生活できない」という生活障害としてあらわれる。寝たきりにならないことが、廃用症候群を予防し、日常生活動作能力を保持し、「自分らしく生活する」第一歩である。そのため、自力で起き上がることが出来ない場合は、何らかの起き上がり支援が必要である。そのために、できることは何かと考えた。

療養者の移動や移乗技術は、重要な基礎看護技術のひとつであり、看護師はこの技術を習得し、常に実践で活用している。この移動技術はもはや専門職のみが身につける特殊な技術ではなく、国民の誰もが使うことのできる技術へと転換していく必要がある。看護職は、これまで培ってきた技術を広く教授していく立場にある。

#### 1.1.2. 問題の所在

移動技術を教授していく立場にある看護職は、多職種と比べて腰痛が多いことも課題である [2]。一般的に職業性腰痛には身体的負荷の関与が指摘されており、看護師の職業性腰痛も移乗等の身体的負荷との相関が、報告されている [3]。一方、腰痛のない看護師がどのような体の使い方をしているかは、解明されていない。腰痛予防には姿勢が最も重要であると指摘されている [4]。そのため看護師が実際の看護を行う時の動作中の姿勢を解明し、腰部への負担との関連を明確にする必要がある。また、腰痛のない看護師の動作の解明ができれば、新しい看護動作の教育ができ、看護師のみならず他の医療・福祉分野にも貢献できる。さらに適正動作設計のもと、腰痛予防も視野に入れた誰もが使える技術を国民に伝授することが可能となる。そのためには、定量的な負荷評価が必須である。しかし、看護動作の特徴より、定量的な測定が困難でありいまだ確立されていない。つまり看護師単独の動作ではなく、被介助者と接触する動作、被介助者の身体下に腕を挿入して起こし上げる動作等複雑かつ測定時「見えない箇所」が生じて測定を困難にしている。

### 1.1.3. 問題解決のための着想

「見えない箇所」の測定困難という問題解決のためには、①「見えない箇所」も計測できること、②持ち運びができ手早く計測可能な簡易性を備えていること、③精度が優れていることである。そこで我々は、看護動作取得・解析人体モデルの考案、モーションキャプチャと加速度センサを用いた **Kinematics** 解析及びフォースプレートを用いた **Kinetics** 解析を行うシステムを構築し、総合的に動作解析を実施するという着想を得た。

## 1.2. 本研究の目的

看護動作における負荷計測評価の重要性は、これまでも注目されて、様々な試みがなされてきた。しかし、看護動作の特徴より、定量的な測定が困難であり未だ確立されていない。

本研究の目的は、看護における動作・負荷解析システムの開発、すなわち人体の動きを正しく表現でき、人体の負荷評価が行える個別人体モデルを作成し、総合的に動作解析が行えるシステムを構築することである。そのうえで介助する人の身体的負荷評価を行うこと及び看護師の移動動作を一般の介助にあたる人々に応用可能か検証することである。

## 1.3 本論文の構成

本論文は、7章から構成される。本章では本研究の背景について述べる。第2章では、本研究に関する先行研究について述べる。第3章では、本研究で用いる基礎知識と理論、及び新しい提案について述べる。第4章では、モーションキャプチャと加速度センサを用いた看護動作の **Kinematics** (運動学) 解析について述べる。第5章では、フォースプレートと個別人体モデルを利用した看護動作の **Kinetics** (運動力学) 解析について述べる。第6章では、最適な看護動作について提案する。さらに提案した動作を一般成人にレクチャーし、レクチャー前後の実験結果を分析し、看護師の移動動作を一般の介助にあたる人々に応用可能か検証する。第7章では結論を述べている。

第1章	序論
第2章	先行研究
第3章	知識・理論・提案
第4章	<b>Kinematics</b> 解析
第5章	<b>Kinetics</b> 解析
第6章	最適な看護動作
第7章	結論

図1 本論文の構成

## 第2章 本研究に関する先行研究

### 2.1 看護動作における負荷評価

看護学の中で、身体の動きを介助することの重要性を述べたのは、Virginia Henderson (1897～1996) である。基本的看護の構成要素を14項目挙げており、その中の一つに「歩行時及び坐位、臥位に際して患者が望ましい姿勢を保持するよう助ける。また患者が一つの体位からほかの体位へと身体を動かすのを助ける」がある [5]。さらに有能な看護師にかかると寝ている患者が座ったり、立ったり、歩いたりすると述べている。体位変換の仕方等方法に関しては、Virginia Henderson は別のテキストで詳細に示しており [6]、このテキストは、日本の看護学に多大な貢献をしてきた歴史がある。その介助を実施するためには、人間の生活行動動作を科学的に評価していく必要がある。しかし介助時の身体負荷評価に関しては、Virginia Henderson は、述べていない。その後看護分野での動作解析の既存研究は、重心動揺評価や、質問紙調査や力学的評価の研究が行われている。特に力学評価の研究は、動作を2次元とみなしているものが多いため動作を正確に表現できていない。また計算方法も負荷のかかっている点（力点）から負荷を計算したい点の距離を計測し計算するという方法を使用しているため、人体の特性を考慮して評価していないといった問題がある [7] [8] [9]。介助動作における負荷計測評価の重要性は、看護学以外の分野でも注目されて、モーションキャプチャを用いた介助動作の解析や、バイオメカニクス的手法により移乗介助時の腰部負担を計測する試みが、先行研究として存在する [10] [11] [12] [13]。これらは、介助者と非介助者が緊密に身体接触しているため3次元での動作解析が十分に行えていない。また動作モデルも単純な2次元モデルを用いており、動作時の加速度や、回旋や側屈動作を考慮に入れていない。また運動力学的なモデルを用いて、看護動作のうち移乗介助時の腰部負担を検討したものはなかった。また起き上がり動作に関しても、表面筋電図と重心移動軌跡、主観的評価であり、3次元動作解析は皆無である [14] [15]。

### 2.2 既存の動作生成技術

モーションキャプチャ技術の進歩は目覚ましく、モデルを含めて市販のものが活用されている。下肢から骨盤にかけては、Helen Hayes マーカセットが、スタンダードで、バイオメカニクスでよく用いられている [16]。その後使用目的に応じて改良されて、全身、足部に特化したもの等様々なモデルが存在する。また VICON のボディビルダー用のモデルが多数つくられており、モデルとモーションキャプチャを使用した解析がある。SIMM のモデルは、筋骨格モデリング、解析システムなど普及し、広く使用されている。しかしこれらは、先にあげた看護動作取得・解析に必要な問題解決の条件を満たしていない。つまり①「見えない箇所」が計測できないこと、②持ち運びができず、手早く計測ができないこと、③簡易性を備えていないこと、及びコストと準備がかかる。これらのことより市販のものは、看護動作の評価には適していない。

### 第3章 本研究に関する理論と提案

本章では、本研究で用いる基礎知識と理論、及び新しい提案について述べる。人体における脊柱の仕組みと腰部の関係、Kinematics 解析に利用する光学式モーションキャプチャの原理、負荷解析に必要な人体モデル、Kinetics 解析とそれを利用した外力推定法、介助者の腰にかかる力学的負荷推定法（圧縮力・剪断力分解法）について論じる。

#### 3.1. 人体における脊柱の仕組みと腰部の関係

私たちの体は、脳・神経系が正常に働かなければ、動かない。脊柱は、頭蓋骨と骨盤を結ぶ骨の集合である。脊柱の中には脊柱管と呼ばれる管がありその中を脳の延長である脊髄が走行している。脊柱管は、この脊髄神経を保護している。腰椎の神経保護は、大切な役割で、安定性に支障が起これば腰痛、神経保護に障害が起これば神経痛として症状が現れる。

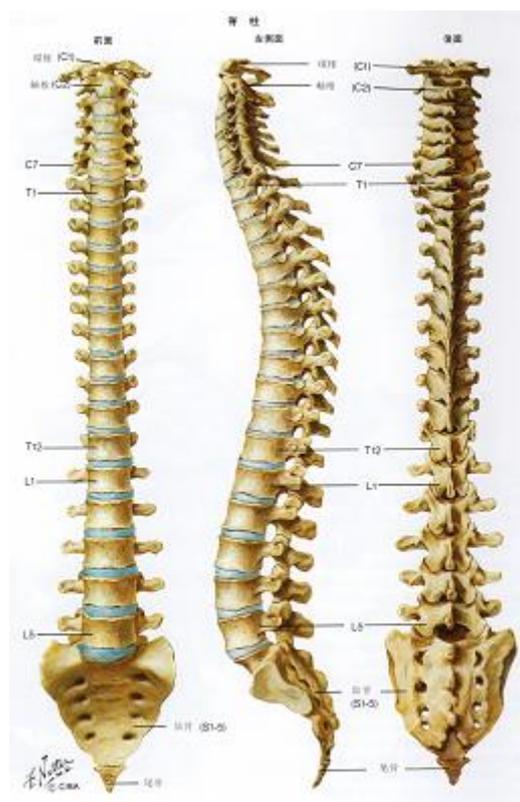


図2 脊柱の構造 (THE CIBA COLLECTION OF MEDICAL ILLUSTRATIONS)

脊柱は、頸椎7個、胸椎12個、腰椎5個、仙椎5個、尾椎4個の計33個の椎骨の結合により形成されている。脊柱は横から見ると、図2のようにカーブを描いて蛇行している（生理的湾曲）。生理的湾曲は、人類が2足歩行を始めたためにできた、バランス感覚の象

徴とも言われている [19] 第5腰椎は、このバランス獲得のため水平より  $30^\circ$  傾き、このため立位では第5腰椎に絶えずすべり落ちようとする力（剪断力）が作用している。関節が押し合う力を圧縮力、ずれる方向の力を剪断力という。

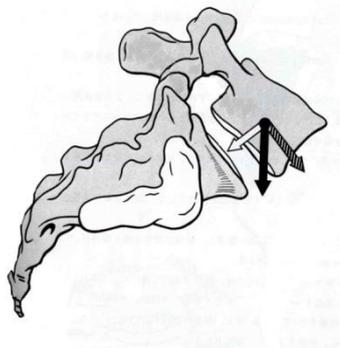


図3 腰仙関節（カパンディ関節の生理学Ⅲ 体幹・脊柱）

### 3.2 光学式モーションキャプチャ

「モーションキャプチャシステム（motion capture system）」は、人やものの動きをデジタル的に記録する技術である。動作の取得作業であるキャプチャ技術には、光学式、機械式、磁気式などがあり、目的に応じて選択される。光学式モーションキャプチャとは、体に取り付けたマーカを複数台のカメラで撮影し、三角測量の原理でマーカの三次元位置を推定するキャプチャシステムである（図4）。通常の光学式モーションキャプチャでは、人体の各パーツの表面に反射マーカを取り付け、これを囲むように複数台のビデオカメラを設置する。被写体の動作を複数のビデオカメラで同期して撮影してから、各時点の画像の組を解析し、その時点におけるすべてのマーカの3次元位置を算出する。さらにこれらマーカの3次元位置から、マーカが取り付けられた人体パーツの位置と姿勢を推定し、全体としてどのような人体運動が行われたかを把握する。欠点としては、複雑なキャリブレーション処理が必要となることがあげられる。

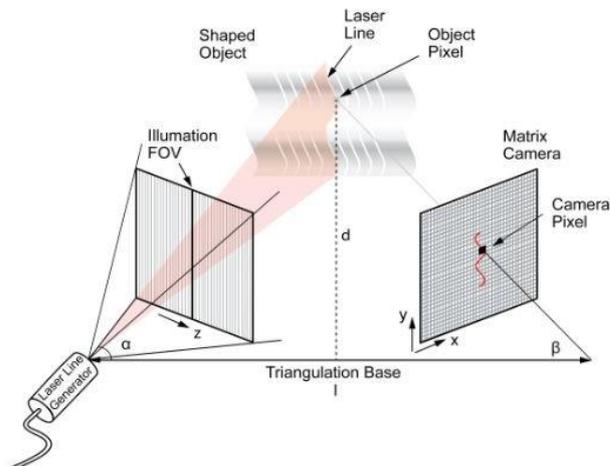


図4 光学式モーションキャプチャの原理

### 3.3 これまでの人体モデル

これまでに行われてきた人体のコンピューター上の表現は、おおよそ3つに分類できる。

1つ目は、エンジニアリングシミュレーターの人間モックアップや、バーチャルリアリティのための人間モデル「ヒューマノイド」などである。これらはいずれも人間の動作の特徴を十分に表現しているものではなく、姿勢や運動の評価を行うには至っていない [20]。

2つ目は、リハビリテーションや整形外科の手術シミュレーション等に用いられるような、医療目的での人体モックアップである [21]。医療目的の場合は、CT、MRIなどの装置を用いた測定を行ったうえでモデルを作ることが出来るため、詳細な人体モデルが作成できることが見込まれるが、多人数の解析を行うことは困難である。

3つ目は、教育用につくられた人体モデルである [22]。医療関係者教育やインフォームドコンセントで用いる人体モデルは、体内まで詳細に表現されている必要はあるものの、個人差や、動きの負荷評価まで表現されることはない。

しかし我々は、人間の動きを表現するだけでなく、その動きの負荷評価を手軽に行えるための人体モデルに基づいた評価・シミュレーションシステムを目指している。

### 3.4 看護動作取得・解析人体モデルの提案

ここで述べる人体モデルとは、人間の動きを取得・解析するために、マーカーセット（後述）の設計に必要な人体の部位（セグメント）の定義となるものである。これまで様々な人体モデルが提案されている。米国のHelen Hayes Hospitalで開発されたHelen Hayes Markerset(Kadaba,1990)は、下肢の運動解析用に設計された [23]。全身用では筋骨格モデリング・解析システムSIMMモデル等がある。しかしHelen Hayes Markersetの下肢モデルでは、看護動作の取得は下肢のみに限定され上半身特に腰部負荷評価が不可能である。市販されている全身モデルでは、複雑すぎる問題がある。そこで胸腰椎移行部の問題を計測しやすいモデルとして、「看護動作取得・解析人体モデル」として独自モデルを考えた(図5)。まず人体を16個の体節(segment)と14個の関節(joints)から成る剛体リンクモデル(link-segments model)と仮定する。各パーツの長さや太さ、および関節位置(回転中心)は対象者(介助者)の身体に合わせてモデル化する。

通常人体は関節を基準として剛体の部位(セグメント)の集合として扱われる。これは、人体の基本構造が自由度をもつ関節によって骨がつながりあった構造になっている事によって。そのためセグメントの分け方も、骨の構造と一致することが多い。例えば腕の場合、肘関節によって上腕部と前腕部に分けられ、下肢の場合は膝関節によって大腿部と下腿部に分けられる。しかし、このように関節を基準としてセグメントを分ける方法にも限界がある。体幹(胴体)や手指・足指のような、小さな骨と多関節から出来ている部分では単純に関節を基準とした部位の定義を行うとセグメント数が膨大になってしまう。脊柱は、前記したように頸椎7個、胸椎12個、腰椎5個、仙椎5個、尾椎4個の計33個の椎骨からなっている。体幹を33に分けてマーカーを33個付けることは、被験者にとって負

担が大きく、通常の動きができないことに繋がる。通常は体幹で一つの部位とするなど目的に応じてセグメント定義が行われる。

本システムでは、部位を剛体のセグメントに加え、直方体と定義する。人体が次のような部位で構成されていると定義する。頭部、胸部、腹部、上腕部、前腕部、骨盤、大腿部、下腿部、足部 16 個の部位となる。

パーツそれぞれを独立した剛体として  
定義して計測する

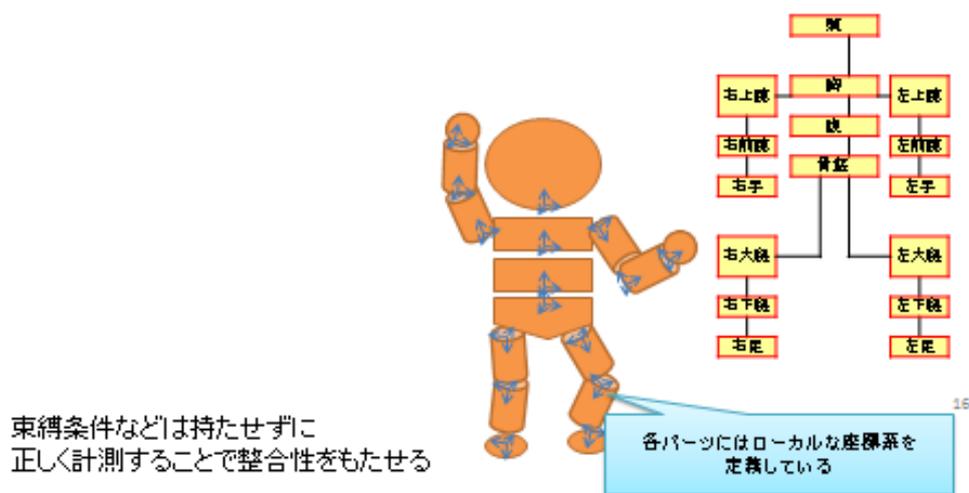


図 5 看護動作取得・解析人体モデル

### 3.5 マーカセットとは

人体の動作を解析するためには、マーカによる人体表面上の三次元位置データから関節角度で表現される姿勢データに変換する必要がある。関節角度とは部位（セグメント）と部位の位置関係を回転角度で表したものである。剛体として形状が判明している部位は3つの座標によって空間上の位置を確定することができる。

人体の姿勢データを算出するために、人体をどのような部位にわけ、その回転の中心点と座標軸を決めるにはどのようにマーカを付着するかを決める必要がある。つまりマーカ付着の設計を“マーカセット”という。マーカセットには様々なものがあるが、人体の部位の分け方、部位の回転中心の求め方、部位の座標軸の求め方がそれぞれ異なっている [24]。

### 3.6 本研究のマーカセット提案

本研究では、「看護動作取得・解析人体モデル」をもとに、マーカセットした（図6）。図中のセンサデバイスについては、後述する。

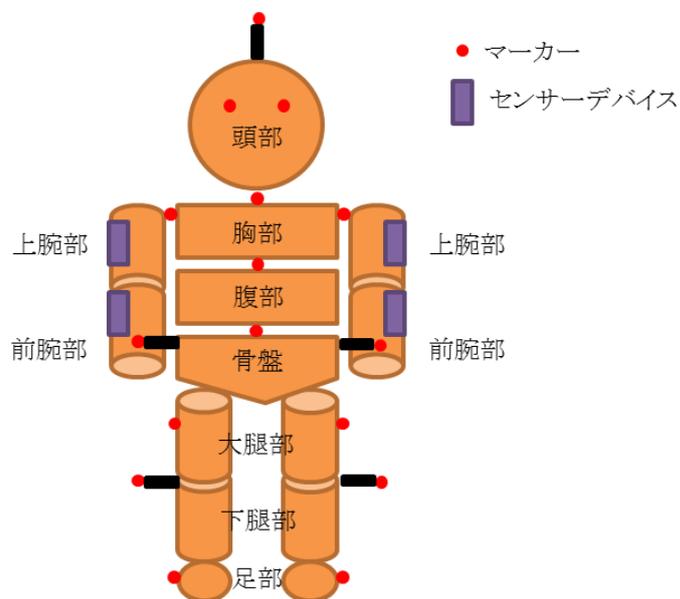


図6 マーカセット（後面・側面に付着）

通常のリモーションキャプチャでは、骨特徴点にマーカを付ける。Motion Analysis社の提供するマーカセットは、35点からなる。一方、本研究では、看護動作の特徴、つまり身体前面には介助者の存在があるため、前面へのマーカ付着は、看護動作の妨げになること、また隠れて見えなくなるため、後ろからしか位置検出がしにくい。そのため身体後面と側面のみにつけた。さらに膝関節、左右の上前腸骨棘、頭頂部は、介助姿勢によっては隠れる可能性があるため、5cmの棒の先端にマーカを装着し、データ処理時に補正した。カメラはマーカが捉えられる位置、斜め上方と下方に配置した。

本研究のマーカセットの詳細を以下に述べる。全身のマーカ付着位置は図7の通りである。身体後面、側面に16点取り付ける。

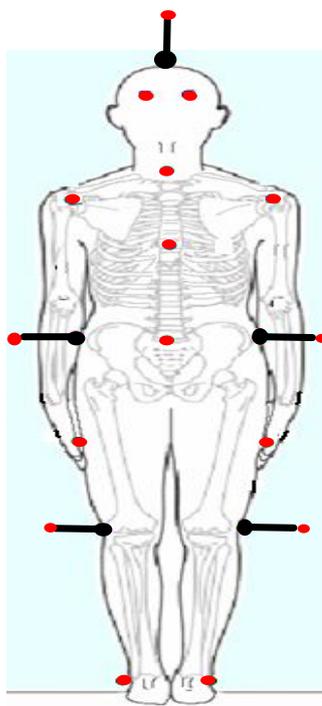


図7 本研究の全身マーカ付着位置（身体後面）

## 頭部

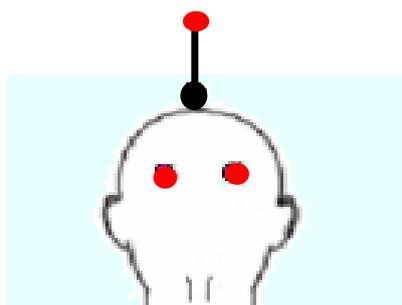


図8 頭部マーカ位置（後面）

頭部は頭頂部に1つ、後頭骨に左右に約7cm離して、2つ並ぶように付ける。

### 頸部・胸部・腹部

頸椎は、第7頸椎に一つ付ける。

胸部は第12胸椎に付ける。

第5腰椎マーカは腹部の位置姿勢推定に使用する。

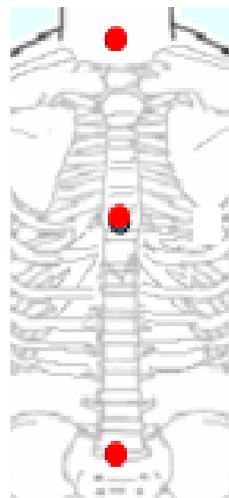


図9 頸部・胸部・腹部マーカ位置(後面)

### 肩部

肩部は、左右の肩峰後面に各1個マーカを付ける。

鎖骨の両端の1/5だけZ軸の負の方向に移動させたところになる。

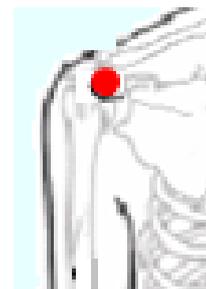


図10 肩部マーカ位置(後面)

### 骨盤部

骨盤は、腰の周りの三つのマーカによって定義される(図11)。マーカは左右の上前腸骨棘に各1個付ける。

後面は、左右の上前腸骨棘を結んだ中央の第5腰椎に付ける。



図11 腰部マーカ位置(後面)

### 脚部

大腿部は左右の腸骨と腓骨小頭を結んだ線の中央に各 1 個マーカを付ける。

脚部は、両側膝の外側腓骨小頭に各 1 個付ける。

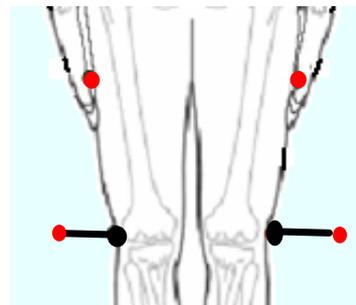


図 12 脚部マーカ位置 (後面)

### 足部

左右の足関節外果にマーカを各 1 個付ける。

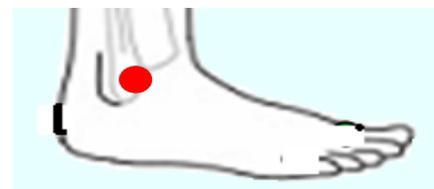


図 13 足部マーカ位置

### 3.7 Kinetics 解析とそれを利用した外力推定法の提案

看護動作は介助者、被介助者が接触し合う動作であるため、両者間に力がかかる。しかし、その力は計測機器での測定が困難である。また、関節にかかる力学的負荷を計算する上では、接触部の力が必要となる。ここでは接触部の力の解析手法とそれをふまえた、関節にかかる力の解析手法を提案する。

#### 3.7.1 接触部の外力

起き上がり介助動作は比較的遅い動作であるため、全体としての加速度は重力加速度に比べ十分に小さな力であるとして、動作中のそれぞれの姿勢において、力がつりあっていると仮定することで、介助者を静止しているひとつの剛体とみなし、介助者の体重と床反力の既知のパラメータから接触部の外力を求めることを提案する。

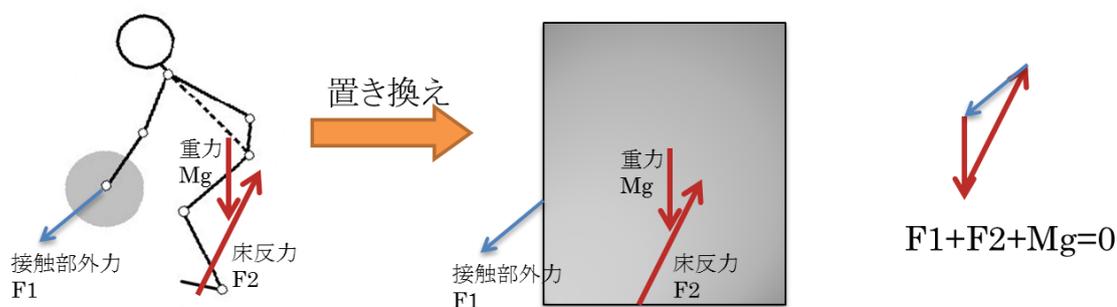


図 14 接触部外力推定方法

3次元でもこれは成り立ち、接触部外力  $\mathit{outF}$ 、左足にかかる床反力  $\mathit{LfootF}$ 、右足にかかる床反力  $\mathit{RfootF}$ 、被験者の体重  $M$ 、重力加速度を  $\mathit{g}$  とすると、

$$\mathit{outF} + \mathit{LfootF} + \mathit{RfootF} + Mg = 0$$

が成立する。

床反力は床反力計(フォースプレート)を使用して計測する。フォースプレートは床反力をベクトルとして出力するものであり、水平方向の力も抽出することが可能である。

被験者の体重は事前に計測ができ、重力と床反力は既知のパラメータとなるため、接触部の力をベクトルとして得ることができる。

#### 3.7.2 介助者の腰部にかかる力学的負荷推定法 (圧縮力・剪断力分解法)

腰部にかかる力を求める際に人体を腰部でつながった二つの部品として考える。

上半身のパーツ (頭部、胸部、腹部、上腕)の重力による力とそれぞれのパーツにかかる外力の合力を上半身から腰部にかかる力、下半身のパーツ(骨盤、下肢)の重力による力とそれぞれにかかる外力の合力を下半身から腰部にかかる力となる。このとき、二つの力はそれぞれの反力となっているので、腰部にかかる力は上半身から腰部にかかる力を代表とし

て取り上げる。腰部にかかる力  $\mathbf{weistF}$ 、腰部から上の半身にかかる重力  $\mathbf{UpperF}$ 、接触部の外力  $\mathbf{OutF}$  とすると、

$$\mathbf{weistF} = \mathbf{UpperF} + \mathbf{OutF}$$

となる。

以下に腰部にかかる力の推定方法図解を示す

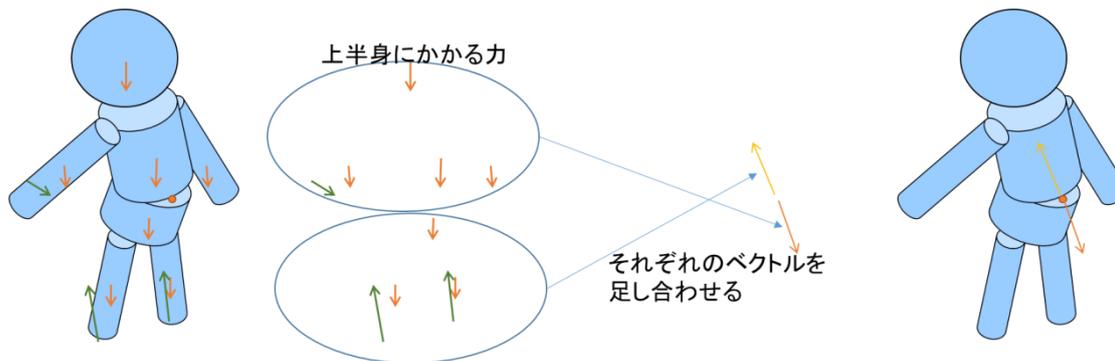


図 15 腰部にかかる力学的負荷推定方法

### 3.7.3 圧縮力と剪断力

腰部にかかる力としての要素としては、介助者の体重と被介助者の体重であると考えられる。同一の被介助者に対して介助動作をする際には、介助者の体重が腰部にかかる力に対する最も大きな要因となるため、経験者と熟練者の間では大きな差異が生じないと予想される。

看護現場では 8 割の看護職者が腰痛に悩んでおり、その原因の一つが、第 5 腰椎と第 1 仙椎間のすべり症とされている [25]。

腰部にかかる力を腰部のパーツの座標軸に対しての成分に下図のように分解する。ここでは、関節が押し合う力を圧縮力、ずれる方向の力を剪断力という。

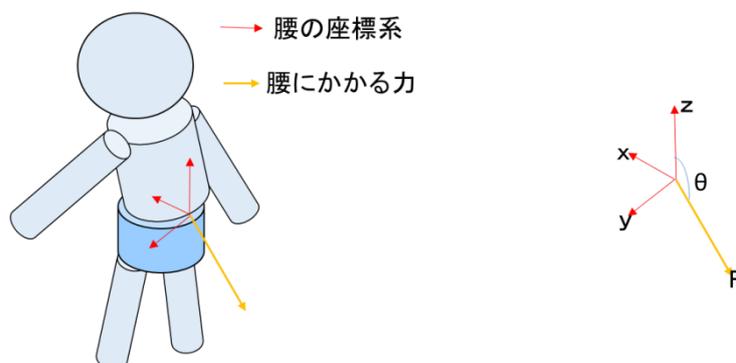


図 16 圧縮力・剪断力 分解方法

腰パーツの z 軸と腰にかかる力のなす角を  $\theta$  とすると圧縮力と剪断力は次の式で表現できる

$$(\text{圧縮力}) = \mathbf{F} * \cos \theta$$

$$(\text{剪断力}) = \mathbf{F} * \sin \theta$$

### 3.8 加速度を加味した力学計算

今回、介助動作中には介助者を静止しているひとつの剛体として考え、外力を求め、それをもとに腰部にかかる力を算出したが、少なくとも腕パーツには最大  $0.2G$  ( $1.8m/s^2$ ) の加速度がかかっていることがわかっており、静止しているひとつの剛体として扱うという仮定は適切でないことが判明した。

加速度  $\mathbf{a}$ 、質量  $m$  のときの物体にかかる力  $\mathbf{F}$  は次に示すニュートンの運動方程式が成り立つ

$$m\mathbf{a} = \mathbf{F}$$

ここで、パーツにかかる力は重力加速度  $g$  による力と、外力  $f_{out}$  があるので、

$$m\mathbf{a} = \mathbf{f}_{out} + m\mathbf{g}$$

となり、パーツごとの加速度  $\mathbf{a}$  をパーツの 3 次元位置から求めることにより、パーツが受ける外力を次の式で求められる。

$$\mathbf{f}_{out} = m(\mathbf{a} - \mathbf{g})$$

作用・反作用の法則により、パーツがもつ力  $\mathbf{f}$  は

$$\mathbf{f} = \mathbf{f}_{out}$$

これにより、加速度を加味した場合には接触部の外力  $\mathbf{F1}$  は次の図のように求められる。

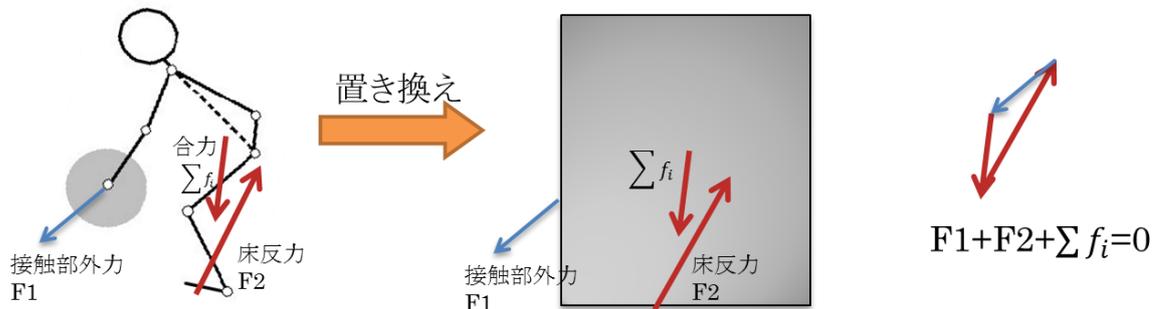


図 17 加速度を加味した接触部外力推定方法

3次元でもこれは成り立ち、接触部外力 **outF**、左足にかかる床反力 **LfootF**、右足にかかる床反力 **RfootF** とすると、

$$\mathbf{outF} + \mathbf{LfootF} + \mathbf{RfootF} + m(\mathbf{g} - \mathbf{a}) = 0$$

が成立し、接触部外力 **OutF** を求めることができる。

腰にかかる力を計算する際にも同様にして、パーツごとに求めた加速度を加味してパーツごとの力を出し、推定をおこなう。

## 第4章 モーションキャプチャと加速度センサを用いた看護動作の

### Kinematics（運動学）解析

この章では、3次元動作解析の問題点を解決するために、光学式モーションキャプチャと加速度センサを組み合わせたハイブリッド型モーションキャプチャを提案したうえで、開発したシステムを用いて実際にベッド上での起き上がり動作を取得し、この方式の有効性を示す。

#### 4.1 Kinematics 解析の目的

3次元動作解析には多数のカメラを用いたモーションキャプチャ装置、対象者への複数個マーカの取り付けなど準備とコストがかかり、簡単に人体動作の負荷評価ができないこと及びマーカが隠れた部位の測定ができない点等が大きな問題である。そこで、本研究の目的は、介助者と被介助者が接触しあっている動作を、3次元動作として Kinematics 解析できるシステムの構築とそのシステムを用いた動作解析を行うこととした。

#### 4.2 対象とする動作とそのキャプチャする上での問題点

介助者の看護動作は、起き上がり介助動作とする。この動作は、ベッドに臥床している被介助者の遠位の肘を屈曲させ前腕を胸部におき、背部に介助者の片方の上腕を差し込み、さらに被介助者の肘関節を介助者が押え支点にして介助し被験者を長座位とする（図18）。図中、波線で示した部分が、介助者が被介助者の身体の下に差し込んだ上腕で、外からは隠れて見えない。またベッドや、被介助者などによりマーカが遮られ見えなくなるオクルージョンの多発が問題である。



図18 起き上がり介助動作

## 4.3 「外から見えない部分」を解析できるモーションキャプチャの基本原則

### 4.3.1 提案する光学式モーションキャプチャ

提案する新しいモーションキャプチャについて述べる。通常の光学式モーションキャプチャでは、人体の各パーツの表面に反射マークを取り付け、これを囲むように複数台ビデオカメラを設置する。被写体の動作を複数のビデオカメラで同期して撮影してから、各時点の画像の組を解析し、その時点におけるすべてのマークの3次元位置を算出する。さらにこれらマークの3次元位置から、マークが取り付けられた人体パーツの位置と姿勢を推定し、全体としてどのような人体運動が行われたかを把握する。モーションキャプチャには機械式のものなど、いくつかの他の方式もあるが、被験者への負担が少ないという点で、我々は光学式モーションキャプチャが最良であると考えている。しかし、ベッド上の起き上がり介助動作では、看護者の前腕部と上腕部の一部を患者の身体下に差し込んで支える形となるため、この部分はたとえマークをつけてもカメラ画像によって位置を検出することは不可能である。そこで提案する新しいモーションキャプチャでは、通常モーションキャプチャによるマーク位置検出に加えて、上腕部と前腕部に加速度センサをつけることにより、見えない部分の位置姿勢を推定することを提案する。マーク及び加速度センサの取り付け方法を図19に示す。

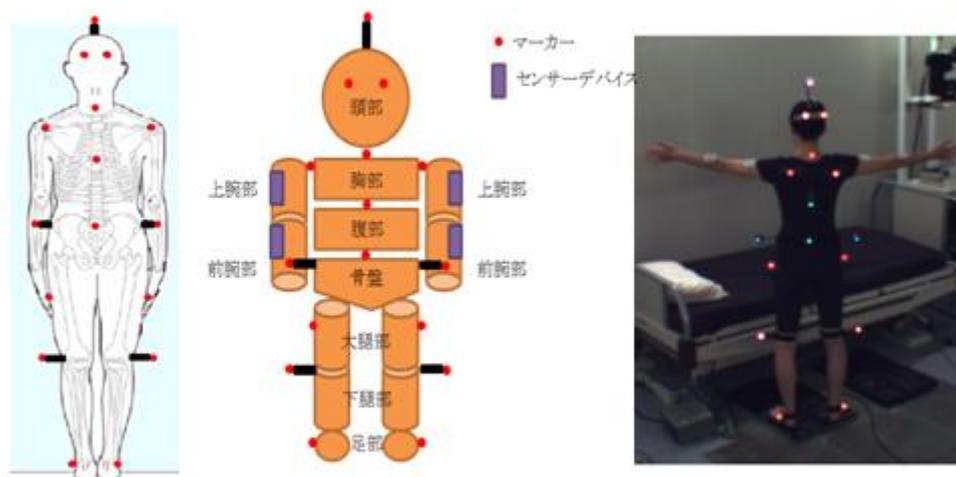


図19 マーク及び加速度センサの人体部品上への取り付け方法

このシステムでは介助者の動作を解析する。

介助者の見えない上腕部の解析のため次の手法を工夫した。

(1) まず人体を 16 個の体節(segment)と 14 個の関節 (joints) から成る剛体リンクモデル(link-segments model)と仮定する。各パーツの長さ、太さ、および関節位置(回転中心)は対象者(介護者)の身体に合わせてモデル化する。

(2) 上記の剛体リンクモデルで上腕と前腕を除くパーツの空間位置を識別するためにマーカを付着する。

(3) 左右の上腕と前腕には介助動作で接触しない位置を選び、「加速度センサ」を付着する。(加速度センサの仕様については後述する) 以上の状況及び実際に装着した様子を図 19 に示した。

(4) 「見えない所」を含むモーションキャプチャの方法: 体幹から肩まで及び脚部、頭部はマーカの解析 3 次元位置 (モデルの姿勢) を確定する。上腕及び前腕については加速度センサにより得られるセンサの空間姿勢 (6 自由度) を利用して体節の空間位置と姿勢を推定する (体節の大きさと親部品への接続点分かっているため可能)。

#### 4.3.2 腕の位置・姿勢の決定方法

次に腕の位置・姿勢の決定方法について述べる (図 20)。

腕位置姿勢を空間上で決定するためには以下の 6 つのパラメータが必要となる。

- ・世界座標上の位置(x,y,z)
- ・世界座標に対する姿勢(オイラー角: x,y,z)

今回は両上腕・前腕がカメラから捉えることができないと仮定している。

上腕と前腕はつながっており、上腕の長さが変わることもなく既知であることから、図 3.3 のように、上腕の位置姿勢が決定すれば、前腕の位置も決定する。2 つの方式を組み合わせるため、このシステムでは、まず動作を取得したい人の人体モデルを計算機上に作成する。この人体モデルとマーカ・センサの装着位置の対応付けを行った上で、マーカとセンサはそれぞれ別の方法で解析を行い、最終的に全身の姿勢情報を取得する。

加速度センサをもちいた計算方法と精度検定については次節で述べる。

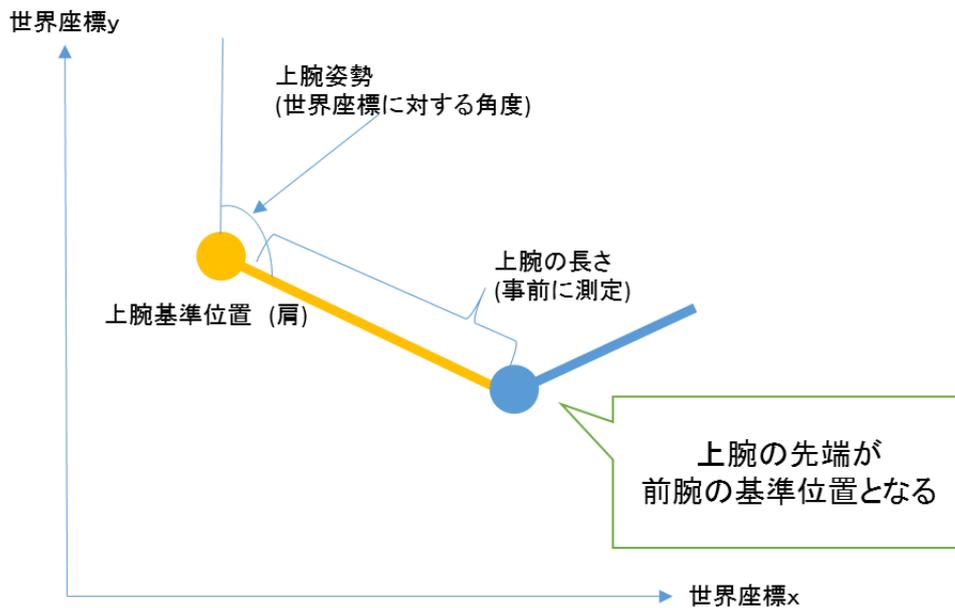


図 20 腕の位置・姿勢の決定方法

#### 4.3.3 動作取得・解析総合システム

看護動作の負荷評価は、看護者の「動き」についての Kinematics 解析に加えて、力学的な負荷評価 Kinetics 解析を行うシステムの構築が必要である。これらが実現されるプラットフォームシステムを開発している。総合的に動作解析が行えるシステムの概念を図 21 に示す。

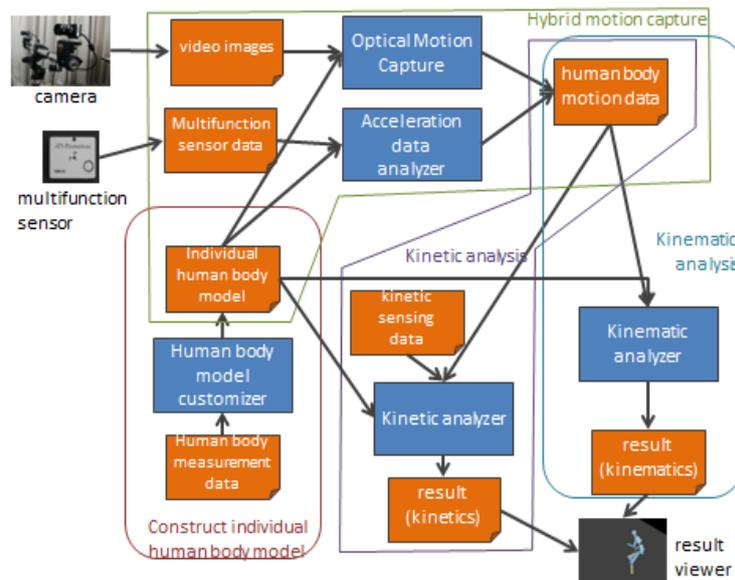


図 21 動作取得・解析総合システム

#### 4.4 加速度センサ使用キャプチャ

「見えない所」を含むモーションキャプチャの方法で述べたように、被験者の人体モデルとその構成部品上につけられたマーカから左右の上腕と前腕を除く部分の姿勢が決定できる。すなわち、肩関節の位置はマーカの位置だけから求めることができる。ここで、上腕は肩関節の周りを回転し、前腕はひじ関節の周りを回転すると仮定すると、上腕および前腕の世界座標に対する姿勢さえわかれば、上腕と前腕の世界座標に対する位置も求めることができる。

##### 4.4.1 腕パーツの姿勢推定

今回は、腕パーツの姿勢推定に加速度、角速度、地磁気のセンサが入ったデバイス(図 22)を使用する。



図 22 小型無線多機能センサ (TSND121)

このデバイスは小型で bluetooth でのデータ送信が可能であるため、被験者の動きを制限することなく動作の計測ができる。加速度、角速度、地磁気をそれぞれベクトルで出力する。具体的な出力を図 23 に示す。

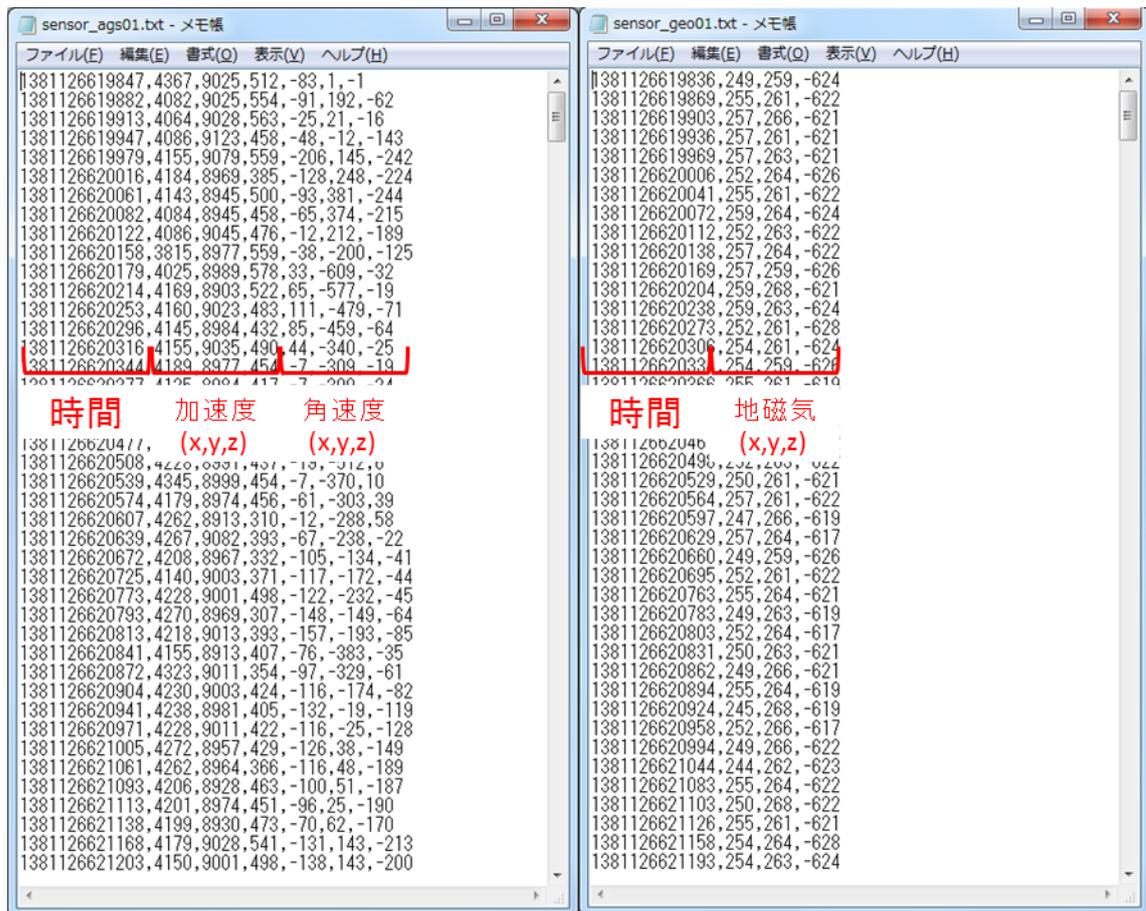


図 23 出力データの例

ここで、介助動作は、ゆっくりとした動作であるため、加速度を重力加速度として近似し、この二つのベクトルを使用することにより姿勢を推定する。これらのベクトルはセンサ座標系でのベクトルで表されることから、まずセンサ座標系におけるグローバル座標の X 軸・Y 軸・Z 軸のベクトルを求める。その後、グローバル座標系を基準としたときのセンサ座標系の X 軸・Y 軸・Z 軸のベクトルを求めることで、センサの姿勢とする。

グローバル座標系は、加速度ベクトルを Z 軸、地磁気ベクトルを X 軸とし、その外積を Y 軸とする（右手系）。ただし、重力加速度方向と地磁気ベクトル方向が垂直でないため、重力加速度方向と Y 軸方向との外積を X 軸とすることによって補正し、直交座標系を作る。センサの座標系と世界座標系のズレを計算することによってセンサの姿勢を決定する。姿勢はオイラー角で表現し、回転の順番は Z 軸 X 軸 Y 軸の順とする。

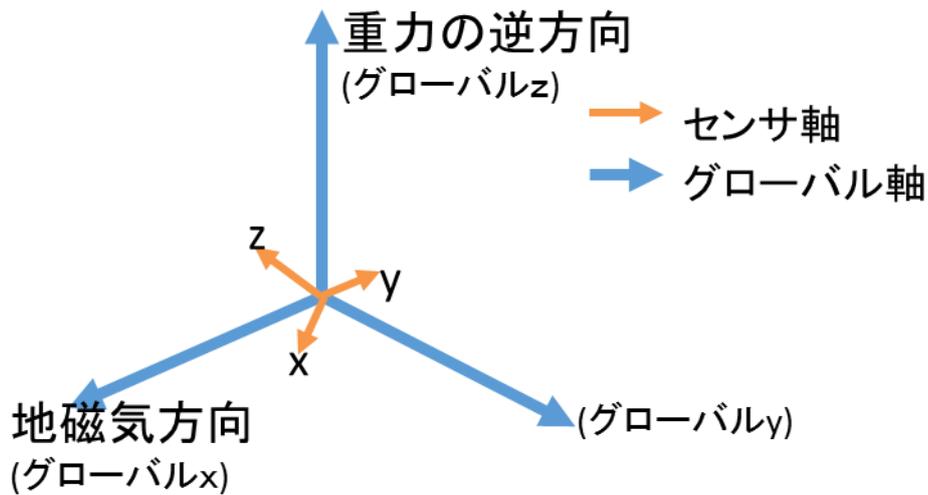


図 24 センサ軸とグローバル軸

#### 4.4.2 オイラー角による姿勢の求め方

角度の算出には余弦定理を用いる。二つのベクトル(**a**、**b**)の角度は次の式で表現できる。

$$\theta = \text{Acos}\left(\frac{\mathbf{a} \cdot \mathbf{b}}{|\mathbf{a}||\mathbf{b}|}\right) \quad \dots(\text{式 1})$$

以下に手順を示す

1. センサ z 軸をグローバル zx 平面に射影する(=z')

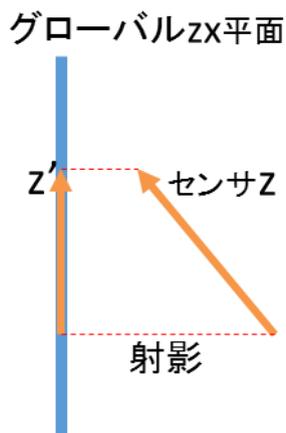


図 25 (a). step1

図 25 のキャプションは「センサ姿勢の導出方法」

2.  $z'$ とグローバル  $z$  軸との角度を(式 1)により算出( $=\theta_y$ )
  - グローバル  $y$  軸に対して右ねじ方向

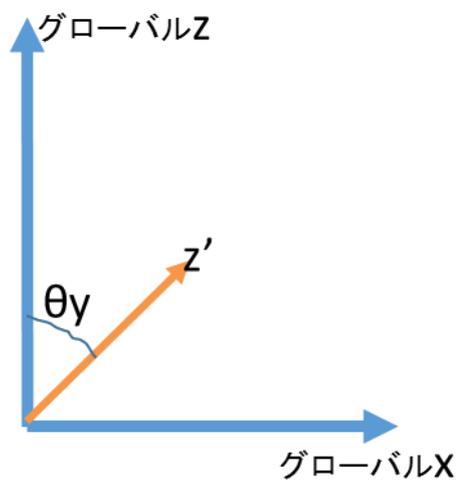


図 25 (b). step2

3. センサ  $z$  軸をグローバル  $y$  軸に関して $-\theta_y$ だけ回転させる( $=z''$ )
  - $z''$ はグローバル  $yz$  平面上にある

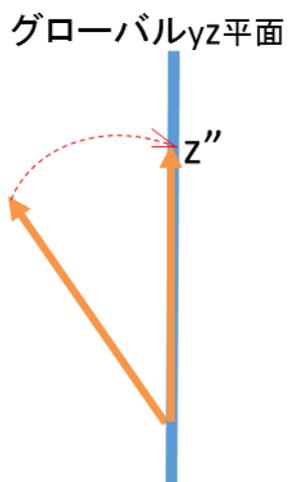


図 25 (c) . step3

4.  $z''$ とグローバル  $z$  軸との角度を(式 1)により算出( $=\theta_x$ )
  - グローバル  $x$  軸に対して右ねじ方向
5. センサ  $x$  軸をグローバル  $y$  軸に関して $-\theta_y$ 、グローバル  $x$  軸に関して $-\theta_x$ 回転させる( $=x'$ )
6.  $x'$ とグローバル  $x$  軸との角度を(式 1)により算出( $=\theta_2$ )

#### 4.5 光学式モーションキャプチャと体圧分布マットを用いた部位ごとの位置測定

前腕および上腕以外の位置は、基本的に光学式モーションキャプチャシステムを用いて測定する。まず、図 19 に示した位置にマーカを装着し、介助動作中のマーカの位置を測定する。このマーカ位置から、人体モデルに基づいて体の部位ごとの位置・姿勢を求める。

本研究ではモーションキャプチャシステムをベッドサイドに持ち込むため、簡易で小型のモーションキャプチャシステムが必要である。そこで、汎用性や可搬性、設置の容易さ、他デバイスとの連携のしやすさなどを踏まえて、ステレオカメラによるマーカキャプチャシステムを構築した。ステレオカメラを用いることにより、カメラ間のキャリブレーションはベッドサイドに持ち込む前に行うことができ、カメラ間でのマーカの対応付けも簡便におこなうことができる。

介助動作中では介助者の前方に被介護者がいる場合が多いことから、介助者の背後からステレオカメラで撮影することを想定している。そのため、マーカは介助者の背面および側面に装着する。

ここで、加速度センサを装着した腕部のパーツを除くと、足の姿勢（つま先の向き）の測定のみ非常に困難であることがわかる。そこで地面に体圧分布マットを敷き、そこで検出される足型を基に足の姿勢を求めることを考えた。

ここまでの全体像を図 26 に示す。

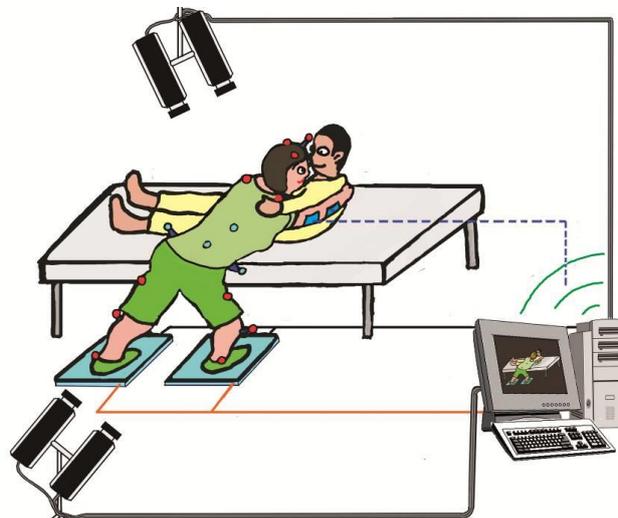


図 26 姿勢測定システムの全体像

人体の動作を解析するためには、マーカによる人体表面上の三次元位置データおよび体圧分布マットの測定データから、関節角度で表現される姿勢データに変換する必要がある。関節角度とは部位（セグメント）と部位の位置関係を回転角度で表したものである。剛体として形状が判明している部位は3つの座標によって空間上の位置を確定することができる。人体の姿勢データを算出するために、人体の部位の分け方、およびその回転の中心点

と座標軸を決めるためのマーカ装着位置と解析方法を決めたものを“マーカセット”という。本研究で用いた部位の分け方、およびマーカ装着位置は図 19 に示した。

ここで、腰部のマーカ位置からの姿勢データの算出方法を例に示す。

まず、腰部のマーカは骨盤の周りに三つ装着する。

図 27 に示す側面の 2 つのマーカは、左右の腸骨稜に付ける。本研究ではオクルージョンを避けるため、5cm の棒の先端にマーカを装着した。3 つ目は、第 5 腰椎につける。

この 3 つのマーカから、股関節中心の位置を求める。股関節中心は骨盤の三点のマーカから計算される。この股関節中心は、大腿部の三点のうち的一点として使用されるため、各時点で計算を行う必要がある。よって、骨盤の座標系もまた、各時点で計算する必要がある。骨盤の位置決めは、側面 2 後面 1 の骨盤マーカ三点を用いる。

骨盤の座標系は

Y 軸：1 マーカから 2 マーカへのベクトル

Z 軸：1 マーカから 2 マーカへのベクトルが 1 マーカから 3 マーカへのベクトルに一致するよう最短の回転を行った時の右ネジの方向

X 軸：Y 軸と Z 軸に直交する軸

骨盤の中心点は、骨盤の三マーカの重心である(黒点)。

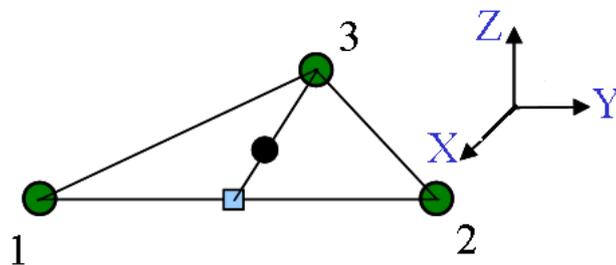


図 27 骨盤座標系

股関節中心を求めるための、David の股関節中心推定法[3]の計算式を以下に示す。

図は腰の前面図と上面図である。マーカが緑の点。股関節中心は赤の点。単位 mm

$$ATD(\text{大転子}) = 0.1288 * \text{LegLen} (\text{足の長さ}) - 48.56$$

mm=マーカ半径

$$C = \text{LegLen} * 0.115 - 15.3$$

$$\text{COSBETA} = 0.951, \text{SINBETA} = 0.309, \text{COSTHETA} = 0.880, \text{SINTHETA} = 0.476$$

$$X : \text{股関節間の距離} = \text{骨盤マーカ間の距離 (緑丸)} - 2 * C * \text{SINTHETA}$$

$$Y : \text{股関節中心と骨盤マーカ} = C * (\text{COSTHETA} * \text{SINBETA}) - (\text{ATD} + \text{mm}) * \text{COSBETA}$$

$$Z : \text{股関節中心と骨盤マーカ} = C * (\text{COSTHETA} * \text{COSBETA}) + (\text{ATD} + \text{mm}) * \text{SINBETA}$$

このように求められた XYZ の値を用いて、骨盤マーカの値から、左右の股関節中心の位置を求めることが出来る。

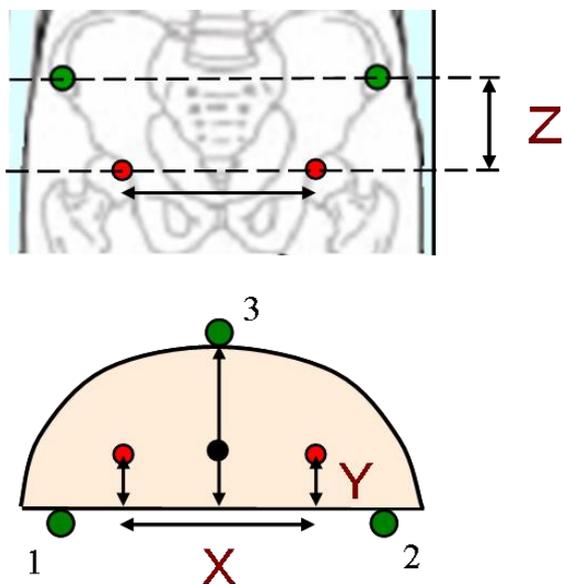


図 28 骨盤の正面図と上面図

#### 4.6 マーカの三次元位置計算方法

ステレオ（光軸平行）カメラを用いることによって、奥行き情報及びマーカの3次元位置を計測することができる。計算方法は図 29 及び下記に示した。

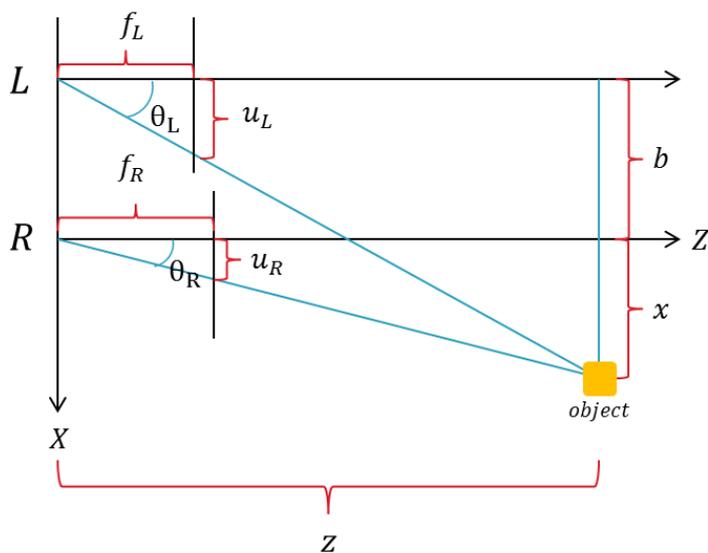


図 29 三次元位置計算方法

図 29 について、L および R が左右のカメラ軸、 $f_L$  および  $f_R$  を焦点距離、 $u_L$  および  $u_R$  をカメラ中心からの視差、 $b$  をカメラ視差、 $x$  を幅、 $z$  を奥行きとすると図部分に定義された  $\theta_L$ ,  $\theta_R$  について

$$(\tan\theta_L =) \frac{u_L}{f_L} = \frac{x + b}{z}$$

$$(\tan\theta_R =) \frac{u_R}{f_R} = \frac{x}{z}$$

となる。ここで  $x$  を消去して  $z$  について整理すると

$$z = b \left( \frac{f_R f_L}{f_R u_L - f_L u_R} \right)$$

となり、以上の奥行きに関する式が得られる。また、幅  $x$  については  $z$  をもちいて

$$x = z \left( \frac{u_R}{f_R} \right)$$

または

$$x = z \left( \frac{u_L}{f_L} \right) - b$$

となり、高さ  $y$  については図 30 より

$$\frac{h_R}{f_R} = \frac{y}{z}$$

$$\therefore y = z \left( \frac{h_R}{f_R} \right)$$

となる。

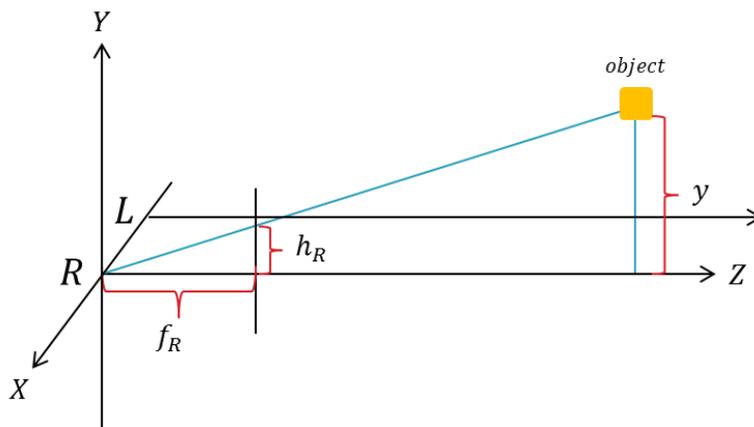


図 30 三次元位置計算方法

#### 4.7 マーカの検出方法

マーカ位置を計測するためには撮影された画像上から適切にマーカ位置を検出しなければならない。今回は自光式マーカを用いて計測を行い、得られた画像に対しては閾値処理と膨張収縮処理、ラベリング処理を組み合わせることでこれを実現した。まず得られた画像に対して下図のように閾値処理を用いてマーカ部分のピクセル群を抽



図 31 閾値処理

出、及び膨張収縮処理を行い周辺のノイズを低減する。次にラベリング処理を行いピクセル群のマーカ部分を識別、そのピクセル群の平均を取ってマーカのピクセル位置として定める。イメージとしては図 32 のようになる。

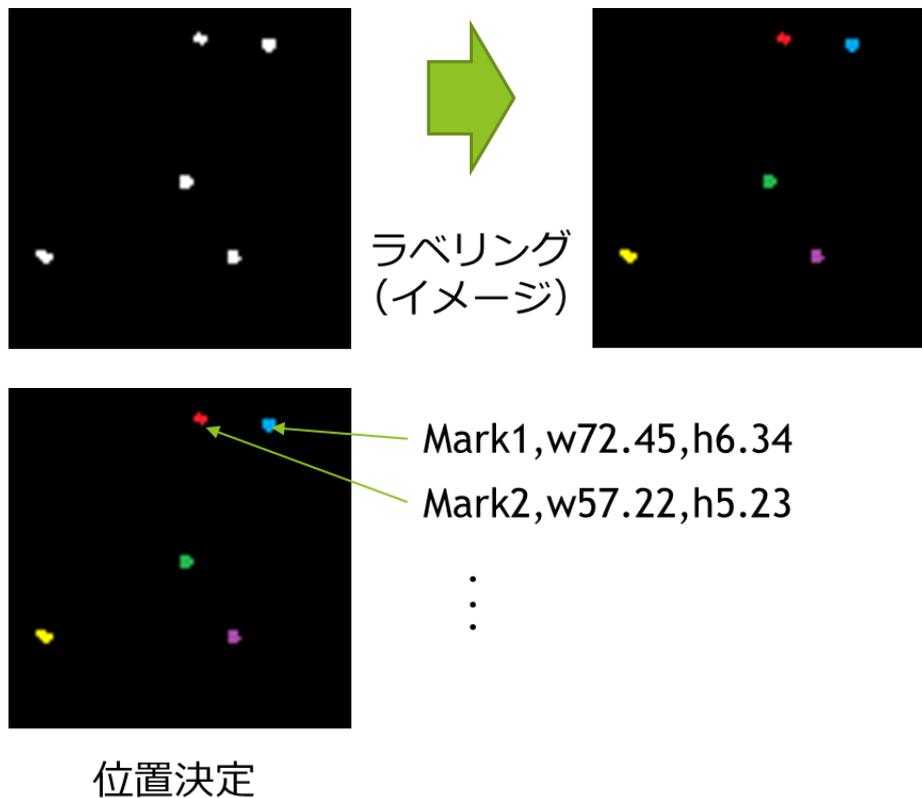


図 32 ラベリング処理

#### 4.7.1 対応点の検出

左右両カメラから得られたマーカ部位のピクセル座標セット（今回は 16 個）を、オクルージョン等を考慮しつつ適切に対応させる必要がある。このシステムでは ICP（Iterative Closest Point）アルゴリズムの要領でそれを実現した。

ICP アルゴリズムは、入力として与えられる 2 つの点群の位置合わせを自動で行う [26]。ただし今回の場合は二つの点群（マーカ群）は 2 次元空間上に分布しており、また光軸平行であるという特性から図 33 のように平行移動のみの変換処理で位置合わせが可能になるため、実際の ICP よりは遥かに簡易軽量なアルゴリズムとなった。

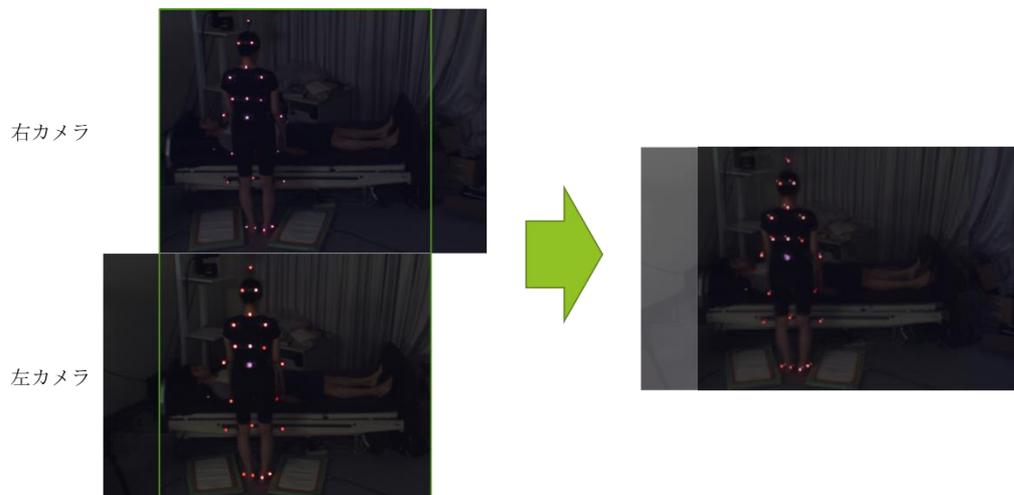


図 33 対応点の検出

具体的には

1. 画像のスライド幅（ピクセル）を定める
  2. 一方の点群から他方への最近傍点を探索、一番近いものを最近傍点とし、その距離を記録
  3. 2. ですべての点群を対応させ終わったらそれらの対応点同士の距離の合計を評価値として記録
  4. 3. で得られた評価値が最小となるように 1～3 をくり返す
  5. 最小の評価値を持つときの点群の対応を出力する
- という形でこれを実装した。

#### 4.8 多台数の撮影における計測方法

このステレオカメラを多台数セットすることによって、一台ではオクルージョンが出てしまう動作をキャプチャすることができるようになった。このとき、多台数から得られたマーカをすべて同じ座標系に変換することによって、オクルージョンの起きる状態を低減、および多台数から得られたマーカに関しては精度向上を行うことができた。参考までに二次元の場合の変換例を示す。

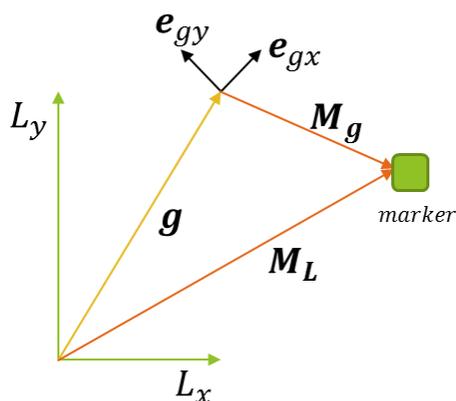


図 34 多台数撮影の座標系変換例

図 34 において、ローカル（カメラ）座標系を  $L_x, L_y$ 、グローバル座標系を  $g_x, g_y$  (単位ベクトル  $e_{gx}, e_{gy}$ )、グローバル座標中心の位置ベクトルを  $g$ 、マーカの各座標系からの位置ベクトルをそれぞれ  $M_L, M_g$  とすると、 $M_g = \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix}$  について

$$\begin{aligned} M_L &= g + x e_{gx} + y e_{gy} \\ &= g + e M_g \quad (e = (e_{gx}, e_{gy})) \end{aligned}$$

より

$$M_g = e^{-1}(M_L - g)$$

として座標変換を行うことができる。三次元の場合も同様にして座標変換を行える。

座標変換を行った後、多台数から得られているマーカに関しては結合処理を行うことで、台数の増加による精度向上も可能となった。

#### 4.9 マーカのラベリング

以上の工程により得られたマーカの 3 次元座標群は、それらのマーカ群が人体のどの部分と対応するかという情報を付加しないとモーションキャプチャデータとして成り立たない。そこで、今回は RGB カメラを用いてマーカキャプチャを行っているため、マーカの色を変えることによってマーカの区別をある程度行うことができる。また、マーカ群の特徴を利用することによって、3 色のマーカとその制約条件からリアルタイムにマーカのワイヤーフレームを構築することができる。

#### 4.10 実験 起き上がり介助動作の取得と分析

これまで、Kinematics 解析を行うために必要な基礎知識、理論、技術を詳細に述べた。光学式のモーションキャプチャによる位置に加えて、介助時に見えなくなる介助者の上腕、前腕部の位置検出のため、加速度・角速度・地磁気を検出する多目的センサを導入し、人体モデルと関連させてすべての人体パーツの位置姿勢決定を行うことを提案した。そのためにモーションキャプチャの際のマーカ添付位置やカメラ設置位置についても独自の工夫を行った。

構築したシステムを用いて、実際に起き上がり介助動作（図 18）の実験を実施し、システムの有効性を検証する。

##### 4.10.1 目的

介助者と被介助者が接触しあっている動作の 3次元動作を Kinematics 解析できるシステムを用いて、熟練看護師と、一般成人の起き上がり動作介助時の動作解析を行い、システムの有効性を検証する。

##### 4.10.2 方法

###### 1)対象

対象は、腰痛の既往のない健康な成人 3名、うち被介助者 1名（年齢 20 歳代、身長 176 cm 体重 64 kg、介助者 2名、うち 1名は一般成人（以下初心者と呼ぶ、年齢 20 歳代、身長 178 cm、体重 71.5 kg）、1名は熟練看護師（年齢 30 歳代、身長 159 cm、体重 47.5 kg）

熟練看護師の定義：臨床看護師（看護教員の経験を含む）7年以上の経験があり、日常移動動作の教育に携わっている。

###### 2) 倫理的配慮

対象者には事前に研究目的、実験の趣旨、自由参加の権利、個人情報保護を口頭で説明し、協力を申し出た対象者に、目的、意義、方法、安全面への留意点、個人情報保護を再度文書で説明し、実験への協力、同意を得た。

###### 3) 実験条件

病院で使用しているものと同様のベッド（パラマウントベッド 91）を用いた。

高さの調整が自由にできるベッドである。高さは、現実の使用場面の高さ床上 50 cm とした。マーカの消失と反射を防ぐために、黒いシーツを用いた。対象者は、実験前日は睡眠を十分にとり、食事も普通に摂取して、体調を整えて実験に臨んだ。ベッドに被介護者が仰臥位で臥床し、一般介護者が自己流で起き上がり介護動作を 3回実施した。次に熟練看護師が、通常の起き上がり介助動作を 3回実施した。各回数の間は、10分間の休憩を取り、連続動作による疲労の影響を避けた。

#### 4) 計測方法

実験には、2台のCDCカメラ、制御PC、4台の加速度センサ（小型無線多機能センサ・TSND121・(株)ARTPromotions 35万画素CMOSカメラ・DFK22AUC03 / (株)アルゴ社を用いた。加速度センサを介護者の利き手でないほうの上腕外側肩峰より10cmに1台、肘頭より5cmに1台装着して、起き上がり動作のプロセスの軌跡を測定した。実験プロセスを2台のDVDに記録した。被介助者への声掛けは、指定せず、介助者に任せた。被介助者には、実験終了後に面接を行い、起き上がり動作介助時の身体的・精神的負担感や安楽について聞き取った。

#### 4.10.3 結果

今回の計測によって、ベッドからの起き上がり援助動作時の全身の姿勢を取得することができ、初心者・熟練者間で次のような違いがあることがわかった。

##### 1) 腰椎の角度

動作中の腰椎の関節角度を 表 1 に示す。起き上がり終了直後での腸骨（骨盤）と腹部の角度を算出した結果、初心者は 36.7 度（前屈方向には 36.4 度）、熟練者は、11.6 度（前屈方向には 4.4 度）であった。初心者は腰椎を大きく屈曲させているのに対し、熟練看護師は屈曲せずに腰椎をほぼ一直線に保持していることが明らかになった。初心者は前屈方向に身体を曲げており、腰椎に負担がかかる姿勢をとっていた。

表 1 ベッドからの起き上がり援助動作中の介助者の腰椎角度

		Layperson	Professional nurse
Height of shoulder, elbow and wrist above the floor		126.3cm/98.8cm/	105.1cm/113.6cm/
		96.7cm	103.9cm
Angle of lumbar joint immediately after raising patient	All directions	36.7°	11.6°
	Inclined forward	36.4°	4.4°

##### 2) 動作時の身体の使用法

起き上がり援助終了直後の姿勢を図 35 に示す。初心者は、被介護者を腕だけで起き上がらせようとしていたのに対し、熟練看護師は、被介護者を自分のほうに引き寄せながら、包むようにして全身を使用して長座位にしていた。初心者は、腕だけを使用しているため、上腕が地面に対して垂直に近い状態になっていた。一方熟練看護師は、膝関節を曲げて、腰を落とし、肩、肘、手首までがほぼ同じ高さであった（図 35）。

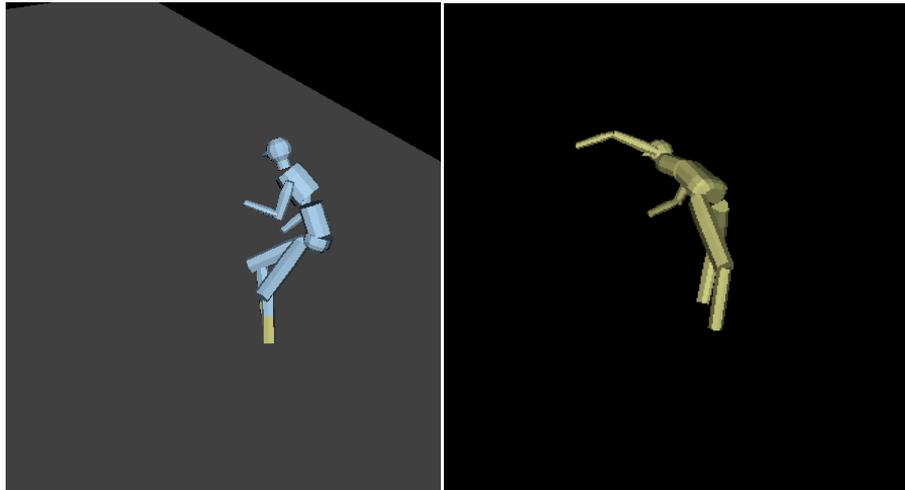


図 35 起き上がり援助終了直後の初心者（左）及び熟練看護師(右)の姿勢

### 3) 被介護者が感じた違い

実験終了後の面接の結果、被験者は両者の違いを次のように話した。初心者は、説明もなく、介助者のペースで、力任せにやっており、不安であった。一方熟練看護師は、最初に起き上がり方法の説明と同意を確認後、「軽やかに起き上がった」「何もしていないのに起き上がった」ようで、不安がなかった。

#### 4.10.4 考察

開発したシステムを用いて、初心者と熟練看護師の動作解析を行い、負荷評価を行った。今回の実験で、初心者と熟練看護師とでは介助動作時の姿勢に明らかに違いがあった。熟練看護師は、安全な姿勢を保持して腰椎に負荷のかからないよう援助していたが、初心者では危険姿勢をとっていた。また被介護者も、援助のプロセスを通して、両者の違いを認識しており、援助技術の違いが身体的側面だけでなく、不安等心理面にも影響する可能性が示唆された。一方、kinetics 解析まで行っていないため、リスクを定量的に示すことはできなかった。

#### 4.10.5 結論と今後の課題

本論文では光学式モーションキャプチャにおいて「マーカが見えない箇所」が生ずる場合にも動作解析ができる方法として、個別人体モデルと加速度センサを用いる方法を提案し、これを応用して看護師が患者をベッドから起こす動作の解析評価システムを構築し、有効性を確認した。このシステムでは、最小限の個数のマーカを被験者につけ、光軸平行なマーカ検出カメラ 2 台を 1 組としたカメラセット 2 組を被験者の周りに設置し、さらに加速度センサを被験者の左右の上腕と前腕に合計 4 個を装着することで成立する。これは通常の大がかりなモーションキャプチャに比べて、設置場所が小さくて済み、実験準備時間が短く、

被験者への負担が少なく、解析対象の動作に対する制限が少なく、さらにトータルシステムの価格が低いなどの点において非常に優れている。また、測定結果は個別人体モデルの各パーツの位置・姿勢の時系列として得られるので、いろいろな種類の解析に利用できる。

開発したシステムを用いて、初心者と熟練看護師の動作解析を行い、負荷評価を行った。その結果、両者には明らかに介助動作時時の姿勢に違いがあることが明らかになった。

看護動作において「見えない箇所」の姿勢や動きを測定できるようにし、この技術を基に看護者の動作解析、負荷解析を精度高く行うことには、次のような意義がある。まずトレーニングされていない初心者と熟練者の腰部にかかる負荷の違い、起き上がり介助動作中の被介助者の動きの安定具合など、従来は感覚的にしか把握されていなかった看護動作における「危険回避」や「快適性」などに関わる事項が、工学的・定量的に評価できるようになると期待できる。さらにはこの結果を利用し、介助者の体格や体力の違いを考慮した最適動作設計や、介護機器やベッドの設計などにも示唆を与えられ、今まで看護学の分野において長らく研究・検討が続けられてきた「安全・安楽な看護」という課題の解決に大きく寄与できる。

今後の課題としては、今回行ったのは人体の「動き」についてだけの kinematics 解析であり、さらに詳細な評価を行うには、看護者の人体にかかる力学的な負荷の Kinetics 解析が必要である。また、特に今回行った実験では、看護者の上腕と前腕で患者を支えているが、その場合に実際に力が加わっている場所や面積を特定することはできていない。今後精度の高い解析を進めるにあたって、この問題を解決するために新しいアイデアが必要と思われる。

## 第5章 フォースプレートと個別人体モデルを利用した看護動作

### 時の負荷評価（Kinetics 解析）

#### 5.1 はじめに

問題の所在で述べたように、看護職は、多職種と比べて腰痛が多いことも課題である。一般的に職業性腰痛には身体的負荷の関与が指摘されており、看護師の職業性腰痛も移乗等の身体的負荷との相関が、報告されている。一方、腰痛のない看護師がどのような体の使い方をしているかは、解明されていない。腰痛予防には姿勢が最も重要であると指摘されている。そのため看護師が実際の看護を行う時の動作中の姿勢を解明し、腰部への負担との関連を明確にする必要がある。また、腰痛のない看護師の動作の解明ができれば、新しい看護動作の教育ができ、看護師のみならず他の医療・福祉分野にも貢献できる。さらに適正動作設計のもと、腰痛予防も視野に入れた誰もが使える技術を国民に伝授することが可能となる。そのためには、定量的な負荷評価が必須である。そこで、フォースプレートと個別人体モデルを利用した看護動作時の力学的な負荷評価実験を行った。

対象となる看護動作は、§4と同様「起き上がり介助動作」とする。National Institute for occupational Safety and Health(NIOSH)は、作業労働時の腰部椎間板圧迫力の許容値を3,400ニュートン（以下N）としている。そこで、我々は腰部負荷評価として、腰部椎間板圧迫力の測定及び腰痛すべり症の原因になるずれる方向の力一剪断力を用いることにした。

#### 5.2. 腰部負荷評価実験

##### 5.2.1 目的

看護師と、一般成人の「起き上がり介助動作」時の腰椎にかかる負荷を測定し、比較することによってその違いを明らかにする。

##### 5.2.2 方法

- 1) 対象：既往に腰痛症のない熟練看護師1名（年齢50歳代、身長158cm、体重58kg）同じく腰痛症のない一般成人1名（年齢20歳代、身長160.0cm、体重53.0kg）、同被介助者1名（年齢20歳代、身長173.0cm、体重71.5kg）
- 2) 倫理的配慮：対象者には事前に研究目的、実験の趣旨、自由参加の権利、個人情報の保護を口頭で説明し、協力を申し出た対象者に、目的、意義、方法、安全面への留意点、個人情報の保護を再度文書で説明し、実験への協力、同意を得た。
- 3) 実験方法：被験者に3色のLEDマーカを付けた。マーカの設置点は、前述した「マーカセット」（図19）である。

被験者は、1人ずつ床反力計（日本キスラー株式会社 9286A）の上に乗し、ベッドに仰臥位で臥床している被験者に対して、起き上がり援助動作を実施した。その際、1つの床反力計に両足が乗らないようにして計測した。動作を2方向、2台の光軸平行カメラから計測し、マーカの3次元位置を出した。ベッドは木製を使用した。高さは被介助者が端座位になった時に、床に両足がつくことを考慮して、床上40cmとした。



図 36 実験風景

#### 4) 腰部関節モーメント、椎間板圧迫力及び剪断力の算出方法

腰部関節モーメントは、LEDマーカの座標値、介助者がのった床反力から得られた床反力データを用いた逆動学的分析により算出した。逆動力学とは、順動力学と対をなす動力学である、物体に対してかかっている並進力やトルクから、その物体がどう動くか（変位、速度、加速度、関節角度等）を算出する順動力問題である。これに対して、逆動力学問題とは、物体がどう動いたかが与えられた時に、その物体にかかっているはずの力、トルクを算出するものである。

腰痛は第4、5腰椎間か、第5腰椎、第1仙椎間で多く発生することが報告されていることから、本研究では第5腰椎を腰部モーメントの回転中心として選択した。

本実験では、ニュートン・オイラー法を用いて、逆動力学で腰にかかる力を計算した。上記の方法で椎間板圧縮力と剪断力を算出した。

### 5.2.3 結果

#### 1) 剪断力と腰部椎間板圧迫力

剪断力と椎間板圧縮力との測定結果を図 38、図 39 に示す。剪断力において、一般成人は、起き上がり動作介助直後から一気に 350 ニュートン（以下 N）以上に上昇し、最大 480 Nを示した。熟練看護師は、直後 1/2 の値であり 150～240Nの間で推移した。最大値は 240Nであった。圧迫力は、熟練看護師は、190～350Nであり、起き上がり動作直後から動作終了直前まで変動は少なかった。一般成人は、100～500Nと動作途中で変動が顕著であった。

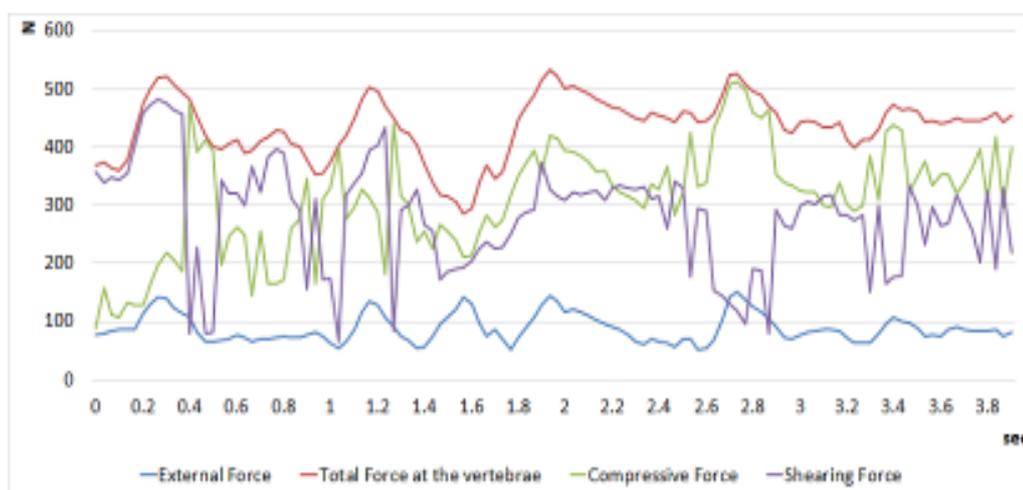


図 38 一般成人負荷

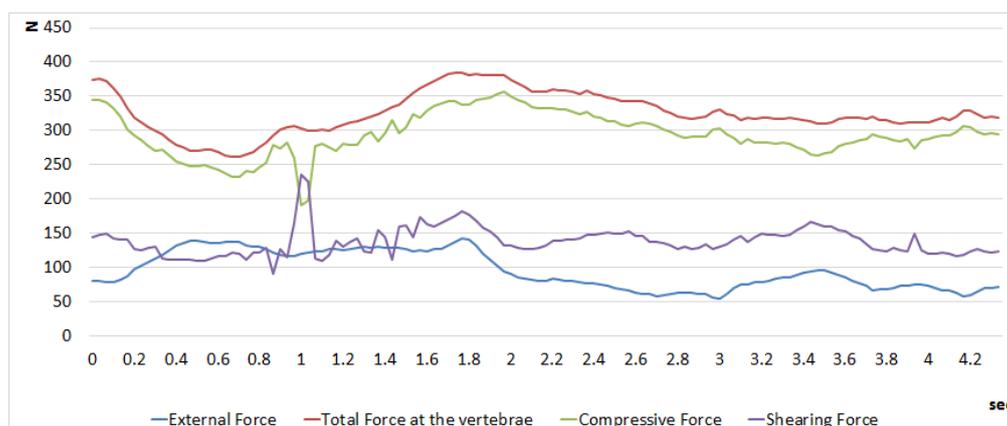


図 39 熟練看護師負荷

#### 5.2.4 考察

熟練看護師は、圧迫方向の力の割合が大きく、ずれる方向つまり剪断力が少なく、腰椎のすべり症になりにくいように、起き上がり動作を行っていることがわかる。一方、一般成人は剪断力が大きく、圧縮方向の力が少ないため、腰部に負荷が大きいと云える。腰椎関節においてみられるすべり症は、関節に大きな剪断力がかかることで発症しやすくなる。看護師はすべり症になりにくいように介助動作を行っていると言える。これは、看護教育においてボディメカニクスの教育をしているため、その違いによる可能性がある。一方、先行研究において看護師経験者が、必ずしも腰部に負荷がかからない方法で実施しているとは限らない可能性がある。そのため看護師に腰痛が多いと言う問題解決に至っていないことが推測される。我々は、kinematics 解析で腰椎の角度を測定し、初心者と熟練者の違いを明らかにした。そこで今回の kinetics 解析と合わせて、検証して行くことにより、腰痛予防や患者安楽のための看護動作最適設計が行える可能性がある。

看護師と一般成人の起き上がり動作の分析より腰椎の負荷の違いが明らかになったことは、経験豊富な熟練看護師と未経験者である一般成人の動作をさらに分析することにより、負荷の少ない看護技術を開発することができる示唆が得られた。

## 第6章 看護動作の最適化

### 6.1 はじめに

第4章、第5章の結果をもとに、ここでは、熟練看護師と一般成人（以下初心者）の動作の特徴を示し看護動作の最適化について述べる。次に起き上がり動作の特徴を捉え、全介助による起き上がりの基本原理を導き、看護動作の最適化ループとそれを支援するシスについて述べる。最後に看護師の動作の一般成人応用可能性について検証する。

### 6.2 最適化の指標

これまで Kinematics 解析では、熟練看護師は、安全な姿勢を保持して腰椎に負荷のかからないよう援助していたが、初心者では危険姿勢をとっているということが示せた。

Kinetics 解析では、熟練看護師は、圧迫方向の力の割合が大きく、ずれる方向つまり剪断力が少なく、腰椎のすべり症になりにくいように、起き上がり動作を行っていることが分かった。一方、初心者は剪断力が大きく、圧縮方向の力の割合が少ないため、腰部に負荷が大きいことが分かった。

先述したように、National Institute for occupational Safety and Health(以下 NIOSH)は、作業労働時の腰部椎間板圧迫力の許容値を 3,400 ニュートン（以下 N）としている。先の実験で得られた時系列の姿勢及び身体にかかる負荷から、熟練看護師の起き上がり介助動作は、前傾姿勢をとらず、全身で被介助者包み込むようにして起こしており、椎間板にかかる負担が最大値で見ても NIOSH の許容量の約 1/18 であった。一方初心者は、前傾姿勢で、腕だけで介助しており、椎間板にかかる負担は NIOSH の許容量の約 1/7 であった。また被介助者が感じた両者の違いは、熟練看護師には「安心感」を、一般成人には「不安感」を感じていた。

以上より、看護動作の最適化の指標は、剪断力、圧迫力、姿勢があげられる。この最適化の指標を具体的な動作で表示することが必要である。

### 6.3 熟練看護師と初心者の動作の特徴

石田・廣川等は、「スポーツでうまくなるもっともよい方法の一つは、うまい人をまねることである。たとえば、われわれが自分のスポーツ技術を改善したり、さらに最適化しようとする場合には、まず自分の動きを様々な方法で観察し、より優れた人や選手の動き（モデル）と比較するであろう。」と述べている [27]。同様に、看護動作の最適化は、よい看護動作の客観的な観察、介助者の動作の分析で得られたデータが活用できるといえる。そこで、Kinematics 解析で取得した画像を 4 方向から捉えて、熟練看護師と初心者の動作の特徴を抽出した。

熟練看護師の起き上がり介助動作開始直後、介助途中の姿勢を4方向から捉えた画像を(図40、図41)に示した。同様に初心者の起き上がり介助動作開始直後の姿勢を図42、図43に示した。各図は左画像から、横方向、斜め前方、真上、前方から捉えたものである。熟練看護師の動作の特徴は、膝関節を深く屈曲し(90°)、頸部は頸椎の生理的湾曲を維持しながら、脊柱の生理的湾曲を確保して、腰部の前掲姿勢を避けている。また基底面積が広く、重心線が基底面積の中にあるため安定している。さらに介助動作直後は、左半身に重心があり、進行方向に右足先が向き、介助途中には、ゆっくり重心が右半身に移り、被介助者の起き上がり動作と一体になって、介助動作を完了している。つまり被介助者、介助者が、一丸となって動作が生成されていた。

一方初心者の動作の特徴は、膝関節の屈曲角度が浅く(130°)、頸部は前傾して頸椎の生理的湾曲は、保持されず、脊柱の生理的湾曲を確保することが困難で、腰背部の前傾姿勢となっている。また基底面積の外に重心線があるため、不安定である。さらに介助動作直後及び途中も、右半身に重心を保持したまま介助動作を完了している。つまり被介護者の上半身と力が釣り合う形で、被介助者を左上肢にのせて、起き上がらせていた。

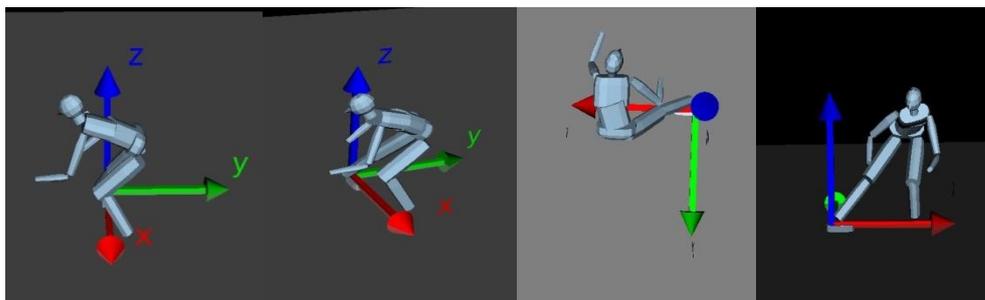


図40 熟練看護師の介助動作直後姿勢

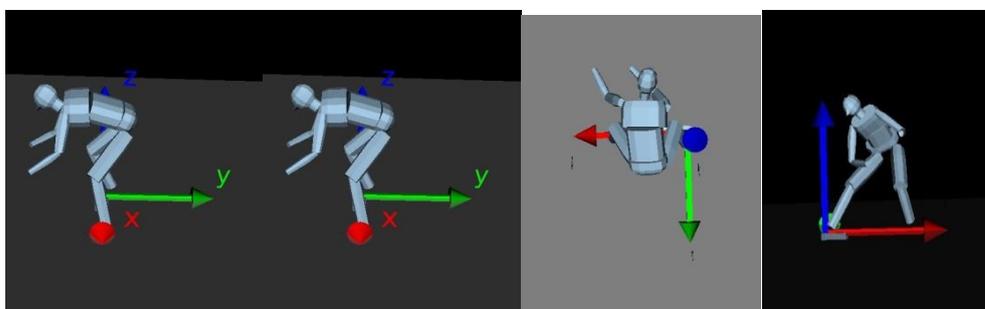


図41 初心者の介助動作直後姿勢

熟練看護師の起き上がり介助動作開始途中の姿勢を4方向から捉えた画像を示した。  
4方向は左画像から、横方向、斜め前方、真上、前方から捉えた画像である。

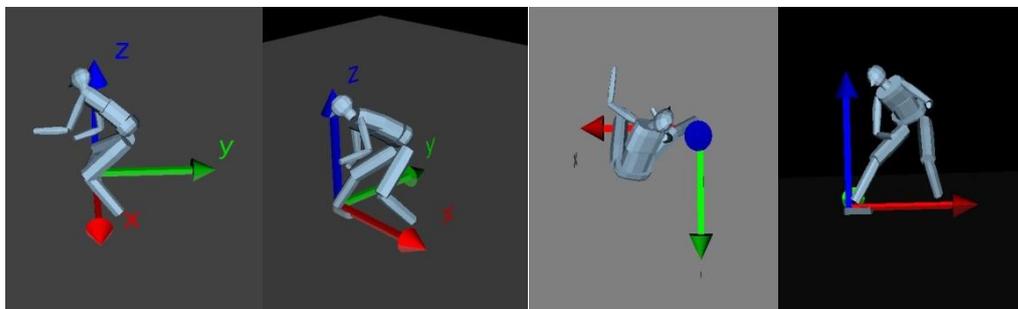


図 42 熟練看護師の介助途中姿勢

初心者の起き上がり介助動作開始途中の姿勢を4方向から見た画像を示した。  
4方向は左画像から、横方向、斜め前、真上、前方から捉えた画像である。

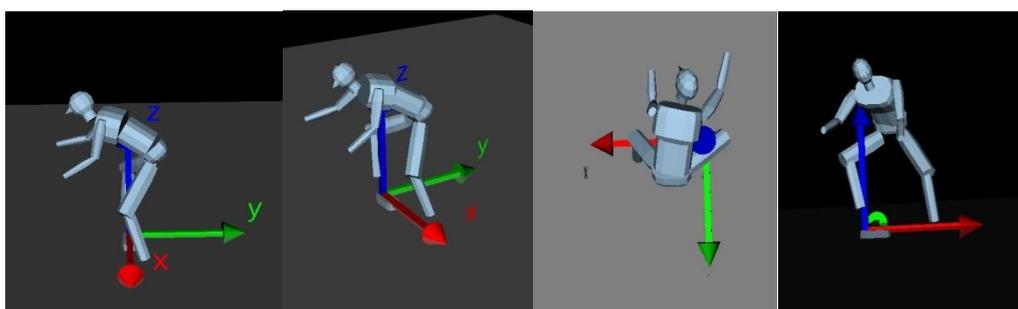


図 43 初心者の介助途中姿勢

#### 6.4 動作中の関節角度

動作中の関節角度を表2に示した。

起き上がり開始直後での腸骨（骨盤）と腹部の角度は、初心者は、7.6度（前屈7.6度）、熟練看護師は、14.7度（前屈0.9度）であった。起き上がり途中では、初心者18.1度（前屈17.1度）、熟練看護師8.7度（前屈8.7度）、終了直後では、初心者36.7度（前屈36.4度）、熟練看護師11.6度（前屈4.4度）であった。初心者は、腰椎を前屈方向に屈曲しているのに対して、熟練看護師はほとんど屈曲していないことが確認できた。

表2 ベッドからの起き上がり援助動作中の介助者の腰椎角度

	time		Layperson	Professional nurse
Angle of lumbar joint immediately after raising patient	Before	All directions	7.6°	14.7°
		Inclined forward	7.6°	0.9°
	Middle	All directions	18.1°	8.7°
		Inclined forward	17.0°	8.7°
	After	All directions	36.7°	11.6°
		Inclined forward	36.4°	4.4°

#### 6.5 看護動作の生成・最適化

看護動作の最適化の指標は、剪断力、圧迫力、姿勢であり、この指標を具体的看護動作に変換して考えることが出来れば、指標と動作が一致する。剪断力、圧迫力で椎間板にかかる負担が分かる。椎間板にかかる負荷が少ないようにするには、膝関節を深く屈曲し（90°）、頸部は頸椎の生理的湾曲を維持しながら、脊柱の生理的湾曲を確保して、腰部の前傾姿勢を避ける。また基底面積が広く、重心線が基底面積の中にあるようにすれば安定する。さらに介助動作直後は、左半身に重心があり、進行方向に右足先が向き、介助途中には、ゆっくり重心が右半身に移り、被介助者の起き上がり動作と一体になって、介助動作を完了する。つまり被介助者、介助者が、一丸となって動作を生成することが出来ることは、最適化した看護動作と言える。

看護動作の特徴は、看護師単独の動作ではなく、被介助者と接触しあう動作、被介助者の身体下に腕を挿入して起こし上げる動作等複雑かつ測定時「見えない箇所」が生じて、測定を困難にしていた。そこで、我々は「見えない箇所」が生じる場合にも動作解析ができる方法を提案した。動作解析して、明らかになったことは、被介助者と接触しあいなが

ら、熟練看護師は、単独動作ではなく、被介助者と一体となった動作にして、共に起き上がり動作を生成していた。

## 6.6 脊椎の生理的湾曲保持の重要性

熟練看護師の動作は、脊椎の生理的湾曲保持ができていた。看護動作の最適化の指標としての姿勢の中でも、脊椎の生理的湾曲保持が重要である。それは、人間の身体にとって、脳・神経系は、指揮者のような役割をもち、脳神経系が働かなければ、私たちの体は動かない。脊椎の中には、脊柱管と呼ばれる管が形成されていて、その中を脳の延長である脊髄が走行している。脊椎は横から見た場合、カーブを描いて蛇行している（生理的湾曲）。頸椎は前方に突出するカーブを描き、胸椎は逆に後方に突出するカーブを描き、腰椎は再び生理的前湾を描いている。脊椎の生理的湾曲保持は、腰痛予防のみならず、脳の延長である脊髄を保護するために、重要不可欠なのである。このことは、介助者、被介助者双方にとって重要性を強調してもしすぎることはない。

## 6.7 介助するうえで必要な起き上がり動作の特徴

現在わが国の看護基礎教育で使用されている代表的な看護書 [11] [12] は、移動援助方法の手順の記載はあるが、援助時の身体負荷評価については記載がない。また起き上がり動作の特徴も明示されていない。動作の特徴を明らかにすることは、どのように介助すればよいかを知ることに繋がる。そのため安全、安楽、自立支援という看護学の視点で、起き上がり動作の特徴を抽出する。

我々がベッドから起き上がる時、一般的に起きるという意味がありその後肘を支点にして、上半身を起しながら両足をベッドに下ろして、端座位をとる。今回は、この動作プロセスのうち、上半身を起して長座位をとるまでの動作を介助し、分析した。

起き上がる時、不変な要素は、被介助者の背部が支持面から離れて持ち上がり、支持面に接する身体部分は、臀部と下肢になる。この間の臀部と下肢が身体他の部分と筋活動で結合し、支持機能としての働きを高めて安定した姿勢を保持するまでを支援していく。そのプロセスは、今回の動作取得・分析より、次のように3相に分けることが出来た。

- 1相：被介助者に起き上がりの意思の確認と準備までの相
- 2相：被介助者の背部が支持面から離れる相
- 3相：被介助者の臀部と下肢が支持機能となる相

## 6.8 全介助による起き上がりの基本原理

原理は、我々が動作取得・解析したことをもとに導いた。全介助であるが、主体は被介助者であること、介助者は支援者であることの認識が肝要である。

1相の介助:患者に起き上がりの意思を確認して、介助方法を説明し、受け身ではなく気持ち持ちは介助者とともに動作をする気持ちが大切であることを話す。さらに臥位から起き上

がるときに頭部の位置関係をはじめ身体的位置が変化することによる環境との相互関係の変化を知覚するように働きかける。

2相の介助:背部が支持面から離れて持ち上がるため、この間被介助者は、介助者により前腕を中心とした支持面で支えられることになる。介助者は、被介助者にできるだけ近づき頸・背部に前腕を遠位の肩まで深く挿入し(包み込むようにして)、被介助者の肘を支点にして回転力を発揮するようにして起き上がるようにする。その時介助者の腰部への負荷を少なくするには、前傾姿勢をとらないこと、そのためにはベッド頭側の膝関節を90度屈曲し、重心を左半身に置いて低くして、頸椎、脊椎の生理的湾曲を保持しながら、患者の力を活用した動きにする。頸・背部に前腕を挿入するのは、被介助者の頸椎を保護するためである。

3相の介助:被介助者の臀部と下肢が支持機能となり、臥位より基底面積が縮小する。安定した体位、頭位の移動によるめまい等の有無の確認をして、被介助者に触れていた介助者の両上肢を離す。

## 6.9 看護動作の最適化ループとそれを支援するシステム

これまでの成果を整理し、図44に看護動作の最適化ループとそれを支援するシステムの概念図を示した。熟練看護師と初心者のデータを比較し、前傾姿勢等の危険要因を挙げ、改善方法を示唆し、トレーニングをすれば、初心者でも看護動作の最適化ができる支援システムである。

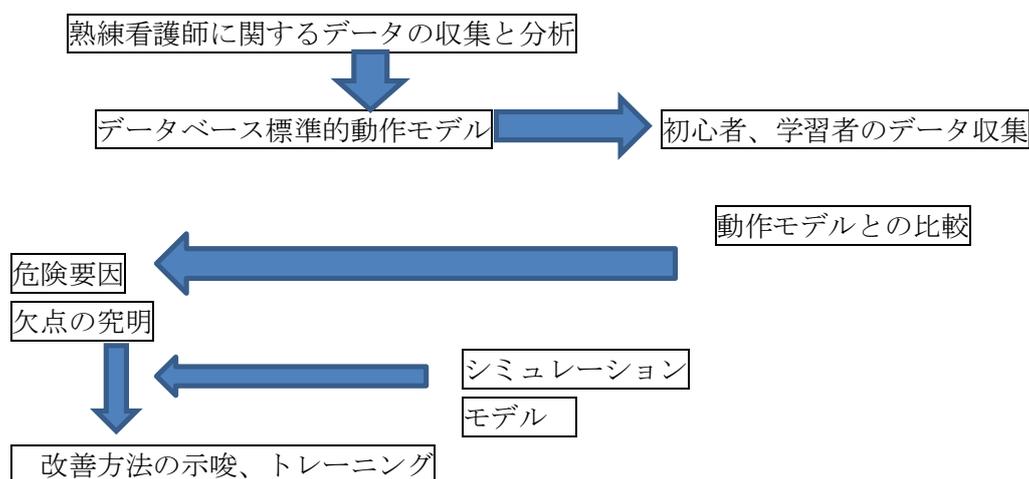


図44 看護動作最適支援システム

## 6.10 看護師の動作の一般成人応用可能性の検証

看護動作最適支援システムに沿って、看護師の動作が、一般成人に応用可能か検証する実験を行った。一般成人の対象は、20代男性2名である。事前に研究目的、実験の趣旨、自由参加の権利、個人情報の保護を口頭で説明し、協力を申し出た対象者に、目的、意義、方法、安全面への留意点、個人情報の保護を再度文書で説明し、実験への協力、同意を得た。実験方法は、第4章の腰部負荷評価実験と同様にした。はじめに何も説明せずに、一般成人に起き上がり介助動作を実施してもらった。次に熟練看護師より一般成人に、デモンストレーションをしながら起き上がり動作をレクチャーした。方法は、全介助による起き上がりの基本原理に従った。その後再び一般成人に、起き上がり介助動作を実施してもらった。

レクチャー前後の身体負荷を比較したところ、2名ともレクチャー後は、ずれる方向つまり剪断力が少なく、腰椎にかかる力も熟練看護師と差がなく、腰椎のすべり症になりにくいように、起き上がり動作を行っていることが分かった。また全体的に動作が安定していることもデータから読み取れる（図45、46）。

このことより、看護師のよい動作は、一般成人に応用可能であることが言える。

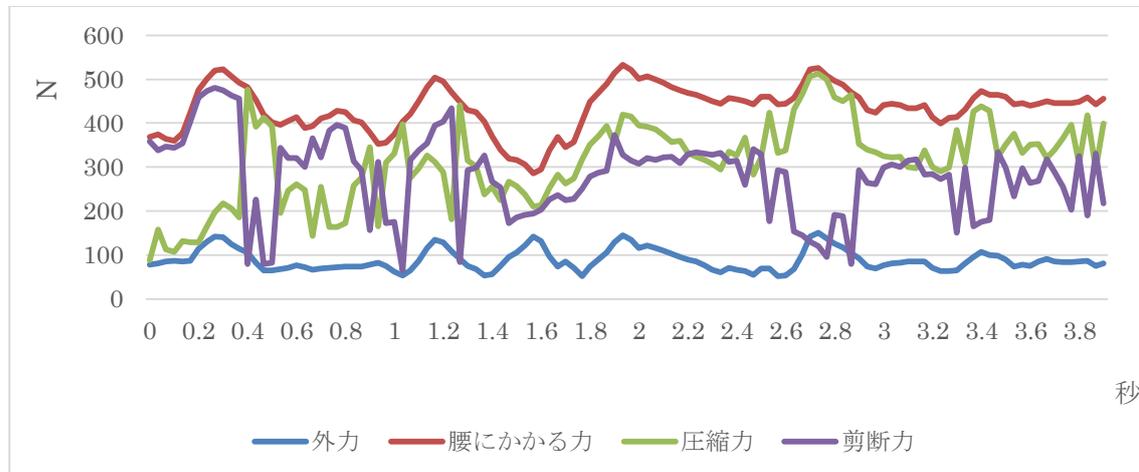


図45 一般成人身体負荷（レクチャー前）

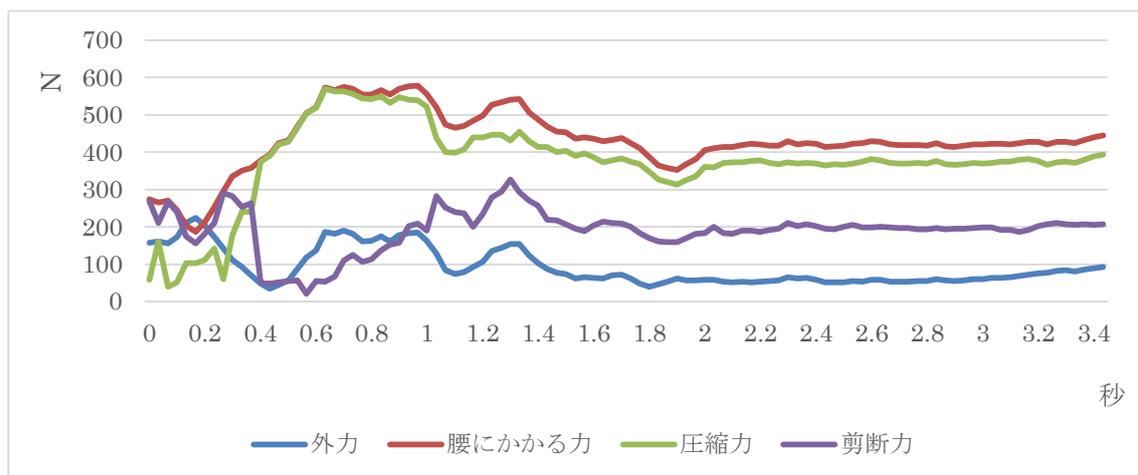


図 46 一般成人身体負荷 (レクチャー後)

## 第7章 結論

### 7.1 まとめ

本論文では、看護における動作・負荷解析システムの開発、すなわち人体の動きを正しく表現でき、人体の負荷評価が行える個別人体モデルを作成し、総合的に動作解析が行えるシステムを構築した。そのうえで介助する人の身体的負荷評価を行うこと及び看護師の移動動作を一般の介助にあたる人々に応用可能か検証した。

看護分野においては、これまで介助動作における運動解析、負荷評価について定量的な議論がほとんどなされていなかった。それは看護動作の特徴より、定量的な測定が困難でありいまだ確立されていなかったと言える。介助が複数人の関わりあう動作であることや、ベッドなどの遮蔽物があること、被介助者の身体下に腕を挿入して起こし上げる動作等複雑かつ測定時「見えない箇所」が生じて、測定を困難にしていた。

本研究では、介助動作と負荷の計測・解析をするために、まず **Kinematics** 解析を行う為のシステムを構築した。光学式のモーションキャプチャによる位置検出に加えて、介助動作時に見えなくなる介助者の上腕、前腕部の位置姿勢の検出のため、加速度・角速度・地磁気を検出する多目的センサを導入し、人体モデルと関連させてすべての人体パーツの位置姿勢決定を行うことを提案した。またモーションキャプチャで、オクルージョンが発生する問題の解決を行った。次に、床反力計にかかる力の方向と大きさを基に、人体モデルを用いて腰部にかかる負荷を **Kinetics** 解析により推定した。構築したシステムにより、実験、解析を行い、介助の初心者と熟練者の動作における負荷や姿勢の差を明らかにした。これらを基に、看護動作の最適化ループとそれを支援するシステムを提案した。最後に提案したシステムを用いて、一般成人にレクチャーし、レクチャー前後の実験結果を分析し、看護師の移動動作を一般の介助に当たる人々に応用可能であることを検証した。

### 7.2 今後の課題

本研究の限界は、個々の人体の質量分布を適用できなかったことである。今後の課題としては、構築した動作解析精度の向上を図り、臨床現場や、学生の自己学習に使用できるようにすることである。さらに一般の方々に成果を還元できるシステムの構築も課題である。また被介助者の動作解析を併せて行うことが、よい看護動作には不可欠であるため、今後取り組んでいきたい。

## 謝辞

まずはじめに、門外漢である看護学分野の私を、有澤研究室に受け入れていただき、本研究を進めるにあたり、長きにわたり始終暖かくご指導を賜りました、横浜国立大学大学院環境情報研究院 有澤博教授に、最大の感謝の意を表します。

また横浜国立大学大学院 環境情報研究院特任教員 佐藤貴子先生には懇切丁寧にご指導頂き、深く感謝いたします。

本論文をまとめるにあたり、有意義なご助言や適切なお討議を賜りました、横浜国立大学大学院環境情報研究院 長尾智晴教授、田村直良教授、森辰則教授、富井尚志准教授、横浜市立大学医学部 根本明宜准教授（連携分野）に心より感謝申し上げます。

本研究に関して、全面的にサポートしていただきました、有澤研究室に在籍されました諸先輩方、大学院生、学部生、特に **Info-Ergonomics** 班の矢野智博様、伊藤翔一朗様、鷹見洋介様、実験の際に快くご協力いただいた皆様、そして歴代の **Info-Ergonomics** 班の皆様にも深く感謝いたします。

実験をはじめ様々な支援を頂いた安藤康子様にも心より感謝申し上げます。

事務手続き等でお世話になりました有澤研究室前秘書の窪川栄子様、現秘書の立花真美様、長谷川紀幸様に厚く御礼申し上げます。

最後になりましたが、社会人学生として、進学を許可しご協力頂きました横浜市立大学の関係者の皆様、医学部看護学科の皆様、本研究を行うに当たりお世話になりましたすべての方々に深く感謝申し上げ、今後ますますのご活躍をお祈り申し上げます。

## 文献

- [1] 国立社会保障・人口問題研究所：日本の将来推計人口,2012.
- [2] 大原啓志,青山英康：職業性腰痛の疫学と課題,日本災害医学会誌,42(6),pp.413-419,1994.
- [3] 北西正光,名島将浩：看護業務従事者における腰痛の疫学的検討,日本腰痛会誌,1(19),pp.13-16,1995.
- [4] 小川鑛一,イラストで学ぶ看護人間工学,東京電気大学出版局,pp.34-35,2008.
- [5] V・ヘンダーソン,湯槇ます,児玉香津子訳：看護の基本となるもの,日本看護協会出版会,2006.
- [6] V・ヘンダーソン,荒井蝶子他訳：看護の原理と実際,メジカルフレンド社,1981.
- [7] 稲田三津子,増田早苗,二ツ森栄子：患者の車椅子移乗介助動作における看護学生の動作分析—姿勢モニターによる分析—,日本赤十字看護大学紀,13,pp.43-50,1999.
- [8] 水戸優子：片麻痺患者への車いす移乗介助技術における看護者の足位置についての生体力学的分析—基礎的研究—,神奈川県立保健福祉大学誌,1(1),pp.7-18,2004.
- [9] 伊丹君和,安田寿彦,大槻幸範他：ベッドメーカー動作における前傾角度に着目したボディメカニクスチェックシステムの開発,日本教育工学会論文誌,33(1),pp.19,2009.
- [10] Skotte JH,Essendrop M,Hansen AF,Schibye B:A dynamic 3D biomechanical evaluation of the load on the low back during different patient-handling tasks, J Biomech, 50(10),pp.1357-66, 2002.
- [11] D.Daynard A.Yassi: Biomechanical analysis of peak and cumulative spinal loads during simulated patient-handling activities : a substudy of a randomized controlled trial to prevent lift and transfer injury of health care workers ,Apply Ergono,32(3),pp.199-214,2001.
- [12] W.Karwowskib P.M.Quesadac,Biomechanical: evaluation of nursing tasks in a hospital setting, Ergonomics,50(11), pp.1835-55, 2007.
- [13] 富岡公子,栄健一郎,保田淳子：移乗介助におけるリフトの腰部負担軽減の効果,産業衛生学雑誌 50,pp.103-110,2008.
- [14] 縄秀志,花村由紀,野坂俊弥,池内美希代：3つの離床動作における使用筋群の検討,長野県看護大学紀要,5,pp.1-8,2003.
- [15] 中島佳緒里,小川鑛一,鎌倉やよい：腹部手術後患者におけるベッドからの起き上がり動作の検討,日本人間工学誌,40(4),pp.179-185,2004.

- [16] M.P.Kadaba and H.K.Ramakrishnan and M.E.Wootten : Measurement of Lower Extremity Kinematics During Level Walking, *Journal of Orthopaedic Research* 8,pp.383-392,1990.
- [17] 川上俊文,図解腰痛学級第5版,医学書院, 26, 2011.
- [18] 長谷和徳: コンピュータマネキンにおける身体動作の生成, *バイオメカニズム学会誌*,23 (1) ,pp.18 -23,1999.
- [19] 渥美浩章: コンピュータマネキンへの期待, *バイオメカニズム学会誌*,23 (1) ,pp.3 -7,1999.
- [20] 鈴木直樹: 高次元医用画像とバーチャルリアリティを用いた新しい治療法の開発, *情報処理*,43(5),pp.504-508,2002.
- [21] 野村明美: 初学者が採決の技術を習得するための学習支援教材の開発—人工皮膚・人工血管装着モデル教材—,平成15年度、16年度科学研究費補助金(基盤研究(C)(2)15592252)成果報告書,pp.1-30,2005.
- [22] 前掲書16.
- [23] 中井康弘: 複数の点群に対する位置合わせ手法の性能比較,特別研究報告書,pp1-18,2012.
- [24] 前掲書22.
- [25] 石田明允,廣川俊二他: 身体運動のバイオメカニクス,コロナ社,2002.
- [26] 有田清子,有田秀子他: 系統看護学講座基礎看護技術II,医学書院,2013.
- [27] 深井喜代子監修: 新体系 看護学全書,メジカルフレンド社,2012.
- [28] 徳田哲男,児玉桂子他: 移乗介護と空間条件に関する実験的研究,*理学療法科学*,11 (2) ,pp.63-70,1999.
- [29] R.Allen A.De Stefano:A data acquisition and analysis system for the biomechanical evaluation of patient moving and transferring equipment and procedures, *Journal of Medical Engineering and Technology*, 31(1),pp.14-23,2007.
- [30] ER Vieira,S Kumar:Safety analysis of patient transfers and handling tasks, *Qual Saf Health Care*, 18,pp.380-384, 2009.
- [31] B.SchibyeA.Faber Hansen:Biomechanical analysis of the effect of changing patient-handling technique, *Applied Ergonomics*,34(2), pp.115-123,2003.
- [32] Frank. H.Netter,M.D :The CIBA Collection of Medical Illustrations 1-Nervous System1-Netter,11,1983.

## 本研究に関する公表論文

### 査読付論文誌論文

1 . Akemi Nomura, Yasuko Ando, Tomohiro Yano, Yosuke Takami, Shoichiro Ito, Takako Sato, Akinobu Nemoto, Hiroshi Arisawa : Development of a Motion Capturing and Load Analyzing System for Caregivers Aiding a Patient to Sit Upright in Bed, Signal and Image Analysis for Biomedical and Life Sciences, Springer, pp.1-15, 2014. (to appear)

### フルペーパー査読国際会議論文

1 . Akemi Nomura, Yasuko Ando, Tomohiro Yano, Yosuke Takami, Shoichiro Ito, Takako Sato, Akinobu Nemoto, Hiroshi Arisawa : Development of a Motion Capture System for Measuring Hidden Points on a Human Model and Its Application to Aiding a Patient to Sit Upright in Bed, 2013 International Symposium on Computational models for Life Sciences (CMLS-13), pp.221-229, Sydney, Nov. 27-29, 2013.

2 . Akemi Nomura, Takako Sato, Tomohiro Yano, Yosuke Takami, Shoichiro Ito, Yasuko Ando, Akinobu Nemoto, Hiroshi Arisawa : DEVELOPMENT OF A MOTIONCAPTUR SYSTEM FOR MEASURING HIDDEN POINTS ON A HUMANBODY AND ITS APPLICATION TO THE EVALUATION OF CARE OPERATION, 2014 International Symposium on Flexible Automation, Awaji-Island, pp.1-6, Hyogo, Japan, July 14-16, 2014. (to appear)

### その他の業績

野村明美, 塚本尚子, 船木由香, 高山宏, 有澤博 : 起き上がり援助動作における介助者の腰部負荷評価—経験者と未経験者の比較—, 日本人間工学会誌 第44巻特別号, pp.184-185, 2008.