

博士論文

ウェアラブルな運動計測装置を用いた  
動作解析システムに関する研究

2013年11月

足立 渡

# 目次

<b>第1章 緒言</b> .....	<b>1</b>
1.1 研究の背景 .....	1
1.2 先行研究の概要および本研究の目的 .....	3
1.3 本論の構成 .....	5
参考文献 .....	8
<b>第2章 3軸力覚センサを用いた足底荷重の測定</b> .....	<b>11</b>
2.1 はじめに .....	11
2.2 足底荷重計測システム .....	12
2.2.1 足底荷重計測器 .....	12
2.2.2 3軸力覚センサ .....	13
2.2.3 3軸力覚センサの校正方法と校正結果 .....	14
2.2.3.1 校正方法 .....	14
2.2.3.2 校正結果 .....	16
2.2.4 データ処理ソフトウェア .....	16
2.3 アルゴリズム .....	18
2.3.1 センサ素子の作用力 .....	19
2.3.2 センサ部の作用力 .....	19
2.4 実験 .....	20
2.4.1 実験条件 .....	20
2.4.2 実験方法 .....	20
2.5 実験結果 .....	21

2.6	まとめ	25
	参考文献	27
<b>第3章</b>	<b>ウェアラブルな運動計測装置の開発</b>	<b>29</b>
3.1	はじめに	29
3.2	M3D システム	30
3.2.1	M3D システムの構成	30
3.2.2	座標系の定義	34
3.2.3	下肢の姿勢	37
3.3	まとめ	39
	参考文献	41
<b>第4章</b>	<b>移動式床反力計の計測精度の検証</b>	<b>42</b>
4.1	はじめに	42
4.2	比較検証実験における計測装置の構成	42
4.3	実験条件	43
4.4	実験結果	44
4.4.1	床反力	44
4.4.2	圧力中心	46
4.4.3	下肢の姿勢	47
4.5	考察	47
4.5.1	移動式床反力計の計測精度向上	47
4.5.2	圧力中心の計測精度向上	48
4.6	まとめ	50

参考文献	51
<b>第5章 ウエアラブルな運動計測装置に適した動力学解析手法の提案</b>	<b>52</b>
5.1 はじめに	52
5.2 人体特性の算出方法	53
5.2.1 質量中心比の算出方法	54
5.2.2 質量比の算出方法	54
5.2.3 慣性モーメントの算出方法	55
5.3 動力学解析手法	55
5.3.1 姿勢角の算出方法	55
5.3.2 足部の動力学解析	57
5.4 実験	59
5.4.1 実験条件	59
5.4.2 実験結果	60
5.5 考察	60
5.6 まとめ	62
参考文献	63
<b>第6章 結言</b>	<b>64</b>
<b>謝辞</b>	<b>66</b>

# 第 1 章 緒言

## 1. 1 研究の背景

脳卒中のような疾病に起因する歩行障害に対するリハビリテーションは、患者の ADL (Activities of Daily Living) 向上と社会復帰を図るために重要である。運動機能の回復のためのリハビリテーションは、主に免許資格を必要とする医者や理学療法士の経験に基づいて行われてきた。そのため、技量について一定の保証はなされているものの、回復に対する実際の力量にはばらつきがあるものと考えられる。一方、患者側においても障害の箇所や程度は千差万別であり、定型的に患者に対応することが可能な方法は存在しない。従って、個々の患者の症状に合わせて最適なりハビリテーションを行なう必要があるが、先に述べた施術者の個々の経験により、受けられるリハビリテーションの質が左右されているのが現状である。また、日本脳卒中学会が定めるガイドライン<sup>(1)</sup>によれば十分なリスク管理のもとに急性期から積極的なリハビリテーションを行なうことが強く勧められており、ますます安定的に質の高いリハビリテーションを行なえる環境が求められている。

施術者の個々の経験に左右されることなく、安定的に質の高いリハビリテーション医療を患者に提供するためには、客観的な指標となる数値データが必要である<sup>(2)</sup>。例えば、歩行機能の回復を目的としたリハビリテーション中に、理学療法士らが患者の下肢の関節モーメントの情報を把握する<sup>(3)</sup>ことは、リハビリテーションの指示を与える上で非常に有益である<sup>(4)</sup>。従来、下肢の関節モーメントは高速度カメラと床反力計からなる光学式の三次元動作解析システムにより得られたデータを基に、逆動力学的手法を用いて計算されてきた<sup>(5)-(9)</sup>。しかし、従来の計測システムは実験施設に固定する必要があるため、計測可能な運動の種類や計測範囲などにも制限がある。また、床反力計を数多く設置する場合、広範囲におよぶ実験施設が必要となり、費用も非常に高くなるために実現可能性は低い。さらに、床面に設置された床反力計の間隔が、必ずしも全ての被験者にとって最適に配置されているとは限らない。これらの問題は全て、計測装置が計測場所に固定されていることに起因する。

よって、従来の施設固定型の三次元動作解析システム<sup>(10)</sup>に代わり、被験者に計測装置を取り付けることが可能なウェアラブルな運動計測装置を提案し、運動計測における様々な制約を解消することができれば、運動機能のリハビリテーションにおいて更

なる発展が見込まれる。そこで、本研究では加速度センサ、ジャイロセンサ、地磁気センサおよび力覚センサを統合したウェアラブルな運動計測装置の開発を行ない、その計測装置に適した動力学解析手法を提案する。そして、開発した計測装置と提案した解析手法を組み合わせた、新たな動作解析システムとしての妥当性の検証について論じる。

## 1. 2 先行研究の概要および本研究の目的

リハビリテーション医療の重要性がますます高まってきている近年、臨床歩行分析研究の発展により、歩行や日常生活動作などに障害のある者に対して、最新の運動解析システムを用いた機能評価やその応用が医療やリハビリテーションの分野で注目されている<sup>(11)</sup>。人が姿勢を保持したり運動したりする際、足趾は床をつかむ様にバランスをとり、足底には作用力と作用モーメントが働く。それらは立位バランスや歩行障害の評価や治療において重要な指標となる<sup>(12)</sup>。よってパターン解析などで足底に作用する力を測定する際、押圧方向だけでなくせん断力方向も測定し、足底に作用する3分力の分布情報を測定する必要があると考えられる。現在までに床反力を計測するための機器や手法が数多く研究、報告され、既にリハビリテーションやスポーツ工学などの分野で用いられている物もあるが<sup>(13)-(18)</sup>、3分力の分布情報を測定することができる床反力計で現在実用化されているものは無い。そのため、人の運動計測を行なう上で足底に生じる3分力を把握することは非常に有益である。

他方、これまで歩行運動のリハビリテーションにおいては三次元動作解析システムが用いられてきた<sup>(19)</sup>。このようなシステムは一般に赤外線カメラや高速度カメラのような光学式の計測装置を用いて被験者の動作を測定し、床反力計を用いて被験者が踏んだ際の反力を測定する。これら測定データを用いることで被験者の歩行運動中に生じる関節反力や関節モーメントが動力学を用いて計算され、リハビリテーションの指標として用いられている。しかし、このような光学式の三次元動作解析システムを用いる場合、各装置は計測場所に固定して使用するため、計測可能な場所や内容に様々な制約が生じる。そのため、被験者は計測装置の設置条件に合わせて運動を行なわなければならない、本来の自然な動作が計測できない可能性がある<sup>(20)</sup>。従って、計測環境に左右されることなく被験者本来の自由度の高い運動が計測可能な装置やシステムが求められている。これまでに加速度センサやジャイロセンサ等の慣性センサを搭載したウェアラブルな運動計測装置は存在する<sup>(21)-(22)</sup>が、実用的なウェアラブル床反力計は未だ存在しない。

そこで本研究では24個(6×4)の3軸力覚センサを配列した足底荷重計測器とセンサ素子の出力を表示・保存するソフトウェアからなる足底荷重計測システムを用いて、人が運動する際の足底と床との相互作用に注目し、接地面で足底に働く3分力の分布情報の計測を行なう。そして、得られた3分力の分布情報を元にして、足底のうち人

の運動の際に計測すべき領域を十分に含むように3軸力覚センサを配置した，実用的で小型軽量な移動式床反力計の開発を行なう．開発した移動式床反力計の計測精度を検証するために，従来の設置式床反力計を同時に用いて，人の運動時における床反力を計測する．さらに，移動式床反力計と加速度センサ，ジャイロセンサおよび地磁気センサからなるモーションセンサを統合した，ウェアラブルな運動計測装置を用いて人の歩行運動を計測する．ウェアラブルな運動計測装置によって得られたデータを元にして歩行運動中の人の姿勢を算出し，同時に計測に用いた光学式三次元動作解析システムによって得られた人の姿勢と比較することで，開発したウェアラブルな運動計測装置の，人の姿勢に関する計測精度について検証を行なう．さらに，ウェアラブルな運動計測装置に適した動力学解析手法を提案し，提案した動力学解析手法の妥当性を検証するため，直線歩行運動を対象として実験を行なう．そして，計測データに提案した動力学解析手法を適用することで得られる足関節モーメントについて，歩行解析における代表的な参照データと比較し，妥当性を検証する．



### 1. 3 本論の構成

本論文は全6章から構成される。第1章は緒言である。第2章では3軸力覚センサを用いた足底荷重の測定について述べる。第3章ではウェアラブルな運動計測装置について述べる。第4章では第3章で提案したウェアラブルな運動計測装置のうち、移動式床反力計に対して、その計測精度について述べる。第5章ではウェアラブルな運動計測装置を用いて計測した歩行運動のデータに適用する動力学解析の手法について述べる。最後に、第6章を結言とする。以下、各章に関する概要を示す。

第2章では、足底荷重計測システムの概要について触れた上で、システムを構成する計測器について述べる。計測器のセンサ部は、3軸力覚センサが24個配列されており、計測器全体の座標系と3軸力覚センサ素子の個々の座標系の軸方向を一致させるように配列している。また、本計測器に用いている3軸力覚センサ単体について述べ、その校正方法について論じる。さらに、3軸力覚センサからの出力を処理するアルゴリズムを提案する。そして、足底分布荷重の計測実験を行ない、得られたデータから足底に働く荷重を計測する際に含むべき領域について検証する。

第3章では、本研究で開発したウェアラブルな運動計測装置について述べる。本研究で新たに提案する動作解析システムは、大きく分けて計測装置と解析アルゴリズムで構成される。動作解析システムのうち、計測装置は4つの移動式床反力計と6つのモーションセンサおよび1つのデータトランスミッタで構成されている。移動式床反力計およびモーションセンサにはそれぞれ複数のセンサが搭載されているので、それぞれの座標系の定義並びに移動式床反力計およびモーションセンサとして構成される場合の座標系の定義について説明する。動作解析システムの構成について図1-1に示す。

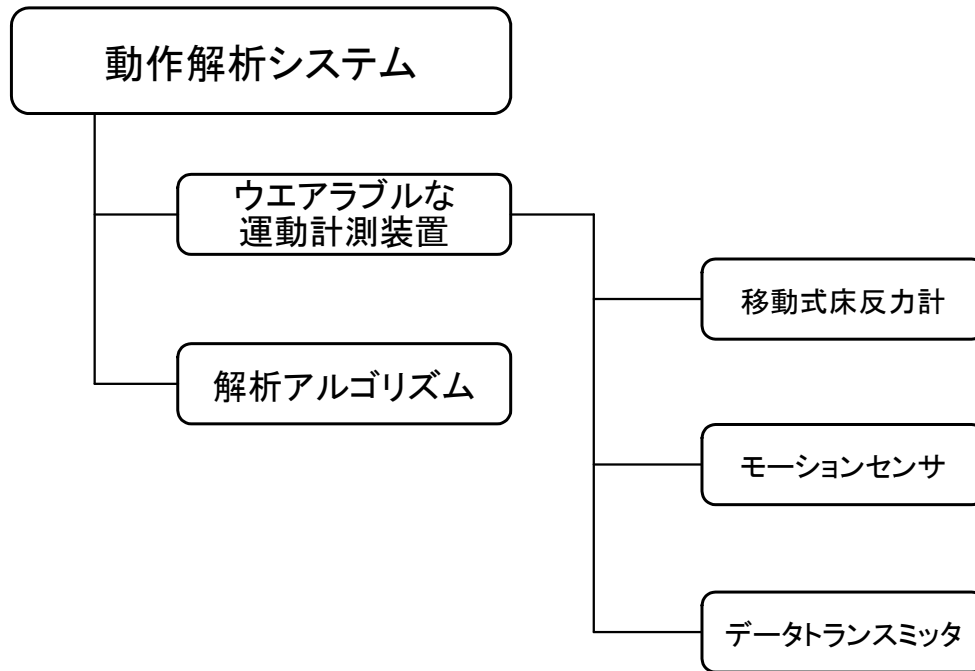


Fig. 1-1 System Configuration

また，移動式床反力計により得られるデータを用いた床反力や各軸まわりのモーメントの算出方法について述べる．そして，モーションセンサにより得られるデータを用いた人の下肢姿勢の算出方法について提案し，本研究で開発したウェアラブルな運動計測装置に適用可能な動力学解析手法の基礎的な部分について論じる．

第4章では，ウェアラブルな運動計測装置を構成する，移動式床反力計の計測精度について論じる．具体的には，移動式床反力計と比較検証するため，設置式床反力計を同時に用いて，人の運動時における床反力を計測し，床反力データおよび床反力データを用いて算出される圧力中心の軌跡について，両計測機器間の相対誤差を検証することにより，開発した移動式床反力計の計測精度を評価する．また，両計測機器間の相対誤差を補正するための方法を提案し，誤差補正の効果について検証する．

第5章では，第3章で示した動作解析システムによる動力学解析の基礎的な部分を元にして，人の歩行運動時に生じる関節モーメントを算出するための，本システム特有の動力学解析の手法について述べる．本研究で開発したウェアラブルな運動計測装置で用いられている移動式床反力計は従来の設置式床反力計とは異なる使用方法をとっている．この移動式床反力計は前後2枚で1組の床反力計をしている．そのため，

2組の移動座標系があり、それらから1つの固定座標系に変換する必要がある。また、従来の光学式三次元動作解析システムであれば計測場所の座標系は固定されているものの、ウェアラブルな運動計測装置においては各センサコンポーネントが独立した座標系を有しているため、従来の解析手法は利用できない。そこで、ウェアラブルな運動計測装置により得られた計測データへ適用可能な動力学解析手法を新たに提案する。さらに、提案手法を検証するため、移動式床反力計およびモーションセンサを用いて人の直線歩行運動を対象とする実験を行なう。計測データに提案手法を適用して足関節モーメントを算出し、歩行解析における代表的な参照データとの比較を行ない、提案手法の妥当性を検証する。

第6章では、本研究の総括および本研究で提案した動作解析システムを用いることによる新たに研究が発展可能な分野に対する展望について述べる。

## ・参考文献

- (1) 脳卒中合同ガイドライン委員会, “脳卒中治療ガイドライン 2009”, 協和企画, pp. 274-275, (2009).
- (2) 黒川幸雄, 高橋正明, 鶴見隆正, 山本澄子, “運動分析”, 三輪書店, p. 19, (2000).
- (3) 黒川幸雄, 高橋正明, 鶴見隆正, 山本澄子, “運動分析”, 三輪書店, pp. 11-12, (2000).
- (4) 臨床歩行分析研究会 編, “関節モーメントによる歩行分析”, 医師薬出版, p. 3, (1997).
- (5) Suncheol Kwon, Hyung-Soon Park, Christopher J. Stanley, Jung Kim, Jonghyun Kim, Diane L. Damiano, “A Practical Strategy for sEMG-Based Knee Joint Moment Estimation During Gait and Its Validation in Individuals With Cerebral Palsy”, IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, **59-5**, pp. 1480-1487, (2012).
- (6) 横山茂樹, 高柳公司, 松坂誠應, 大城昌平, 金々江光生, 東英文, “足底部感覚情報が立位姿勢調整および歩行運動に及ぼす影響”, 理学療法学, **22-3**, pp. 125-128, (1995).
- (7) 山本撰, 柴田典子, “脳卒中片麻痺患者の歩行スピードと関節モーメント - 関節モーメントが歩行率、重複歩距離に及ぼす影響”, 理学療法学, **23-Supplement No. 2**, p. 65, (1996).
- (8) 植松光俊, 金子公宥, “高齢女性の自由歩行における下肢関節モーメント”, 理学療法学, **24-7**, pp. 369-376, (1997).
- (9) 金承革, 福井勉, 関屋昇, 高橋正明, 大成幹彦, “下肢関節モーメントの歩行速度への寄与 - 速い速度での歩行に寄与する筋群の調査 -”, バイオメカニズム学会誌, **25-1**, pp. 29-35, (2001).
- (10) Hyunho Choi, Sungjae Hwang, Yongkun Cho, Sungsik Myung, Hansung Kim, Youngho Kim, “Biomechanical Effects of the Weight of Side Loaded Carriage in Walking - Correlation between Body Center of Mass (COM) and Joint Moments”, Intl. Conf. on Biomedical and Pharmaceutical Engineering 2006 (ICBPE 2006),

pp. 330-333, (2006).

- (11) 井上喜雄, 松田拓也, 芝田京子, 山崎陽平, 甲斐義弘, “足底圧センサを用いた鉛直床反力と関節モーメントの推定”, 日本機械学会 スポーツ工学シンポジウム : シンポジウム:ヒューマン・ダイナミックス ジョイント・シンポジウム講演論文集, pp. 57-62, (2003).
- (12) 前島 洋, 細田昌孝, 峰松亮, 小林隆司, 佐々木久登, 松田祐一, 吉村理, 高柳清美, 吉田勉, 坂田清, “視覚・足底感覚入力が動的立位バランス・自由歩行へ与える影響”, 理学療法学, **25-Supplement No. 2**, p. 156, (1998).
- (13) KATSUHIRA Junji, YAMAMOTO Sumiko, ASAHARA Sanae, MARUYAMA Hitosi, “Comparison of the Accuracy of Measurement of Floor Reaction Force and Lower Extremity Joint Moments Calculated Using Different Force Plate Measurement Methods”, Journal of Physical Therapy Science, **19-2**, pp.171-175, (2007).
- (14) Matthew A. Nurse, Benno M. Nigg, “The effects of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity”, Clinical Biomechanics, **16**, pp. 719-727, (2001).
- (15) Eric Eils, Susann Behrens, Oliver Mersa, Lothar Thorwesten, Klaus Völker, Dieter Rosenbaum, “Reduced plantar sensation causes a cautious walking pattern”, Gait and Posture, **20**, pp. 54-60 (2004).
- (16) Amanda J. Taylor, Hylton B. Menz, Anne-Maree Keenan, “Effects of experimentally induced plantar insensitivity on forces and pressures under the foot during normal walking”, Gait and Posture, **20**, pp. 232-237, (2004).
- (17) Eric Eilsa, Stefan Noltea, Markus Tewesa, Lothar Thorwestenb, Klaus V. olkerb, Dieter Rosenbaum, “Modified pressure distribution patterns in walking following reduction of plantar sensation”, Journal of Biomechanics, **35**, pp. 1307-1313, (2002).
- (18) Attila A Priplata, James B Niemi, Jason D Harry, Lewis A Lipsitz, James J Collins, “Vibrating insoles and balance control in elderly people”, The Lancet, **362-9390**, pp. 1123–1124, (2003).
- (19) 関川伸哉, 関和則, 山本澄子, 市江雅芳, “装具機能と片麻痺歩行との関連性について -運動学および動作筋電図学的解析から-”, バイオメカニズム

- 学会誌, **27-2**, pp. 87-94, (2003).
- (20) 川嶋雄太, ベンチャー・ジェンチャン, 河島則天, “力学同定を用いた複数の接触点における外力計算”, 日本 IFToMM 会議 第17回シンポジウム, pp9-14, (2011).
- (21) Qi An, Yuki Ishikawa, Junki Nakagawa, Atsushi Kuroda, Hiroyuki Oka, Hiroshi Yamakawa, Atsushi Yamashita, Hajime Asama, “Estimating Intensity of Physical Activity: A Comparison of Wearable Accelerometer and Gyro Sensors and 3 Sensor Locations”, The 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS, pp. 1511-1514, (2007).
- (22) J.Pärkkä, M.Ermes, K.Antila, M.van Gils, A.Mänttari, H.Nieminen, “Evaluation of Wearable Gyroscope and Accelerometer Sensor (PocketIMU2) during Walking and Sit-to-Stand Motions”, The 21st IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication, pp. 731-736, (2012).

## 第 2 章 3 軸力覚センサを用いた足底荷重の測定

### 2. 1 はじめに

近年、高齢化社会の進展に伴い、リハビリテーション医療の重要性がますます高まっている。近年の臨床歩行分析研究の発展により、歩行や日常生活動作などに障害のある者に対して、最新の運動解析システムなどを用いた機能評価やその応用が医療やリハビリテーションの分野でも注目されている<sup>(1)-(3)</sup>。人が姿勢を保持したり運動したりする際、足趾は床をつかむ様にバランスをとり、足底には作用力と作用モーメントが働く。それらは立位バランスや歩行障害の評価や治療において重要な指標となる<sup>(4)-(8)</sup>。よってパターン解析などで足底に作用する力を測定する際、押圧方向だけでなくせん断力方向も測定し、足底に作用する3分力の分布情報を測定する必要があると考えられる。現在までに床反力を計測するための機器や手法が数多く研究、報告され、中には既に商品化されリハビリテーションやスポーツ工学などの分野で用いられている物もあり、3分力の分布情報を測定することができる床反力計も実用化されている<sup>(9)-(15)</sup>。

本章では、24個(6×4)の3軸力覚センサを配列した足底荷重計測器とセンサ素子の出力を表示・保存するソフトウェアからなる足底荷重計測システムを用いて、人が姿勢を保持したり、運動したりする際の足底と床との相互作用に注目し、接地面での足底に働く3分力の分布情報を計測することを目的とする。3軸力覚センサは、垂直力とせん断力を歪ゲージの電気抵抗変化として検出する。センサ素子の出力には構造上相互干渉が存在し、相互干渉補正を行なうことにより、各センサ素子に作用する垂直力とせん断力が測定可能となる。各センサ素子の出力により、足底に働く力の時間的変化をベクトルとして求める。また、OpenGLを組み込んだDLL関数を用いることで、作用ベクトルを三次元で立体的に表示し、データに対する直感的な理解を可能とする。実験をおこない、足底荷重計測システムを用いて、測定した足底に働く力を3分力の分布情報によって示し、移動式床反力計のセンサ配置の指針を得る。

## 2. 2 足底荷重計測システム

足底荷重計測システムは、3軸力覚センサを24個配列したセンサ部から構成される計測器と、3軸力覚センサからの出力を表示・保存するソフトウェアを搭載したPCから構成される。

### 2. 2. 1 足底荷重計測器

足底荷重計測器の概観図を図 2-1 に示す。大きさは 300[mm]×560[mm]×150[mm]であり、上面には3軸力覚センサを24個(6×4)配置したセンサ部が埋め込まれた構造である。図 2-2 に足底荷重計測器のセンサ部を示す。計測器全体とセンサ素子の X, Y, Z 軸方向を一致させるように配列をおこなっている。各センサ素子は左上から右下へ順番に No.1 から No.24 まで番号を打つこととする。座標軸に関しては図に示す通りである。センサ部は、成人男性がつま先をセンサ部に乗せた時につま先を十分覆うことのできる大きさである。またセンサ部の前後には荷重計が取り付けられており垂直力を表示することができる。センサ部上に人が乗ることにより、足底に働く力を3分力の分布情報として計測することが可能となる。足底荷重計測器にはアンプボード、A/D変換器が内蔵されており、出力はLANにてパソコンに送る。また、計測器にはファンが取り付けられており熱の影響を防いでいる。計測器の構成図を図 2-3 に示す。

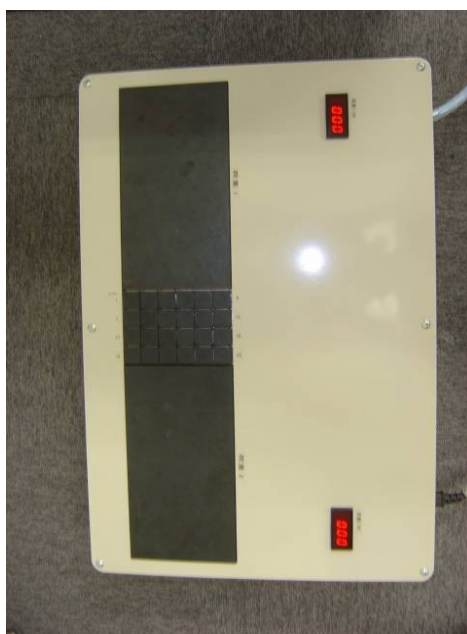


Fig. 2-1 Measuring Instrument



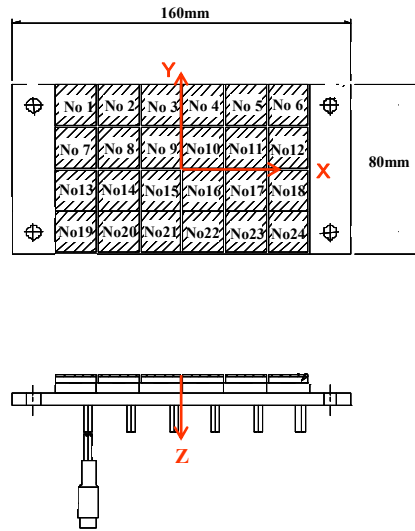


Fig. 2-2 Array of Sensor Unit

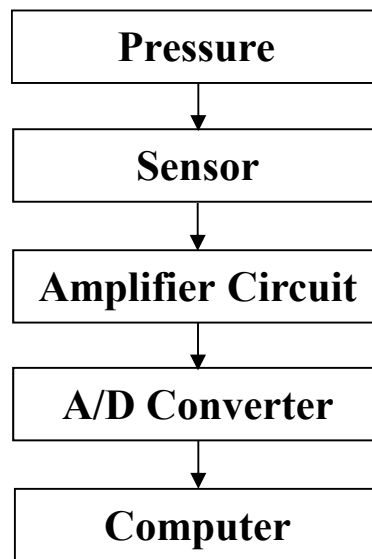


Fig. 2-3 Composition of Measuring Instrument

### 2. 2. 2 3軸力覚センサ

足底荷重計測器を構成する3軸力覚センサの形状は、図2-4に示のように、大きさは20[mm]×20[mm]×5[mm]である。材質はSCM440Hであり、反力となるベースと起歪部となる4本の柱が一体構造となっている十字ビーム型構造である。センサは作用する力を表面に貼られた歪ゲージの電気抵抗変化として検出する。歪ゲージには、各軸

にブリッジ回路が組み立てられ、差動電圧を計測することで作用力を出力している。また、センサ上部には受圧板をネジで固定し、ゴムを受圧板に接着することで、Z 軸方向の作用力が上面板内で等分布になるようにしている。

3 軸力覚センサの定格荷重は X, Y 軸方向  $\pm 250$  [N], Z 軸方向 500 [N] である。

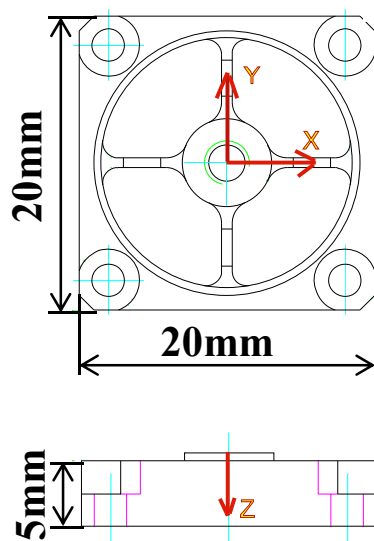


Fig. 2-4 Structure of Triaxial Force Sensor

## 2. 2. 3 3 軸力覚センサの校正方法と校正結果

### 2. 2. 3. 1 校正方法

3 軸力覚に力を作用させた時の出力値を検証するために測定を行なう。図 2-5 に示すように各センサ素子を傾斜のついた台に置き、上部から垂直方向に荷重をかけ 3 方向の力をセンサに与える。図 2-5 の①～⑧までの番号はセンサを斜面に置く時、斜面に対して下方向を示している。このように荷重やセンサの向き、台の傾斜角度を変え、様々な組み合わせの 3 方向の力をセンサに与え測定することができる。本実験では、 $\theta=20^\circ, 30^\circ$  ,  $F=0, 34, 230, 426, 490, 426, 230, 34, 0$  [N], 方向①～⑧ について行った。その例として、 $\theta=30^\circ$  , 方向①のひずみ出力値を図 2-6 に示す。その結果から、センサ素子の出力は作用力に対しほぼ線形な相互干渉が生じていることが分かる。他の出力結果も同じく相互干渉が生じていた。よって、次に式(2-1)に示すような干渉補正行列を考える。

$$\mathbf{f} = \begin{pmatrix} f_x \\ f_y \\ f_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & -a_{12} & -a_{13} \\ -a_{21} & a_{22} & -a_{23} \\ -a_{31} & -a_{32} & a_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \end{pmatrix} = \mathbf{A}\boldsymbol{\varepsilon} \quad (2-1)$$

ただし、 $\mathbf{f}$ は補正後の荷重値、 $\mathbf{A}$ は変換行列、 $\boldsymbol{\varepsilon}$ はひずみ出力である。ここで、 $\boldsymbol{\varepsilon}$ の一般化逆行列 $\boldsymbol{\varepsilon}^+$ を用いると、式(2-1)、より式(2-2)が得られる。

$$\mathbf{A} = \mathbf{f}\boldsymbol{\varepsilon}^+ \quad (2-2)$$

各センサ素子に X, Y, Z 軸方向の力を与え、その時の出力より式(2-2)に示す変換行列を求め、相互干渉補正を行なう。

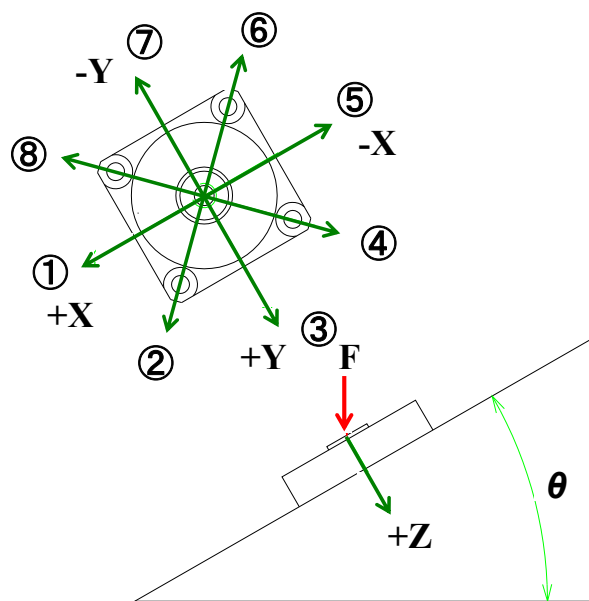


Fig. 2-5 Method of Experimenting on Proofreading

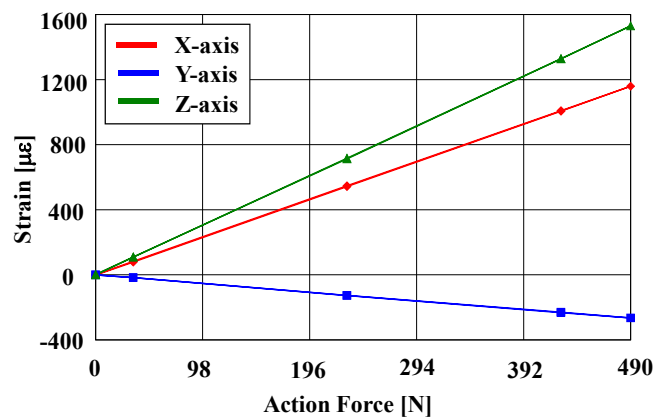


Fig. 2-6 Output of Sensor Element ( $\theta = 30^\circ$ , ①)

## 2. 2. 3. 2 校正結果

本研究では、干渉補正係数を算出するための校正値を傾斜角  $=30^\circ$  , 方向①・④・⑥のデータを採用した。方向①は傾斜の影響を確認するために選定し、方向④・⑥は傾斜および軸方向間の影響を確認するために選定した。24 個のセンサについてそれぞれ実験をおこなった結果、相互干渉は X 軸方向で max 20.0 [%RO], Y 軸方向で 15.4 [%RO], Z 軸方向で 4.4 [%RO]となった。ただし、[%RO]は定格出力に対する百分率を表す。

干渉補正をおこなった結果の例として No.1 のセンサ素子、方向 ⑧)に対して表 2-1 に示す。表 2-1 には、作用力と干渉補正後の計測値との誤差を定格荷重 (X, Y 軸方向 ;  $\pm 250$  [N], Z 軸方向 ; 500 [N]) に対する百分率で示した。干渉補正後の計測値には、補正不可能な誤差としてセンサ素子の出力値の非線形性、ヒステリシスにより生じる誤差が含まれる。

ここで、各センサ素子について傾斜角  $=30^\circ$  , 方向 ⑧), 実荷重  $=0, 34, 230, 426, 490, 426, 230, 34, 0$  [N] の場合の理論荷重値と干渉補正後の荷重値を比較しセンサ素子の精度を求めたところ X, Y 軸方向では約 2.9 [%RO], Z 軸方向では約 1.2 [%RO]となった。これは臨床工学分野において必要とされるのに十分な精度<sup>(16)</sup>であることが分かる。

Table 2-1 Proofreading Experiment Results

Load [N]	Component of Load [N]			Error [%RO]		
	Fx	Fy	Fz	x	y	z
0	0	0	0	0.02	0.00	0.04
34	12	-12	30	0.03	0.04	0.15
230	81	-81	199	0.31	0.15	0.65
426	151	-151	369	0.66	0.16	0.94
490	173	-173	424	0.77	0.02	1.11
426	151	-151	369	0.58	0.03	1.08
230	81	-81	199	0.35	0.04	0.43
34	12	-12	30	0.13	0.08	0.14
0	0	0	0	0.10	0.09	0.06

## 2. 2. 4 データ処理ソフトウェア

本研究で開発したソフトウェアは、3 軸力覚センサからの出力を荷重として読み込みし、荷重をベクトルとして三次元で表示させることを可能とした。ここで、プログラムの流れを図 2-7 のフローチャートにて示す。

足底荷重計測器からのデータは Microsoft Visual Basic を用い取得し、干渉補正をお

こない，12 個のセンサ素子における 3 軸方向の作用力，つまり 72 チャンネル分のデータをサンプリングタイムで更新しながら表示し，時間に対する作用力のグラフと共に表示する．作用力のデータは任意の時間で csv ファイルとして保存することが可能である．また，Microsoft Visual C++ により Open GL を組み込んだ DLL 関数<sup>(17)</sup>を作成し，Visual Basic 側から呼び出すことにより各センサ素子に働く作用力のベクトルとセンサ部の圧力中心点に働く合力のベクトルを三次元で表示することができる．その一例を図 2-8 に示す．ただし，青色の線が各センサ素子に働く力のベクトル，緑色の線がセンサ部の圧力中心点に働く力のベクトルである．圧力中心点の求め方については 3 章に示す．また，ピクチャーボックスの画面はコマンドボタン (Dolly, Tumble, Pan, Zoom, Tilt, Height) を押すことにより，拡大・縮小，左・右移動，上・下移動などをおこない，360 度の視点から作用力のベクトルを見ることを可能としている．その例を図 2-9 にて示す．

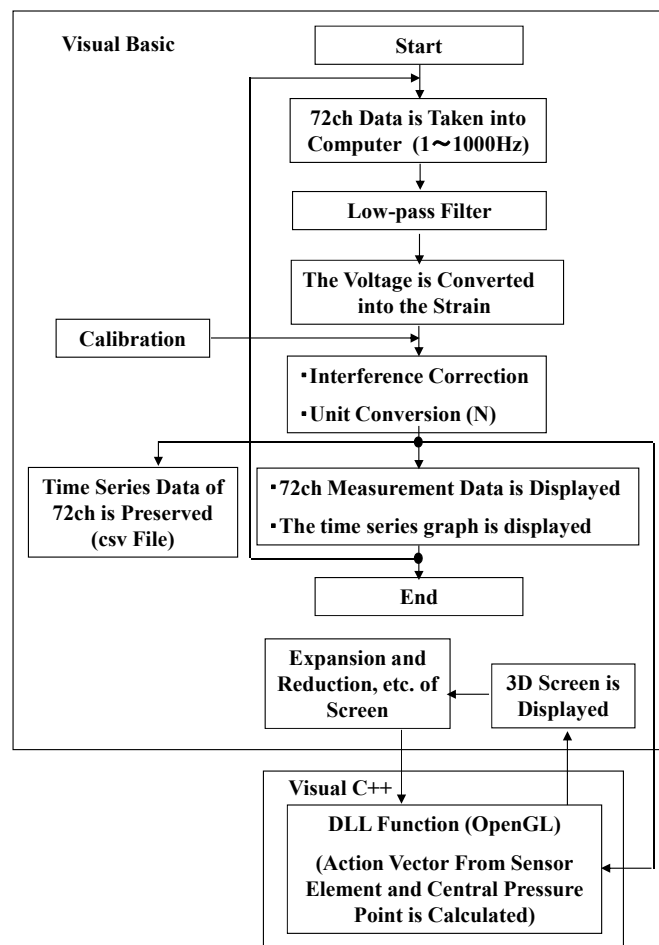


Fig. 2-7 Outline of Software

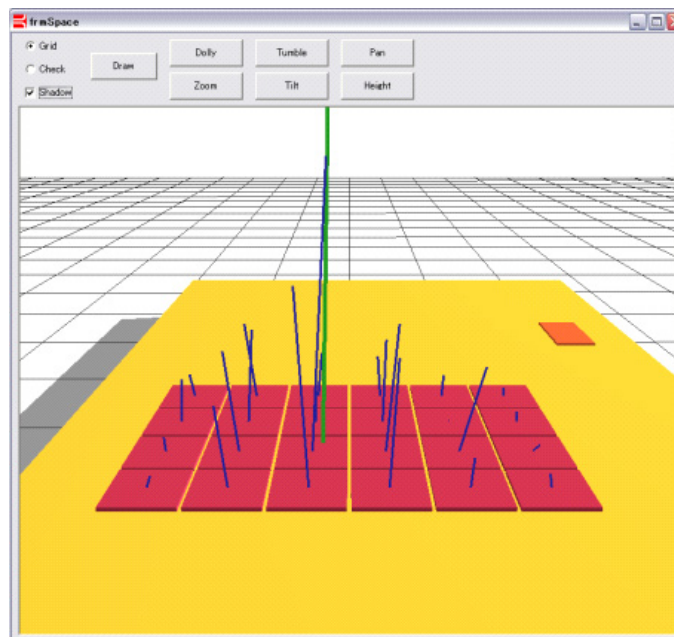


Fig. 2-8 3D Screen of Vector

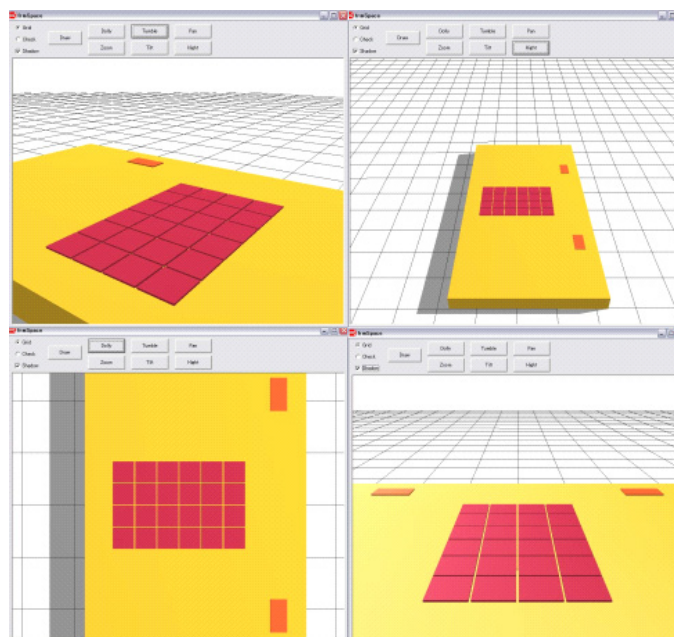


Fig. 2-9 3D Screen (Dolly, Tumble, etc.)

## 2. 3 アルゴリズム

各センサ素子とセンサ部全体に働く作用力の時間的変化を求める出力アルゴリズムを示す。

### 2. 3. 1 センサ素子の作用力

足底荷重計測器上のセンサ素子の出力を式(2-3)に示す. ただし, 本計測器は 24 個のセンサ素子を用いているので  $n$  は 24 が代入される.

$$\mathbf{f}_i = (f_{xi} \ f_{yi} \ f_{zi})^T \ (i=1 \cdots n) \quad (2-3)$$

また, その時間的变化は式(2-3)より式(2-4)と書ける.

$$\mathbf{f}_i(t) = (f_{xi}(t) \ f_{yi}(t) \ f_{zi}(t))^T \ (i=1 \cdots n) \quad (2-4)$$

### 2. 3. 2 センサ部の作用力

センサ部上に作用する作用力を  $Z$  軸方向の作用力の圧力中心点(COP)に作用しているものとして求める<sup>(18)</sup>. センサ部全体に働く作用力は式(2-3)より式(2-5)となる.

$$F_x = \sum_{i=1}^n f_{xi}, \ F_y = \sum_{i=1}^n f_{yi}, \ F_z = \sum_{i=1}^n f_{zi} \quad (2-5)$$

ここで, 原点周りの力のモーメントは原点から各センサ素子までのベクトルを  $\mathbf{r}_i$  とすると, 式(2-6)で求めることができる.

$$\mathbf{M} = \sum_{i=1}^n (\mathbf{r}_i \times \mathbf{f}_i) = M_x \mathbf{i} + M_y \mathbf{j} + M_z \mathbf{k} \quad (2-6)$$

次に圧力中心点  $G$  の座標を,

$$(x, y, z) = (X_G, Y_G, 0) \quad (2-7)$$

として, 圧力中心点周りの力のモーメントを求める. 圧力中心点  $G$  からの各エレメントまでのベクトルを  $\mathbf{r}'_i$  とし, 原点から圧力中心点  $G$  までのベクトルを  $\mathbf{R}$  とすると, 圧力中心点周りの力のモーメント  $\mathbf{M}_G$  は式(2-8)となる.

$$\begin{aligned} \mathbf{M}_G &= \sum_{i=1}^{24} (\mathbf{r}'_i \times \mathbf{f}_i) = \sum_{i=1}^{24} (\mathbf{r}_i \times \mathbf{f}_i) - \sum_{i=1}^{24} (\mathbf{R} \times \mathbf{f}_i) \\ &= M_x \mathbf{i} + M_y \mathbf{j} + M_z \mathbf{k} - \{Y_G F_z \mathbf{i} - X_G F_z \mathbf{j} + (X_G F_y - Y_G F_x) \mathbf{k}\} \end{aligned} \quad (2-8)$$

$\mathbf{M}_G$  の  $X, Y$  軸方向成分は 0 となることより, 圧力中心点の位置は式(2-9)で求まる.

$$(x, y, z) = \left( -\frac{M_y}{F_z}, \frac{M_x}{F_z}, 0 \right) \quad (2-9)$$

式(2-5)と式(2-9)の時間的变化を求めることにより, センサ部全体に働く作用力の時間的变化をベクトルとして求めることができる.

## 2. 4 実験

### 2. 4. 1 実験条件

足底荷重計測システムを用いて、人が姿勢を保持したり運動したりする際に接地面での足底に働く 3 分力の分布情報の計測を行なう。計測対象の被験者は標準体型の 20 代男性 12 名であり、データ測定のサンプリングレートは 50 [Hz]、データに施すローパスフィルタは 5 [Hz] とする。

### 2. 4. 2 実験方法

次に示す各 4 姿勢におけるデータを取得する。右足は母趾と 2 趾の間の付け根が No.8, No.9, No.14, No.15 のセンサ素子がクロスする位置にくるように置き、左足は足幅が 15cm になるように右足と平行に台の上に乗せる。

- ・ 姿勢 1：自然な姿勢で両足立ちを行なう。
- ・ 姿勢 2：姿勢 1 の状態からかかとを浮かさず、かつ腰部を屈曲させず頭を前方に最大に傾げる。
- ・ 姿勢 3：姿勢 1 の状態から右足に体重を移動させ右足のみで立つ。左足はバランスを保つために台に触れる程度である。
- ・ 姿勢 4：姿勢 3 の状態から右足のみでのつま先立ちを行なう。姿勢 3 と同様に左足は台に触れる程度である。

姿勢 1, 姿勢 2, 姿勢 1, 姿勢 3, 姿勢 4 という順で姿勢移動をおこない、各姿勢においてそれぞれ約 5 秒間維持し計測を行なう。各姿勢の状態を図 2-10 に示す。

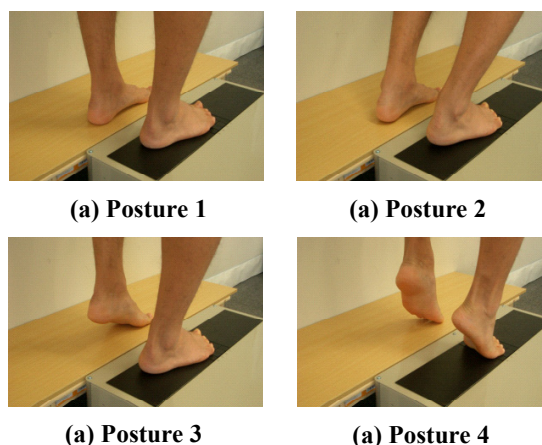


Fig. 2-10 Scenery of Each Posture



## 2. 5 実験結果

ある被験者における No.2 のセンサ素子の時系列波形を図 2-11 に示す。姿勢 1 から姿勢 2, 姿勢 3 から姿勢 4 に移動する際, 出力には過渡応答が見られ定常状態に移動していることが読み取れる。これは姿勢を維持しにくい不安定な姿勢に移動する時であり, せん断方向の出力も大きくなっていることから足を踏ん張り姿勢を保っているということが分かる。

次に, 姿勢 1, 姿勢 2, 姿勢 3, 姿勢 4 それぞれの 3D 画面を図 2-12, 図 2-13, 図 2-14, 図 2-15 に示す。赤色の線が各センサ素子に働く力ベクトル, 緑色の線が圧力中心点に働く合成のベクトルを示している。ただし, センサ素子やベクトルの色, 合成ベクトルの倍率等は見やすいように任意に定めている。姿勢 1 に比べて姿勢 2, 3, 4 は明らかにベクトルの長さが伸びているとともに, 姿勢 2 では No.2 のセンサに, 姿勢 4 では後半のセンサの部分に大きく力が働いていることが読み取れる。また, 各姿勢においてベクトルが傾いていることから, 下方向の力だけでなくせん断方向の力も表されていることが分かる。さらに, 圧力中心点の位置も各姿勢間で変化している。これらのベクトルは被験者 12 名それぞれによって異なり特徴的な値が見られた。しかし被験者の条件を標準体型の 20 代男性に統一してあるので同様な傾向も見られた。図 2-16 に各姿勢における各被験者の圧力中心点の位置を示す。図より各姿勢間で移動が見られているが, 被験者同士の圧力中心点はほぼ同一センサ素子内にありばらつきは少ないことが分かる。

次に, 図 2-17 に示すように, No.1, 2, 7, 8 を「領域 1」, No.3~6, 9~12 を「領域 2」, No.13, 14, 19, 20 を「領域 3」, No.15~18, 21~24 を「領域 4」とブロック分けを行なう。各姿勢に対するブロック分けされた位置の荷重比を X 軸方向に対しては図 2-18, Y 軸方向に対しては図 2-19, Z 軸方向に対しては図 2-20 に示す。ただし, 図は被験者 12 名の平均値を表している。図 2-18 から, 全姿勢において領域 2, 3 がマイナス, 領域 4 がプラスを示している。これは左右から内側に力が働いているということである。また, 図 2-19 から, 全姿勢において領域 2 がマイナス, 領域 4 がプラスを示している。これは足底が地面をつかむようにバランスを保っていることが分かる。また, 領域 3 は X 軸方向, Y 軸方向において, 姿勢の変化に大きく値が変化していることが読み取れるので, 姿勢に左右されやすい場所であることが分かる。また, 図 2-20 から, 姿勢による Z 軸方向の変化も見ることができる。特に姿勢 2 では領域 1 に大きく Z 軸方向の力がかかっていることが読み取れる。

図 2-21 に圧力中心点の移動距離と X 軸方向と Y 軸方向の力を合成したせん断方向の力の関係を示す。ここでは一例として姿勢 2, No.1 のセンサ素子について示す。図 2-21 より圧力中心点の移動距離とせん断力の関係はほぼ線形にあるので, 姿勢を変化

させ圧力中心点の移動を大きくするほど親指は地面をつかむようにバランスを保っていることが分かる。このように、足の部位によってそれぞれ役割がありバランスを保つためにそれぞれ機能していることが分かる。

以上のように、足底荷重計測システムを用いて足底に働く作用力を3分力の分布情報として計測できることを示した。本実験では主に爪先全体を包括する範囲の計測値を得た。それらの計測値は姿勢に対して特徴的な値を出し、リハビリテーション医療などにおいて有効的な指標となる。

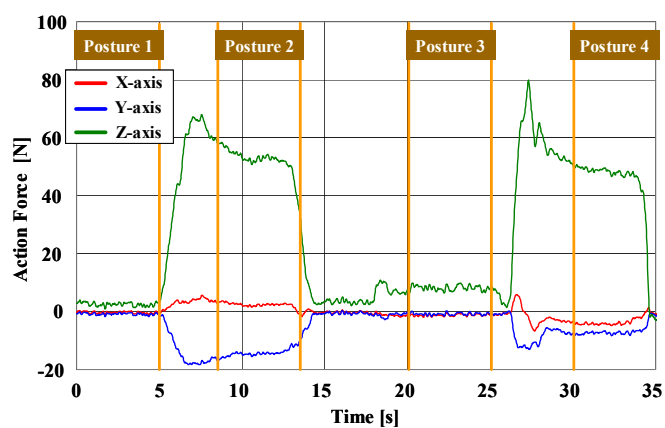


Fig. 2-11 Action Force (No.2)

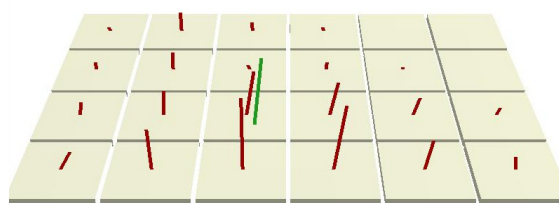


Fig. 2-12 3D Image of Posture 1

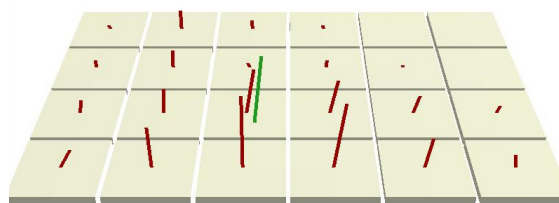


Fig. 2-13 3D Image of Posture 2

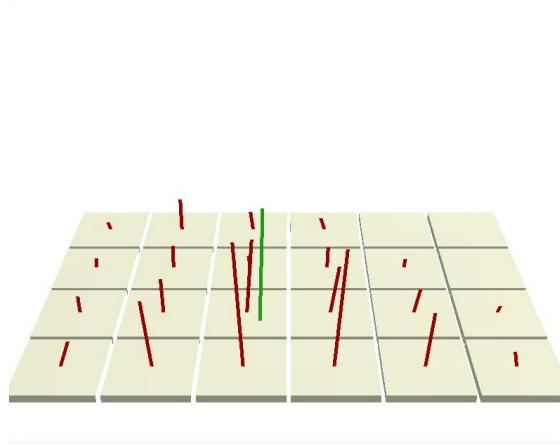


Fig. 2-14 3D Image of Posture 3

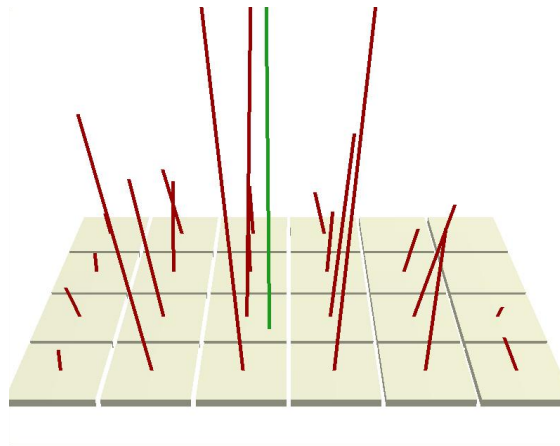


Fig. 2-15 3D Image of Posture 4

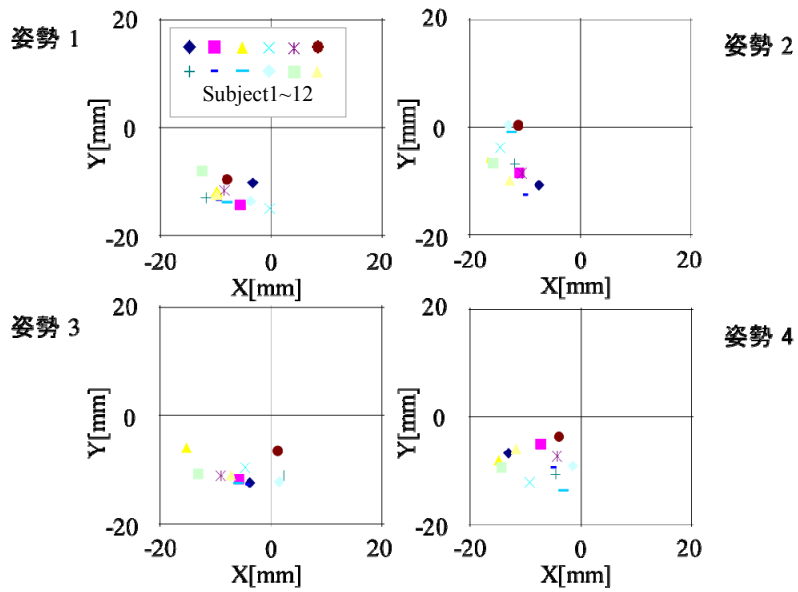


Fig. 2-16 COP Position

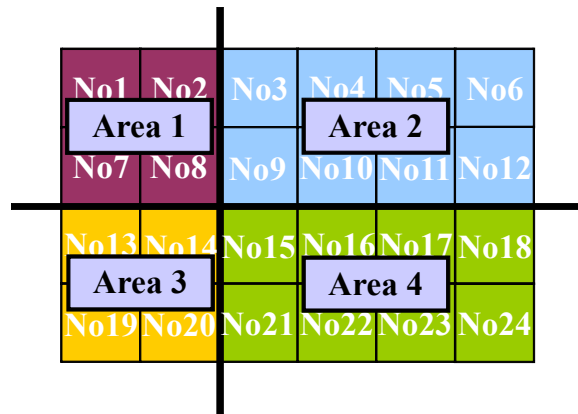


Fig. 2-17 Block Separation for Sensor Element

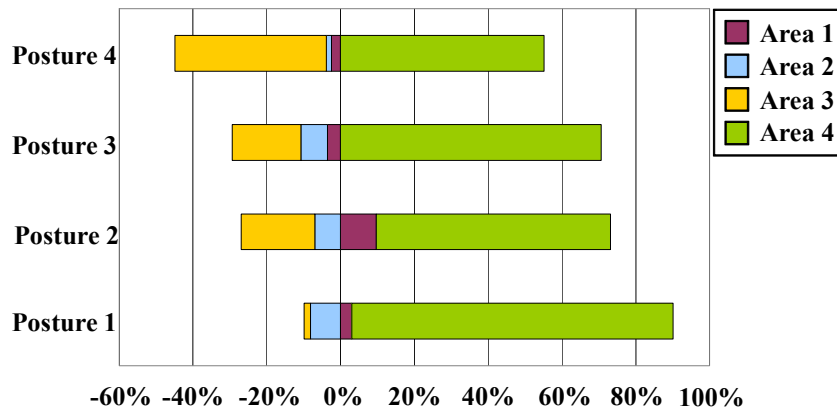


Fig. 2-18 Loading Ratio For Each Posture (X-axis)

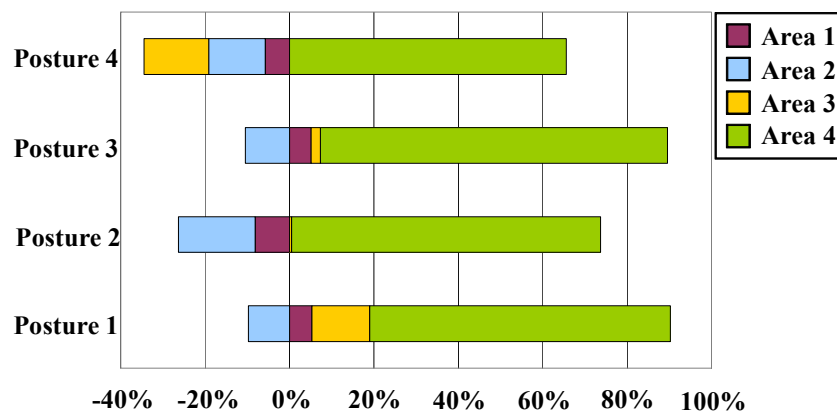


Fig. 2-19 Loading Ratio For Each Posture (Y-axis)

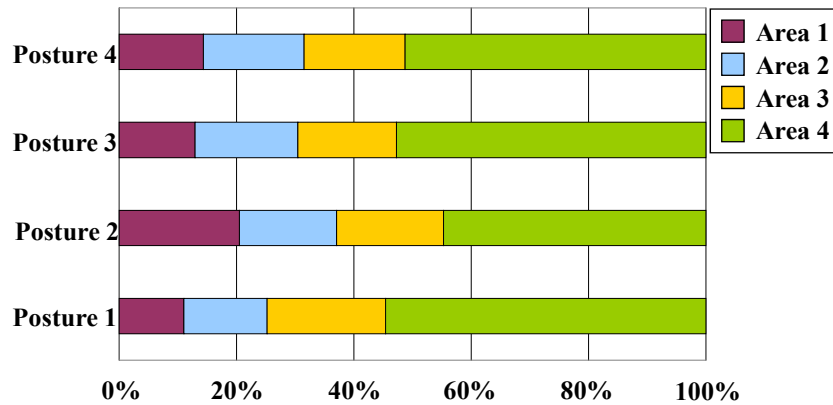


Fig. 2-20 Loading Ratio For Each Posture (Z-axis)

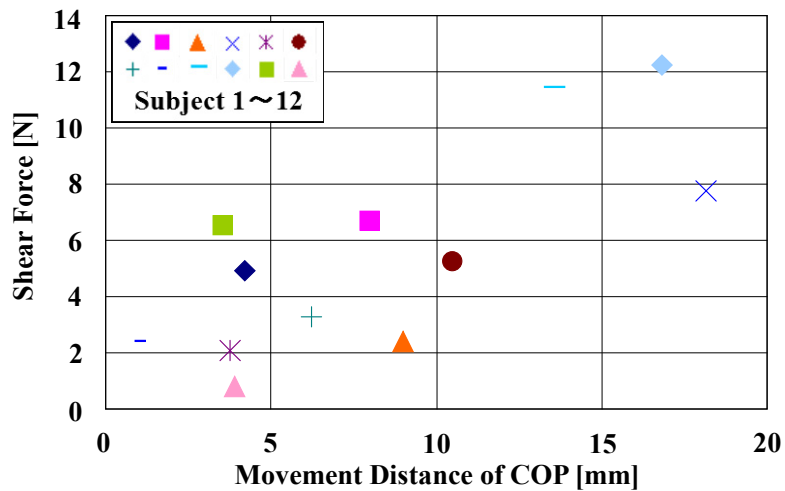


Fig. 2-21 COP - Shear Force Relation

## 2. 6 まとめ

本章では、3軸力覚センサが24個配列された足底荷重計測システムを構築した。計測器に用いている3軸力覚センサ自体の校正方法について論じ、さらに、センサからの出力を処理するアルゴリズムを提案した。そして、足底分布荷重の計測実験を行ない、得られたデータから足底に働く荷重を計測する際に含むべき領域について検証した。ここで、以下に結論を示す。

- (1) 相互干渉補正済みの3軸力覚センサを用いた足底荷重計測システムにより垂直力，せん断力を計測した。
- (2) 足底に働く作用力を，ベクトルとして視覚的に理解し易い三次元グラフで表示することができた。
- (3) 足底荷重計測システムを用いて足底に働く作用力を3分力の分布情報として示し，爪先全体を包括する範囲の足底荷重を計測する重要性を明らかにした。

以上の結論により，運動解析に必要な足底に働く作用力の分布情報が得られた。この情報を元にして，第3章で述べるウェアラブルな三次元動作計測装置の開発を行なう。

## ・参考文献

- (1) 大道等, “バイオメカニクス”, 高文堂出版社, pp. 23-72, (1989).
- (2) 伊藤聡, 阪圭央, 川崎晴久, 佐々木実, “床反力情報に基づいた平衡制御と歩行パターン生成器のオンライン・リズム学習”, 電子情報通信学会論文誌 D- II , **J88-D II** -2, pp. 406-415, (2005).
- (3) 高嶋孝倫, 藤本浩志, 高西淳夫, 垣花渉, “距骨下関節・距腿関節・アーチを有するヒト足部のモデル解析”, 日本機械学会論文集(C 編), **69-688**, pp. 3251-3256, (2003).
- (4) A. M. Sabatini, C. Martelloni, S. Scapellato, F. Cavallo, “Assessment of Walking Features From Foot Inertial Sensing”, IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, **52-3**, pp. 486-494, (2005).
- (5) E. J. Heywood, D. C. Jeutter, G. F. Harris, “Tri-axial Plantar Pressure Sensor: Design, Calibration and Characterization”, Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 26th-3, pp. 2010-2013, (2004).
- (6) R. A. Bachschmidt, D. M. Damarais, G. F. Harris, “Biomechanical Analysis of the Instant Axis or Rotation (IAOR) of the Hindfoot during Normal Ambulation”, Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 25th-2, pp. 1870-1873, (2003).
- (7) 鈴木隆雄, 河内まき子, 楠本綾乃, 西澤哲, 山崎信寿, “足の事典”, 朝倉書店, pp. 116-181, (1999).
- (8) 伊藤聡, 阪圭央, 川崎晴久, “二足歩行系の直立姿勢における床反力の作用中心に関する一考察”, 電子情報通信学会論文誌 D- II , **J86-D II** -3, pp. 429-436, (2003).
- (9) S. Urry, “Plantar Pressure-measurement Sensors”, Measurement Science & Technology / Institute of Physics, **10-1**, pp. R16-R32, (1999).
- (10) S. Miyazaki, T. Takeuchi, H. Iwakura, T. Kubota, “Data Processing of Vertical Foot Forces for the Clinical Assessment of Pathological Gait”, Medical and Biological Engineering and Computing, 21-6, pp. 664-673, (1983).
- (11) 尾田十八, 安田鷹, “足圧分布による正常歩行の力学的分析”, 日本機械学会論文集(A 編), **57-536**, pp. 994-999, (1991)

- (12) 尾田十八, 安田鷹, “足圧分布による負荷直立時の力学的分析”, 日本機械学会論文集(A編), **58-545**, 140-145, (1992).
- (13) 山崎信寿, 持丸正明, 六馬信之, “床反力計の高精度化検定手法”, バイオメカニズム学会誌, **16-3**, pp. 223-230, (1982).
- (14) 大和淳司, 島田聡, 大塚作一, “大面積圧力センサを用いた歩行パターン計測装置の開発”, 電子情報通信学会論文誌 D-II, **J4-D II-3**, pp. 380-389, (2001).
- (15) 伊藤聡, 浅野博紀, 川崎晴久, “床反力中心制御による二足歩行系両脚支持期の重心移動”, 日本ロボット学会誌, **22-4**, pp. 535-542, (2004).
- (16) 土屋和夫, “臨床歩行分析入門”, 医歯薬出版, p. 81, (1993).
- (17) 酒井幸布, “OpenGL3Dプログラミング”, CQ 出版, pp. 10-90, (2000).
- (18) 山越憲一, 戸川達男, “生体用センサと計測装置”, コロナ社, pp. 110-139, (2000).



## 第3章 ウェアラブルな運動計測装置の開発

### 3.1 はじめに

脳卒中のような疾病に起因する歩行障害に対するリハビリテーションは重要である<sup>(1)(2)</sup>。患者に対するリハビリテーション中に、理学療法士らが下肢の関節モーメントの情報を把握することは、指示を与える上で有益である<sup>(3)(4)</sup>。従来、下肢の関節モーメントは高速度カメラと床反力計からなる三次元動作解析システムにより得られたデータを基に、逆動力学的手法を用いて計算されてきた。しかし、従来の計測装置は実験施設に設置する必要があるため、計測可能な運動の種類や計測範囲などにも制限がある。また、床反力計を数多く設置する場合、広範囲におよぶ実験施設が必要となり、費用も非常に高くなるために実現可能性は低い。さらに、床面に設置された床反力計の間隔が、必ずしも全ての被験者にとって最適に配置されているとは限らない。このような問題を解決する方法として、床反力計や運動計測装置をウェアラブルな装置に置き換えることが考えられる。これまでの運動計測において加速度センサ、ジャイロセンサおよび地磁気センサを用いたウェアラブルなモーションセンサが用いられたことがあるが<sup>(5)</sup>、ウェアラブルな床反力計が用いられたことはない。類似した装置として、圧力分布を計測する事ができる装置を履物に挿入したものが市販されており、圧力分布の定量的な評価が行われている<sup>(6)</sup>。しかし、計測時間に比例してドリフトが生じるので、フォースプレートとしての精度を維持することが困難である。加えて、このフォースプレートが計測できるのは垂直方向の力のみである。これらの状況と第2章で得られた知見を考慮した上で、「M3D システム」と呼ばれるウェアラブルな運動計測装置を開発した。「M3D システム」は小型の移動式床反力計と加速度センサ、ジャイロセンサ、地磁気センサからなるモーションセンサ、データトランスミッタによって構成されており、歩行運動を対象に計測を行えば移動式床反力計やモーションセンサの計測データを用いて床反力、圧力中心の軌跡および下肢の姿勢を算出することが可能である。

本章では、ウェアラブルな運動計測装置である「M3D システム」による床反力および姿勢計測の妥当性を検証するために、歩行運動を含む複数条件の運動を対象として計測を行ない、比較のために「M3D システム」と同時に既存の動作解析システムを用いる。そして、得られた計測データから、ウェアラブルな運動計測装置である「M3D システム」は既存の動作解析システムと同等の性能を有していることを示す。

## 3. 2 M3D システム

### 3. 2. 1 M3D システムの構成

本研究において、ウェアラブルな運動計測装置である「M3D システム」を開発した。「M3D システム」は4つの移動式床反力計 (以下, M3D-FP と表す) と6つのモーションセンサ (以下, M3D-MS と表す) およびデータトランスミッタ (以下, M3D-DT と表す) によって構成されている. 図 3-1 に「M3D システム」の構成を示す. 本システムでは, M3D-FP や M3D-MS から得られたデータを M3D-DT を介して, ローカルに設定した無線 LAN ネットワークでワイヤレスに PC に転送する. ただし, M3D-FP, M3D-MS および M3D-DT は相互にケーブルで接続されている.

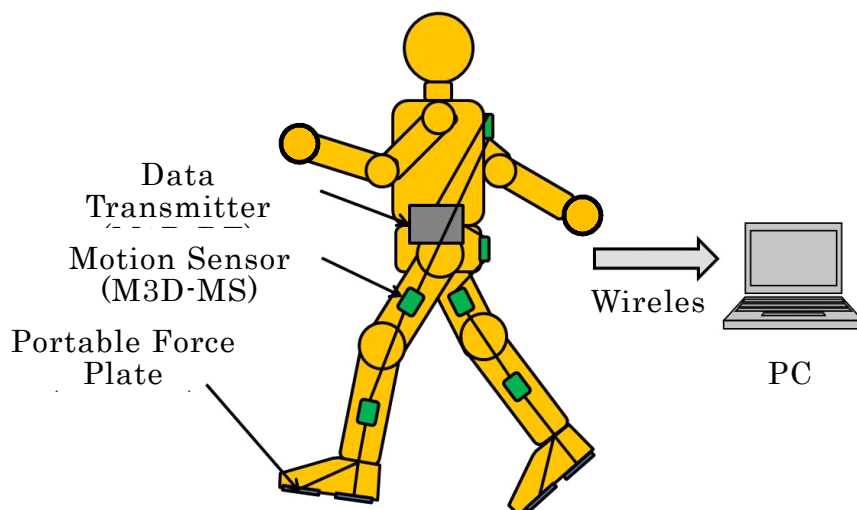


Fig. 3-1 Constitution of M3D System

M3D-FP は工業用の両面テープを用いて, 専用の履物に片足につき2枚1組として取り付ける. M3D-FP を履物に取り付けた様子を図 3-2 に示す. M3D-MS は両足の下腿部, 大腿部, 腰部および肩部に取り付ける. 下腿部と大腿部の M3D-MS はベルトを用いて, 体節の重心位置の高さで体側に取り付ける. また, M3D-MS の+X 軸方向は前額面内の身体外方, +Y 軸方向は矢状面内の身体前方, +Z 軸方向は鉛直下方 (重力加速度方向) となるように取り付け方向を定める. 次に, 腰部の M3D-MS はベルトを用いて左右の股関節を結ぶ線の中心で背面に取り付け, 肩部の M3D-MS はハーネスを用いて左右の肩関節を結ぶ線の中心で背面に取り付ける. また, 腰部と肩部において, M3D-MS の+X 軸方向は矢状面内の身体後方, +Y 軸方向は前額面内の身体右方, +Z

軸方向は鉛直下方（重力加速度方向）となるように取り付け方向を定める．M3D-DT はベルトを用いて腹部に取り付ける．M3D-DT を取り付けた様子を図 3-3 に、「M3D システム」を装着した様子を図 3-4 に示す．

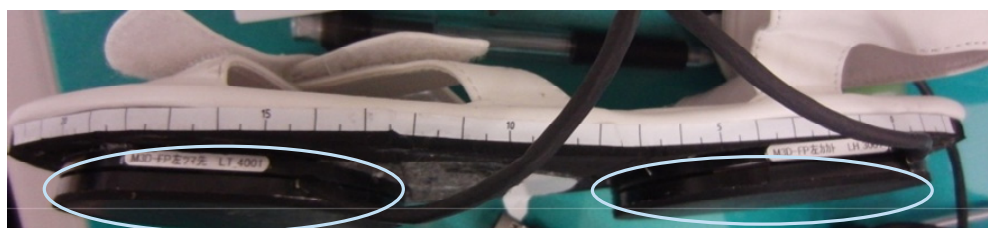


Fig. 3-2 Attached M3D-FP to Footwear



Fig. 3-3 Attached M3D-DT to Abdomen



Fig. 3-4 Attached M3D System to Subject

次に、床反力計やモーショセンサに内蔵されている各種センサの諸元について表 3-1 に示し、システムを構成するコンポーネントの諸元について表 3-2 に示す。

Table 3-1 Specification of Sensors

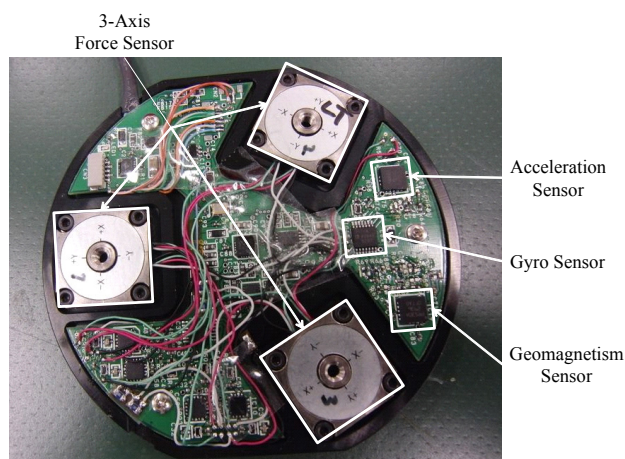
Sensor	Rated Value	Nonlinearity	Responsive
Force	XY : $\pm 250$ [N]	$\pm 1$ [%FS]	2 [kHz]
	Z : 500 [N]		
Acceleration	$\pm 19.6$ [ $\text{m/s}^2$ ]	$\pm 0.5$ [%FS]	2 [kHz]
Gyro	$\pm 1200$ [deg/s]	$\pm 1$ [%FS]	140 [Hz]
Geomagnetism	$\pm 70000$ [nT]	$\pm 0.1$ [%FS]	10 [kHz]

Table 3-2 Specification of M3D Components

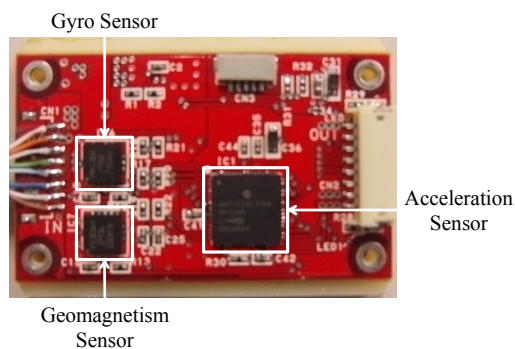
Component	Width	Depth	Height	Weight	Rated Value
Portable Force Plate (M3D-FP)	88 [mm]	82 [mm]	6 [mm]	135 [g]	Fx, Fy : $\pm 500$ [N] Fz : 1000 [N] Mx, My : $\pm 15$ [N·m] Mz : $\pm 30$ [N·m]
Motion Sensor (M3D-MS)	35 [mm]	50 [mm]	10.5 [mm]	16.5 [g]	
Data Transmitter (M3D-DT)	145 [mm]	100 [mm]	40 [mm]	565 [g]	

M3D-FP の寸法および重量は 88 [mm]×82 [mm]×6 [mm], 135 [g] であり, M3D-MS の寸法および重量は 35[mm]×50 [mm]×10.5 [mm], 16.5 [g] である. 特に移動式床反力計 (M3D-FP) は履物の裏面に装着し使用することから, 運動の妨げとならないようにするため厚さが 6 [mm] と非常に薄く製作している点が重要である. これは, 第 2 章で述べた薄型の 3 軸力覚センサを用いることによって可能となった. 「M3D システム」はウェアラブルな計測装置であるから, 被験者が受ける負荷を小さくすることは非常に重要である.

ここで M3D-FP, M3D-MS および M3D-DT の特徴について説明する. まず, M3D-FP は図 3-5 (a) に示すように 3 個の 3 軸力覚センサが内蔵されている. さらに, 加速度センサ, ジャイロセンサおよび地磁気センサが図 3-5 (a) に示す位置に内蔵されており, 足部の運動学データを計測する事が可能である. 次に, M3D-MS は図 3-5 (b) に示すような形状であり 3 軸加速度センサが 1 個, 3 軸ジャイロセンサが 1 個, 3 軸地磁気センサが 1 個内蔵されている. M3D-MS は運動計測の際に 6 個用いられ, 図 3-4 に示したように体節重心位置, 腰部中心および肩部中心に取り付けて使用することで, 下肢および体幹の運動学データを計測する. なお, M3D-FP にも M3D-MS と同様の加速度センサ, ジャイロセンサおよび地磁気センサが内蔵されているので, M3D-FP を用いることで足部の運動学データを計測する事が可能である. M3D-FP および M3D-MS により得られた計測データは, 図 3-5 (c) に示すデータトランスミッタ (M3D-DT) を介して無線 LAN で PC へ転送され, 記録される. 本研究では, M3D-FP および M3D-MS を用いて計測されたデータを用いて床反力, 圧力中心および下肢の姿勢を算出する.



(a) Portable Force Plate (M3D-FP)



(b) Motion Sensor (M3D-MS)



(c) Data Transmitter (M3D-DT)

Fig. 3-5 M3D System Components

### 3. 2. 2 座標系の定義

今後、左上への添え字として書かれる「S」はセンサ座標系を意味し、同様の「G」は固定座標系を意味する。また、どちらの座標系も右手座標系であり、各軸に関して時計回りを正の方向とする。

ここで、移動式床反力計 (M3D-FP) のセンサ座標系 ( $SX$ ,  $SY$  および  $SZ$ ) を図 3-6 のように定義した. さらに、片足につき M3D-FP を 2 枚使用することで 1 枚の床反力計としてのセンサ出力を得るので、図 3-7 に示すように、片足全体のセンサ座標系の原点は踵側の M3D-FP のセンサ座標系の原点と同一であると定義した.

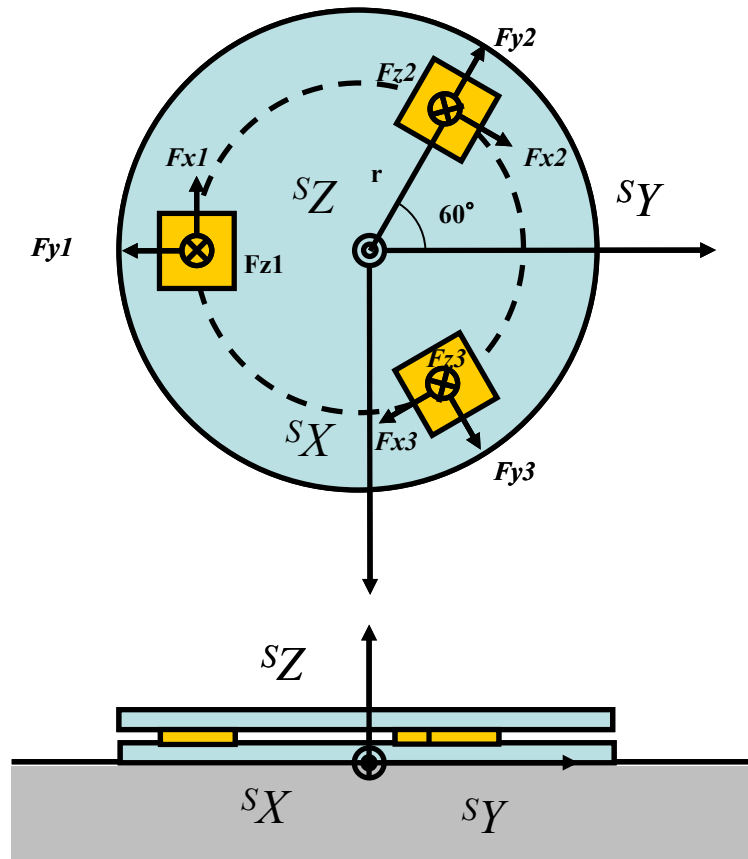


Fig. 3-6 Sensor Coordinate System of a M3D-FP

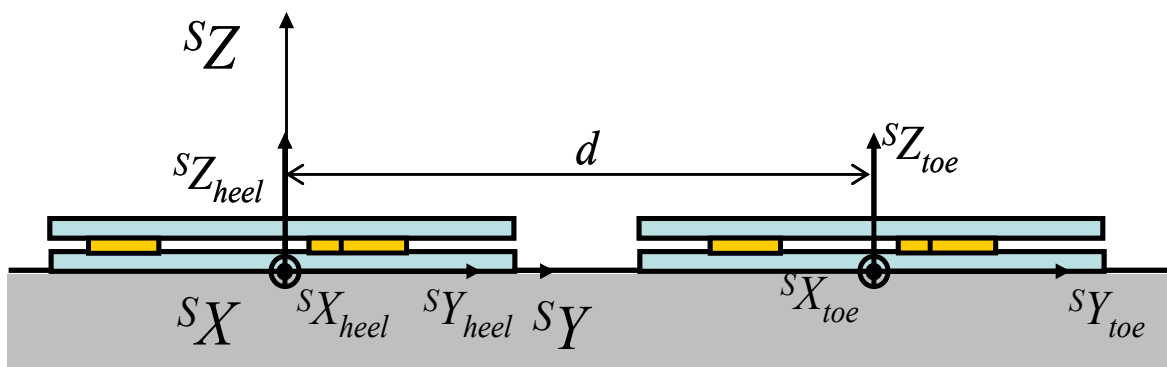


Fig. 3-7 Definition of Total Force coordinate system

M3D-FPにおけるセンサ座標系 ${}^S X$ ,  ${}^S Y$ ,  ${}^S Z$ を図3-7に示すように定義すると, センサ座標系各軸方向にかかる床反力 ${}^S \mathbf{F}$  ( $=[{}^S F_X \quad {}^S F_Y \quad {}^S F_Z]^T$ ) [N] は3軸力覚センサ出力 $F_{xj}$ ,  $F_{yj}$ ,  $F_{zj}$ , ( $j=1, 2, 3$ ) [N] を用いて式(3-1)で算出することが可能である<sup>(7)(8)</sup>.

$${}^S \mathbf{F} = \begin{bmatrix} {}^S F_X \\ {}^S F_Y \\ {}^S F_Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F_{x1} - (F_{x2} + F_{x3})\sin 30^\circ + (F_{y2} - F_{y3})\cos 30^\circ \\ F_{y1} - (F_{y2} + F_{y3})\sin 30^\circ + (F_{x3} - F_{x2})\cos 30^\circ \\ F_{z1} + F_{z2} + F_{z3} \end{bmatrix} \quad (3-1)$$

また, M3D-FPが地面より受ける3軸まわりのモーメント  ${}^S \mathbf{M}$  ( $= [{}^S M_X \quad {}^S M_Y \quad {}^S M_Z]^T$ ) [N・m] は, 3軸力覚センサ出力 $F_{xj}$ ,  $F_{yj}$ ,  $F_{zj}$ , ( $j=1, 2, 3$ ) [N] を用いて式(3-2)のように推定することができる.

$${}^S \mathbf{M} = \begin{bmatrix} {}^S M_X \\ {}^S M_Y \\ {}^S M_Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -rF_{z1} + r(F_{z2} + F_{z3})\sin 30^\circ \\ r(F_{z2} - F_{z3})\cos 30^\circ \\ r(F_{x1} + F_{x2} + F_{x3}) \end{bmatrix} \quad (3-2)$$

ここで,  $r$  は原点と3軸力覚センサ中心の距離であり0.03 [m]である. これらの求めた床反力およびモーメントより, センサ座標系における圧力中心座標  ${}^S \mathbf{Cop}$  ( $= [{}^S Cop_X \quad {}^S Cop_Y \quad {}^S Cop_Z]^T$ ) [m] は式(3-3)で算出することが可能である.

$${}^S \mathbf{Cop} = \begin{bmatrix} {}^S Cop_X \\ {}^S Cop_Y \\ {}^S Cop_Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -{}^S M_Y / {}^S F_Z \\ {}^S M_X / {}^S F_Z \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3-3)$$

図3-2で示したように, 通常M3D-FPは片足に2枚ずつ使用する. つま先側のM3D-FP出力を添字のtoe, 踵側のM3D-FP出力を添字のheelで表す. 図3-7のように, 片足全体のセンサ座標系の原点は, 踵側に配置したM3D-FPのセンサ座標系の原点と同一であると定義する時, 片足全体における床反力 ${}^S \mathbf{F}$ , モーメント ${}^S \mathbf{M}$ および圧力中心 ${}^S \mathbf{Cop}$ は次式のように定義される.

$${}^S \mathbf{F} = \begin{bmatrix} {}^S F_{X_{toe}} + {}^S F_{X_{heel}} \\ {}^S F_{Y_{toe}} + {}^S F_{Y_{heel}} \\ {}^S F_{Z_{toe}} + {}^S F_{Z_{heel}} \end{bmatrix} \quad (3-4)$$

$${}^S \mathbf{M} = \begin{bmatrix} {}^S M_{X_{toe}} + {}^S M_{X_{heel}} + {}^S F_{Z_{toe}} d \\ {}^S M_{Y_{toe}} + {}^S M_{Y_{heel}} \\ {}^S M_{Z_{toe}} + {}^S M_{Z_{heel}} + {}^S F_{X_{toe}} d \end{bmatrix} \quad (3-5)$$



$${}^s \mathbf{Cop} = \begin{bmatrix} -{}^s MY / {}^s FZ \\ {}^s MX / {}^s FZ \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3-6)$$

ここで、 $d : [m]$  は 2 枚の M3D-FP の中心間距離である。

### 3. 2. 3 下肢の姿勢

股関節，膝，踝，M3D-FP 中心の位置座標を  $\mathbf{O} (= [O_X \ O_Y \ O_Z]^T)$ ，関節間ベクトルを  $\mathbf{L} (= [L_X \ L_Y \ L_Z]^T)$  とすると，「M3D システム」を装着した時の下肢モデルを図 3-8 に示す。

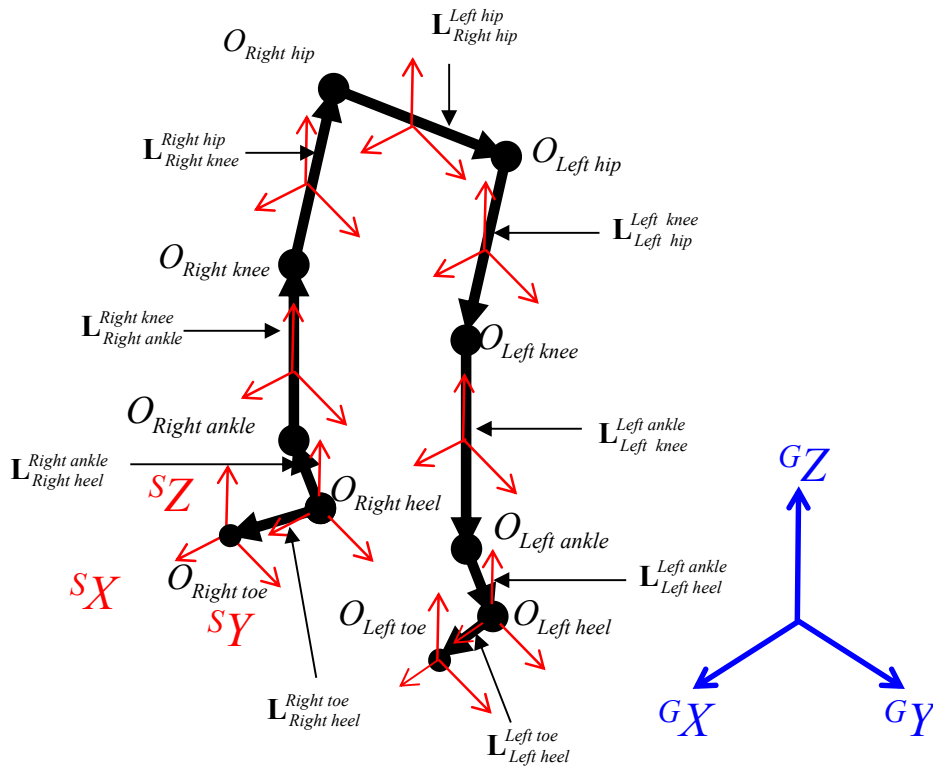


Fig. 3-8 Lower Leg Model with M3D System

この下肢モデルは以下のような仮定に基づいている。この仮定は下肢姿勢を算出するためのものである。まず，歩行中は必ず 4 枚の M3D-FP のいずれかで立脚していて，立脚点とみなす M3D-FP の中心座標は変化しないとする。なお，実際には 4 枚の M3D-FP のうち最も大きな床反力を計測している M3D-FP を立

脚点であるとみなし，下肢モデルを計算する．また，関節間ベクトル  $\mathbf{L}$  の大きさは変化せず，各センサが脚部に固定されているので， $\mathbf{L}$  は  $S$  座標系とともに回転する．この時，固定座標系に対する各センサ座標系の回転を求めることで，立脚点から順に関節座標を算出することが可能である．ジャイロセンサによって計測された角速度を  $\boldsymbol{\omega} (= [\omega_X \ \omega_Y \ \omega_Z]^T) : [\text{rad/s}]$ ，サンプリング周期を  $\Delta t : [\text{s}]$  と置く時，サンプル  $i$ ， $i-1$  間の角度変化量  $\Delta\boldsymbol{\theta} (= [\Delta\theta_X \ \Delta\theta_Y \ \Delta\theta_Z]^T)$  は次式で表される．

$$\Delta\boldsymbol{\theta} = \begin{bmatrix} \Delta\theta_X \\ \Delta\theta_Y \\ \Delta\theta_Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} (\omega_{X_i} + \omega_{X_{i-1}})\Delta t / 2 \\ (\omega_{Y_i} + \omega_{Y_{i-1}})\Delta t / 2 \\ (\omega_{Z_i} + \omega_{Z_{i-1}})\Delta t / 2 \end{bmatrix} \quad (3-7)$$

また，サンプル  $i-1$  に対するサンプル  $i$  の各軸周りの回転行列  $\mathbf{R}_x$ ， $\mathbf{R}_y$ ， $\mathbf{R}_z$  は，

$$\mathbf{R}_{x_{i-1}}^i = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\Delta\theta_x & -\sin\Delta\theta_x \\ 0 & \sin\Delta\theta_x & \cos\Delta\theta_x \end{bmatrix} \quad \mathbf{R}_{y_{i-1}}^i = \begin{bmatrix} \cos\Delta\theta_y & 0 & \sin\Delta\theta_y \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\Delta\theta_y & 0 & \cos\Delta\theta_y \end{bmatrix} \quad \mathbf{R}_{z_{i-1}}^i = \begin{bmatrix} \cos\Delta\theta_z & -\sin\Delta\theta_z & 0 \\ \sin\Delta\theta_z & \cos\Delta\theta_z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3-8)$$

であるから，各軸周りの回転行列を合成すると次式のようになる．

$$\mathbf{R}_{i-1}^i = \mathbf{R}_{x_{i-1}}^i \mathbf{R}_{y_{i-1}}^i \mathbf{R}_{z_{i-1}}^i \quad (3-9)$$

よって，固定座標系に対する回転行列  $\mathbf{R}$  は

$$\mathbf{R} = \mathbf{E}_0 \mathbf{R}_0^1 \mathbf{R}_1^2 \dots \mathbf{R}_{i-1}^i \quad (3-10)$$

で表される．ここで  $\mathbf{E}_0$  は固定座標系に対するセンサの初期姿勢行列である．

例として，右踵で立脚している時について取り扱う．任意サンプル  $i$  における各関節の座標は下肢モデルを用いて以下の式で表すことができる．

$$\begin{aligned}
{}^G \mathbf{O}_{Right\ heel} \Big|_i &= \left[ {}^G O_{X\ Right\ heel} \Big|_{i-1} \quad {}^G O_{Y\ Right\ heel} \Big|_{i-1} \quad 0 \right]^T \\
{}^G \mathbf{O}_{Right\ toe} \Big|_i &= {}^G \mathbf{O}_{Right\ toe} \Big|_i + \mathbf{R}_{Right\ toe} \quad {}^s \mathbf{L}_{Right\ heel} \\
{}^G \mathbf{O}_{Right\ ankle} \Big|_i &= {}^G \mathbf{O}_{Right\ heel} \Big|_i + \mathbf{R}_{Right\ heel} \quad {}^s \mathbf{L}_{Right\ ankle} \\
{}^G \mathbf{O}_{Right\ knee} \Big|_i &= {}^G \mathbf{O}_{Right\ ankle} \Big|_i + \mathbf{R}_{Right\ lowleg} \quad {}^s \mathbf{L}_{Right\ knee} \\
{}^G \mathbf{O}_{Right\ hip} \Big|_i &= {}^G \mathbf{O}_{Right\ knee} \Big|_i + \mathbf{R}_{Right\ upleg} \quad {}^s \mathbf{L}_{Right\ hip} \\
{}^G \mathbf{O}_{Left\ hip} \Big|_i &= {}^G \mathbf{O}_{Right\ hip} \Big|_i + \mathbf{R}_{hip} \quad {}^s \mathbf{L}_{Left\ hip} \\
{}^G \mathbf{O}_{Left\ knee} \Big|_i &= {}^G \mathbf{O}_{Left\ hip} \Big|_i + \mathbf{R}_{Left\ upleg} \quad {}^s \mathbf{L}_{Left\ knee} \\
{}^G \mathbf{O}_{Left\ ankle} \Big|_i &= {}^G \mathbf{O}_{Left\ knee} \Big|_i + \mathbf{R}_{Left\ lowleg} \quad {}^s \mathbf{L}_{Left\ ankle} \\
{}^G \mathbf{O}_{Left\ heel} \Big|_i &= {}^G \mathbf{O}_{Left\ ankle} \Big|_i + \mathbf{R}_{Left\ heel} \quad {}^s \mathbf{L}_{Left\ heel} \\
{}^G \mathbf{O}_{Left\ toe} \Big|_i &= {}^G \mathbf{O}_{Left\ heel} \Big|_i + \mathbf{R}_{Left\ toe} \quad {}^s \mathbf{L}_{Left\ heel}
\end{aligned} \tag{3-11}$$

ここで  $|_i$  は任意サンプルにおけるパラメータであることを示している. このようにして求めた各点を結ぶことによって, 下肢姿勢をスティックピクチャの形で把握することができる.

### 3. 3 まとめ

本章では, 移動式床反力計, モーションセンサおよびデータトランスミッタからなるウェアラブルな運動計測装置「M3D システム」を開発した. また, ウェアラブルな運動計測装置に適用可能な動力学解析手法の基礎的な部分を提案した. ここで, 以下に結論を示す.

- (1) 移動式床反力計「M3D-FP」を構成する 3 軸力覚センサのセンサ出力を用いて, M3D-FP 全体における各軸方向の床反力を定義した.
- (2) 移動式床反力計「M3D-FP」を構成する 3 軸力覚センサのセンサ出力を用いて, M3D-FP 全体における各軸まわりのモーメントを定義した.
- (3) 片足につき 2 枚用いる移動式床反力計「M3D-FP」を同一の座標系で扱うことにより, 片足全体における床反力, モーメントおよび圧力中心を定義した.

- (4) 下肢のリンクモデルを作成し，移動式床反力計およびモーションセンサの計測データを用いることで，運動中の下肢姿勢の算出方法を提案した．

以上の結論により，開発したウェアラブルな運動計測装置による計測データの処理方法について定義した．以降，第4章および第5章における計測データの処理の基礎的な部分に用いる．

## ・参考文献

- (1) M. C. Cramp, R. J. Greenwood, M. Gill, A. Lehmann, J.C. Rothwell, O. M. Scott, “Effectiveness of a community-based low intensity exercise programme for ambulatory stroke survivors”, *Disability and Rehabilitation*, **32-3**, pp. 239-247, (2010).
- (2) A. Srivastava, A. B. Taly, A. Gupta, S. Kumar, and T. Murali, “Post-stroke balance training: Role of force platform with visual feedback technique”, *Journal of the Neurological Sciences*, **287-1-2**, pp. 89-93, (2009).
- (3) J. Z. Wu, S. S. Chiou, and C.S. Pan, “Analysis of musculoskeletal loadings in lower limbs during stilts walking in occupational activity”, *Annals of Biomedical Engineering*, **37-6**, pp. 1177-1189, (2009).
- (4) Y. C. Lin, J. P. Walter, S. A. Banks, M. G. Pandy, and B. J. Fregly, “Simultaneous prediction of muscle and contact forces in the knee during gait”, *Journal of Biomechanics*, **43-5**, pp. 945-952, (2009).
- (5) Cutti AG, Ferrari A, Garofalo P, Raggi M, Cappello A, Ferrari A. “'Outwalk': a protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors”, *Medical & Biological Engineering & Computing*, **48-1**, pp. 17-25, (2010).
- (6) 渡邊淳司, 安藤英由樹, 朝原佳昭, 杉本麻樹, 前田太郎, “靴型インタフェースによる歩行ナビゲーションシステムの研究”, *情報処理学会論文誌*, **46-5**, pp. 1354-1362, (2005).
- (7) Peter H. Veltink, Christian Liedtke, Ed Droog, Herman van der Kooij, “Ambulatory Measurement of Ground Reaction Forces”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, **13- 3**, pp. 423-427, (2005).
- (8) Peter H. Veltink, H. Martin Schepers, and H. F. J. M. Koopman, “Ambulatory Assessment of Ankle and Foot Dynamics”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **54-5**, pp. 895-902, (2007).

## 第4章 移動式床反力計の計測精度の検証

### 4.1 はじめに

人の運動解析を行なう際に床反力計により得られるデータは重要である。従来、床反力計は地面に固定されて使用することが一般的であり、想定される負荷に応じて最適な仕様の床反力計を用いる。また、使用用途に応じて移動させることが可能な床反力計も存在するが<sup>(1)(2)</sup>、地面に設置して使用するという点では従来の設置式床反力計と同じである。しかし、いずれの場合も床反力計を踏んだ時の反力しか計測できないため<sup>(3)(4)</sup>、人の運動の一部しか把握することができない。この問題を解決するために靴底に床反力計を取り付けて運動解析の実験に用いた例がある<sup>(5)</sup>。しかし、このような用途に用いられた床反力計は十分に小さいとは言えず、靴底に取り付けた場合に下駄のような形状となり、被験者の自然な運動を計測することができないものであった。

一方、本論文で用いた移動式床反力計は小型軽量であり、靴底に取り付けても被験者の自然な運動を妨げるようなことはなく、使用感は実用に適しているものである。しかし、従来使用されていた設置式床反力計と同等の計測精度を有していなければ、人の運動計測に用いることはできない。そこで、本章では移動式床反力計の計測精度を検証するために従来の設置式床反力計を同時に用いて人の運動を計測し、計測データとして得られる床反力の値や、計算によって求められる圧力中心の軌跡の相対誤差を求めた。

### 4.2 比較検証実験における計測装置の構成

移動式床反力計を評価するために、2種類の実験を行った。実験の際には移動式床反力計との比較のために、既存の三次元動作解析システム (MAC 3D システム) を同時に用いて運動計測を行った。この三次元動作解析システムは赤外線カメラ (Eagle Digital Camera: Motion Analysis 社) 10台と床反力計 (BP400600: AMTI 社) 2枚で構成され、動作解析用の実験施設に設置されているものである。実験ではウェアラブルな運動計測装置および三次元動作解析システムの同期を取った。本研究における実験系の構成を図4-1に示す。なお、計測のサンプリングレートは500 [Hz] とした。

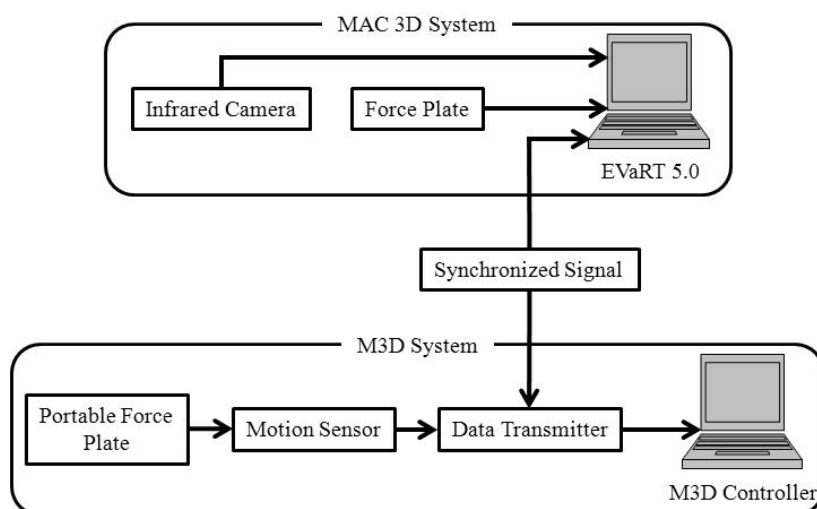


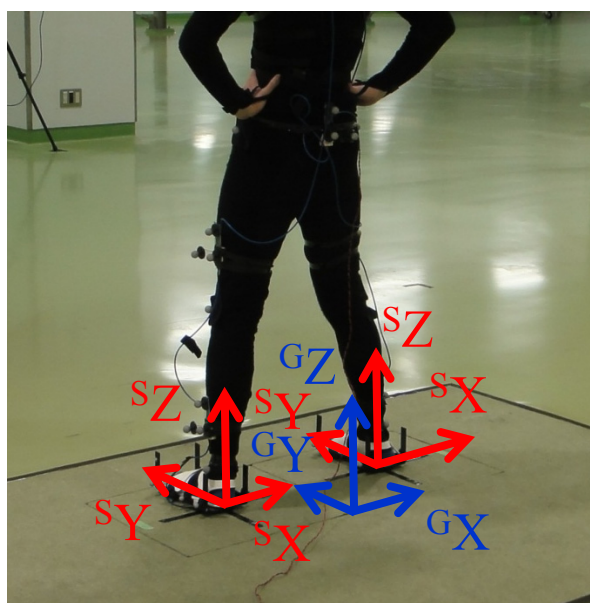
Fig. 4-1 Composition of Measurement Instruments

### 4. 3 実験条件

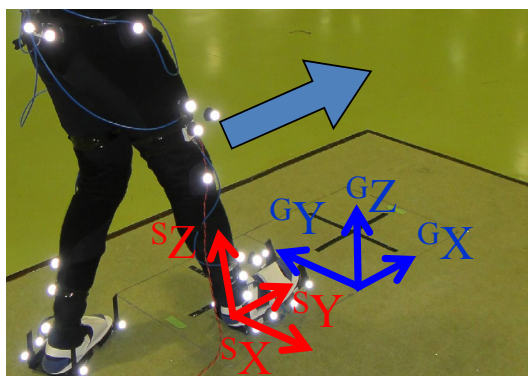
実験では，健康な成人男性 1 名 (23 歳，体重 62 [kg]，身長 170 [cm]) が M3D システムを装着した上で，下記のような 2 種類の実験を行った．それぞれの実験の様子を図 4-2 に示す．

実験 1：準静的荷重(両足を設置式床反力計に載せて身体を揺らす) (図 4-2(a))

実験 2：直線歩行(設置式床反力計を踏むように直線歩行を行なう) (図 4-2(b))



(a) Quasi-static Load Addition



(b) Walking Straight

Fig. 4-2 Conditions

## 4. 4 実験結果

### 4. 4. 1 床反力

比較検証のために床反力の結果を固定座標系で表現するため，移動式床反力計により計測された床反力データをセンサ座標系から固定座標系へ座標変換する必要がある．この座標変換の式は式(4-1)のように表される．

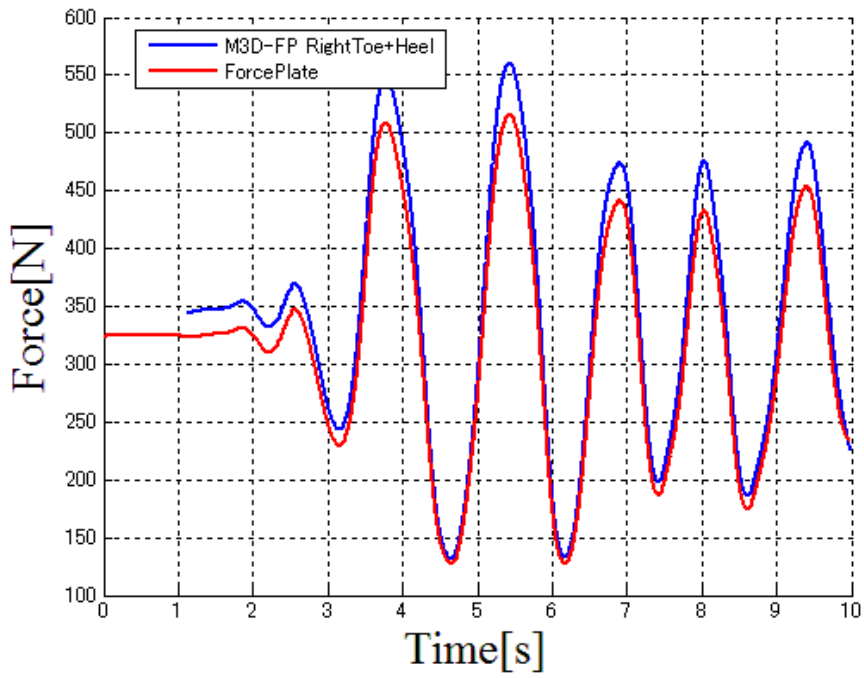
$$\begin{pmatrix} {}^GFX \\ {}^GFY \\ {}^GFZ \end{pmatrix} = \mathbf{E}_{Z_{toe}} \begin{pmatrix} {}^SFX_{toe} \\ {}^SFY_{toe} \\ {}^SFZ_{toe} \end{pmatrix} + \mathbf{E}_{Z_{heel}} \begin{pmatrix} {}^SFX_{heel} \\ {}^SFY_{heel} \\ {}^SFZ_{heel} \end{pmatrix} \quad (4-1)$$

ここで，回転行列 $\mathbf{E}_z$ はM3D-FPに取り付けられた赤外線反射マーカの座標位置により式(4-2)のように算出される．

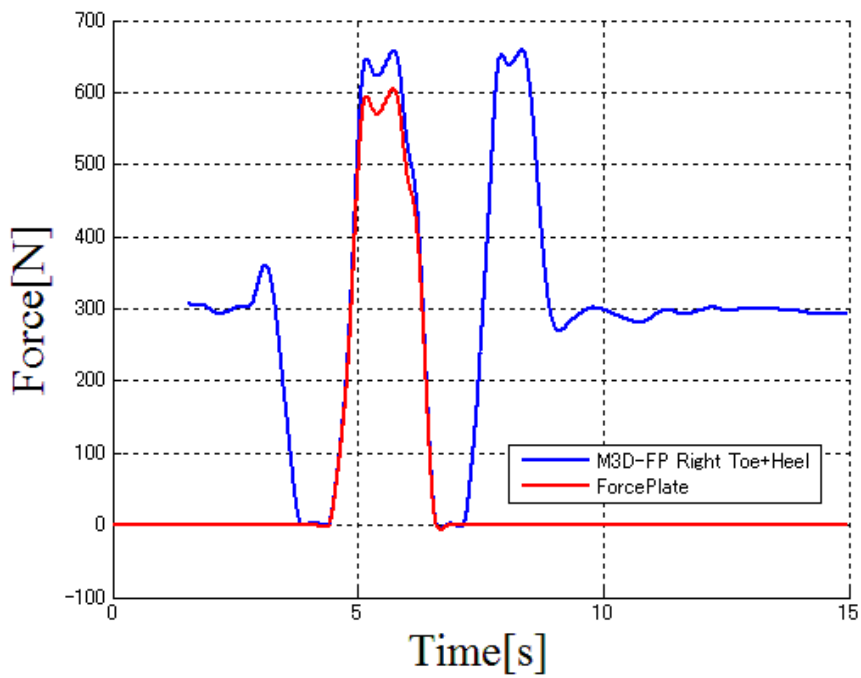
$$\mathbf{E}_z = \begin{bmatrix} \cos^G\theta_z & -\sin^G\theta_z & 0 \\ \sin^G\theta_z & \cos^G\theta_z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4-2)$$

固定座標系で表された床反力のうち右足についての結果を，図 4-3 に実験条件別に示す．移動式床反力計を装着しながら設置式床反力計を踏んでいるため，実験 2 では設置式床反力計を踏み込む前後においても，移動式床反力計により床反力が計測される．ここで，設置式床反力計による床反力を基準とすると，移動式床反力計による床反力の値が大きく計測されている．移動式床反力計により計測された床反力と，既存の三次元動作解析システムにより計測された床反力との誤差は 6.4%以下であった．





(a) Quasi-static Load Addition

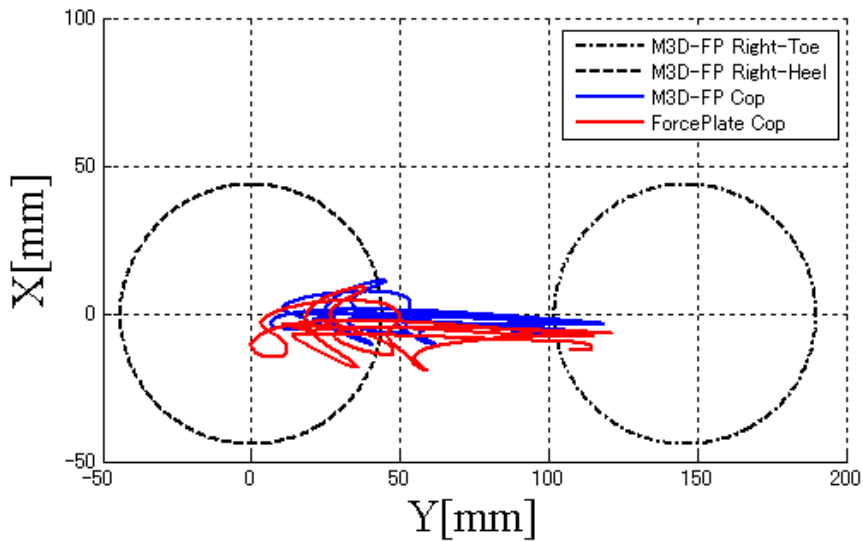


(b) Walking Straight

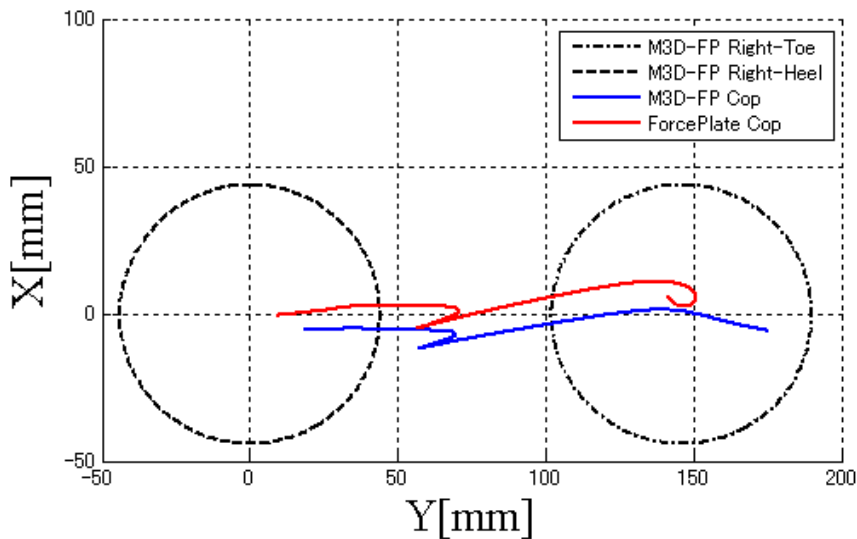
Fig. 4-3 Ground Reaction Force: Right

#### 4. 4. 2 圧力中心

床反力と同様にして，移動式床反力計および既存の三次元動作解析システムの双方の計測データを用いて算出した圧力中心の結果を図 4-4 に示す．この時，双方の圧力中心の誤差は 4.7%以下であった．



(a) Quasi-static Load Addition



(b) Walking Straight

Fig. 4-4 Center of Pressure: Right Foot

### 4. 4. 3 下肢の姿勢

直線歩行 (実験 2) の際にウェアラブルな運動計測装置により得られたデータを用いて算出した下肢の軌跡を、図 4-5 のようにスティックピクチャの形で示す。図 4-5 より、ウェアラブルな運動計測装置を計測に用いると、歩行中の下肢の姿勢をよく計測できることが明らかになった。

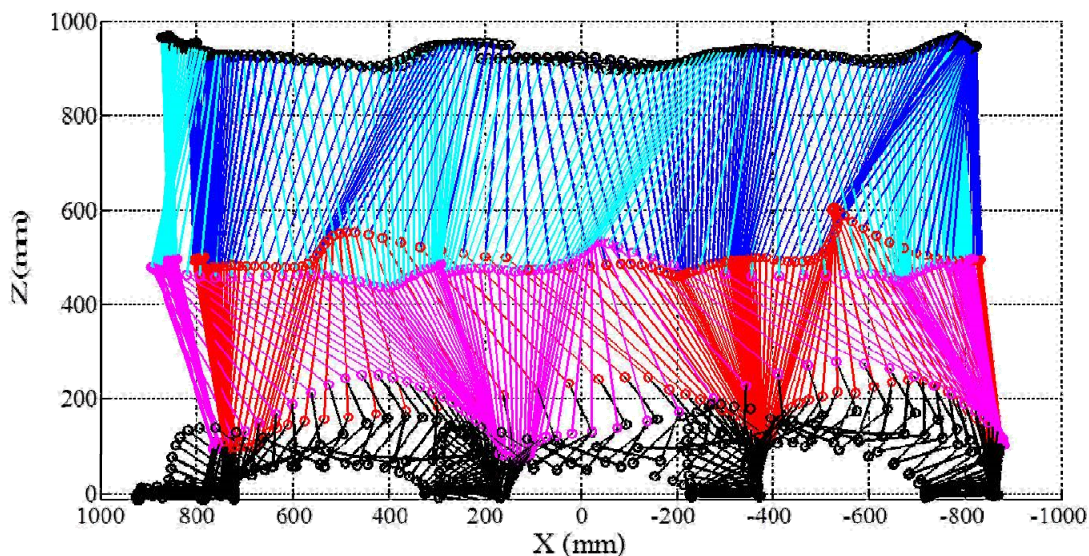


Fig. 4-5 Stick Picture in Walking Straight: Exp. 2

## 4. 5 考察

### 4. 5. 1 移動式床反力計の計測精度向上

図 4-4 に示した床反力の計測誤差の原因として、移動式床反力計を足部に取り付ける際の取り付け誤差および移動式床反力計に内蔵されている 3 軸力覚センサの取り付け誤差が考えられる。そこで、これらの誤差を考慮し、真の床反力  $\mathbf{F}$  と移動式床反力計により計測される床反力との関係を式(4-3)で定義する。

$$\mathbf{F} = \begin{bmatrix} FX \\ FY \\ FZ \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_x (B_{x_{toe}} {}^SFX_{toe} + B_{x_{heel}} {}^SFX_{heel}) \\ A_y (B_{y_{toe}} {}^SFY_{toe} + B_{y_{heel}} {}^SFY_{heel}) \\ A_z (B_{z_{toe}} {}^SFZ_{toe} + B_{z_{heel}} {}^SFZ_{heel}) \end{bmatrix} \quad (4-3)$$

ここで、 $A$  は移動式床反力計の取り付け誤差に対する補正係数であり、 $B$  は移動式床反力計に内蔵される 3 軸力覚センサの取り付け角度の誤差に対する補正係数である。これらの誤差を考慮しなければ、床反力の大きさに比例して誤差

が大きくなる。床反力の算出において垂直成分である  $FZ$  の値が最も大きく、さらに、 $FZ$  については座標変換を行っていないため、 $FZ$  に関する補正係数  $A_z$  を式(4-4)で定義する。ただし、 $N$  は実験反復運動の繰り返し回数である。

$$A_z = \frac{1}{N} \left( \sum_N \frac{{}^G FZ}{{}^S FZ} \right) \quad (4-4)$$

式(4-4)により算出された補正係数  $A_z$  を式(4-3)に代入し、実験 2 における床反力のうち、垂直成分である  $FZ$  に関する補正を行った。補正された床反力の結果を図 4-6 に示す。補正前に設置式床反力計より過大に計測されていた移動式床反力計による床反力の値が減少している。移動式床反力計を装着しながら設置式床反力計を踏み込んだ際の床反力に着目すると、床反力の垂直成分に関する誤差は 1.3%以下に減少した。

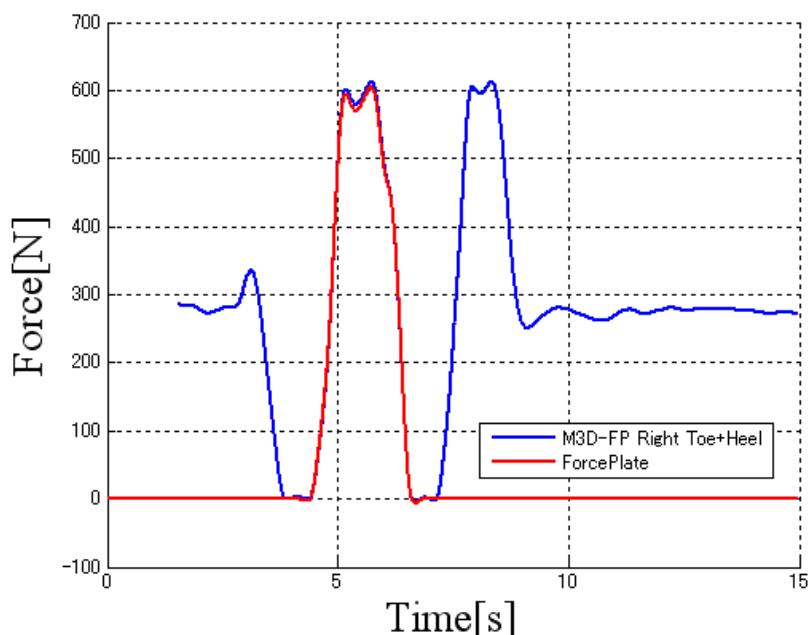


Fig. 4-6 Corrected Ground Reaction Force: Exp. 2

#### 4. 5. 2 圧力中心の計測精度向上

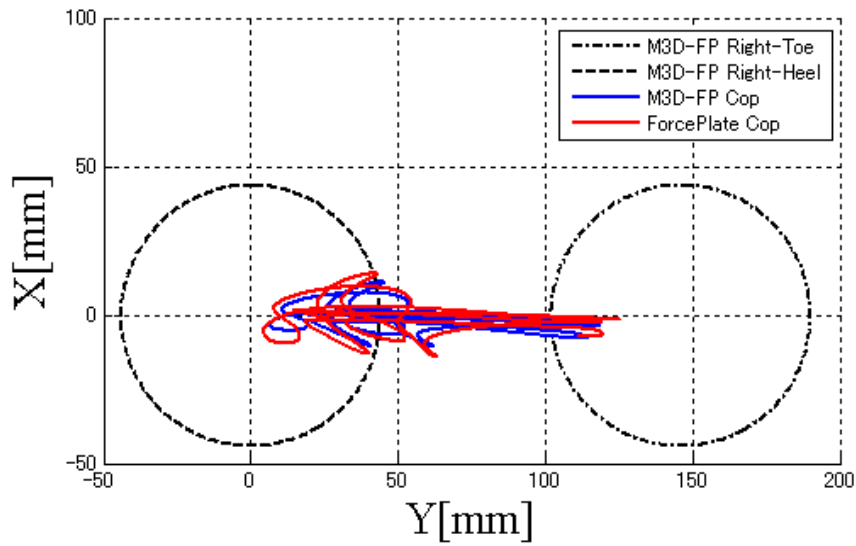
図 4-4 (b) に示すように、圧力中心の軌跡はよく一致している。しかし、移動式床反力計の中心座標のオフセットによる一様なずれが全体に生じている。そこで、移動式床反力計の中心座標のオフセットを考慮した上で算出される、設置式床反力計による圧力中心座標は次式のように表される。なお、次式は右足に関する圧力中心を求めており、 ${}^G \mathbf{O}_{Right\ heel}$  は右踵の座標位置である。

$${}^S \mathbf{Cop}_{FP} = \mathbf{E}_{Z_{Right\ heel}}^{-1} \left\{ {}^G \mathbf{Cop}_{FP} - {}^G \mathbf{O}_{Right\ heel} \right\} - \overline{\mathbf{e}_{Cop}} \quad (4-5)$$

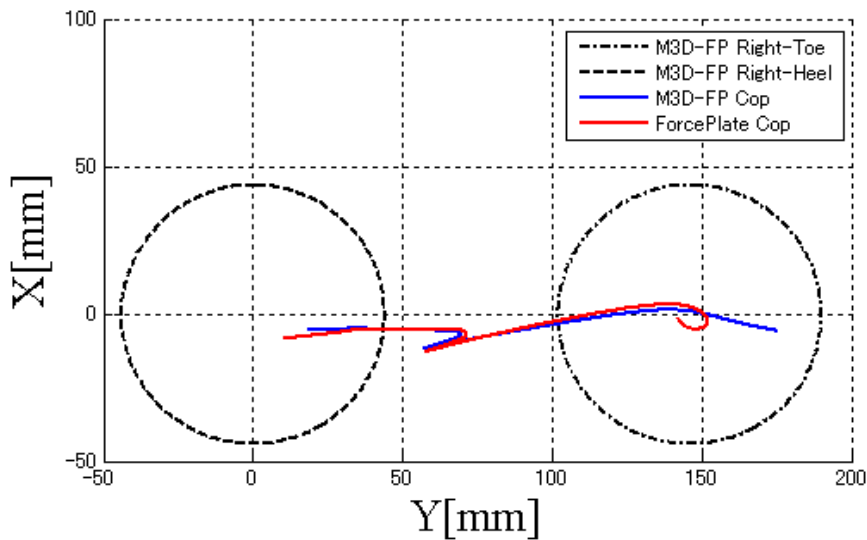
また、 $\overline{\mathbf{e}_{Cop}}$  は移動式床反力計と設置式床反力計の圧力中心の軌跡の差の相加平均であり、次式のように表される。

$$\overline{\mathbf{e}_{Cop}} = [\overline{e_{Cop_X}} \quad \overline{e_{Cop_Y}} \quad 0]^T \quad (4-6)$$

移動式床反力計の中心座標のオフセットを考慮し、圧力中心の誤差を補正した結果を図 4-7 に示す。補正の結果、圧力中心に関する誤差は 4.6% 以下に減少した。



(a) Quasi-static Load Addition



(b) Walking straight

Fig. 4-7 Corrected Center of Pressure: Right Foot

## 4. 6 まとめ

本章では，移動式床反力計の計測精度の検証を行った．移動式床反力計の評価のために，ウェアラブルな運動計測装置と従来の三次元動作解析システムを同時に用いて 2 種類の実験を行った．また，ウェアラブルな運動計測装置による計測データを用いて，運動中のスティックピクチャを描画した．その結果，以下に示す結論を得た．

- (5) 移動式床反力計は従来の動作解析装置と比較して，1.3%以下の誤差で床反力を計測することが可能である．
- (6) 移動式床反力計は従来の動作解析装置と比較して，4.6%以下の誤差で圧力中心を計測することが可能である．
- (7) ウェアラブルな運動計測装置を用いることで，歩行中の下肢の姿勢を計測することが可能である．

以上の結論により，移動式床反力計は歩行運動の計測において既存の動作解析システムと同等の精度を有しており，運動解析のための計測装置として用いることが可能であることが明らかになった．

## ・参考文献

- (1) Samira Golriz, Jeffrey J Hebert, K Bo Foreman, Bruce F Walker, “The validity of a portable clinical force plate in assessment of static postural control”, *Chiropractic & Manual Therapies*, **20**:15, (Online Journal), <http://www.chiromt.com/content/20/1/15>, (2012).
- (2) Mark S. Walsh, Kevin R. Ford, Kyle J. Bangen, Gregory D. Myer, Timothy E. Hewett, “The Validation of a Portable Force Plate for Measuring Force-Time Data During Jumping and Landing Tasks”, *Journal of Strength and Conditioning Research*, **20**-4, pp. 730–734, (2006).
- (3) 松尾弘毅, 坂本憲志, 西脇剛史, “傾斜路面走行用シューズ設計の為の基礎研究”, 日本機械学会 スポーツ工学シンポジウム : シンポジウム:ヒューマン・ダイナミックス ジョイント・シンポジウム講演論文集, pp. 313-316, (2008).
- (4) Alex Stacoff, Christian Diezi, Gerhard Luder, Edgar Stüssi, Inès A. Kramers-de Quervain, “Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age”, *Gait and Posture*, **21**, pp. 24–38, (2005).
- (5) Christian Liedtke, Steven A.W. Fokkenrood, Jasper T. Menger, Herman van der Kooij, Peter H. Veltink, “Evaluation of instrumented shoes for ambulatory assessment of ground reaction forces”, *Gait and Posture*, **26**, pp. 39–47, (2007).

## 第5章 ウエアラブルな運動計測装置に適した動力学解析手法の提案

### 5.1 はじめに

従来の人の運動解析では光学式カメラや設置式床反力計が用いられ、それらの計測機器から得られたデータを動力学解析手法に適用し、下肢の関節に生じる関節反力および関節モーメントを算出する<sup>(1)</sup>。ここで、従来の手法においては動力学解析手法が確立されており、種々の運動解析に適用されている<sup>(2)-(4)</sup>、本研究で用いているウエアラブルな運動計測装置は従来と異なる手法で運動計測を行っており、未だウエアラブルな運動計測装置に適した動力学解析手法は確立されていない。その理由として、計測されるデータの違いが挙げられる。既存の光学式カメラおよび設置式床反力計で構成される三次元動作解析システムでは、関節位置に貼付したマーカの位置情報をカメラで取得し、設置式床反力計を踏んだ際の床反力を計測する。しかし、本研究で開発したウエアラブルな運動計測装置はモーションセンサを体節の重心位置に貼付しており、関節位置の情報を直接取得することはできない。また、移動式床反力計は靴底に装着されているため、座標系全体が運動中に移動する。従って、従来の三次元動作解析システムを用いた場合の動力学解析手法をそのまま適用することができない。そこで本章では、ウエアラブルな運動計測装置を用いた場合に適用可能な新たな動力学解析手法を提案する。

ウエアラブルな運動計測装置では加速度センサ、ジャイロセンサおよび地磁気センサで構成されるモーションセンサを用いており、モーションセンサの計測データを用いてモーションセンサの姿勢角を算出することが可能である。さらに、第3章で述べたようにモーションセンサは、+X軸方向が前額面内の身体外方、+Y軸方向が矢状面内の身体前方、+Z軸方向が鉛直下方（重力加速度方向）となるよう体節の重心位置の高さで体側に取り付けるため、モーションセンサを貼付している体節の両端にある関節位置を算出することができる。よって、モーションセンサの計測データを用いることで、体節の姿勢角を算出することができる。また、爪先側と踵側にそれぞれ独立して取り付けられた移動式床反力計により床反力を計測するが、これらの移動式床反力計においてもモーションセンサと同一のセンサを搭載しているため、体節の姿勢角の算出方法と同様にすることで、移動式床反力計の姿勢角が求められる。よって、ウエアラブルな運動計測装置を用いた場合でも運動中の姿



勢を把握することが可能であるため、解析対象となる運動を1つの統一された座標系内で考えることができる。

本章では、ウェアラブルな運動計測装置に適した動力学解析手法を提案し、その提案手法の妥当性を検証するために直線歩行運動を対象として実験を行なう。歩行運動の計測データを用いて両足の足関節モーメントを算出する。また、得られた足関節モーメントの妥当性を検証するために、歩行運動解析における代表的なデータとの比較を行ない、本研究で開発したウェアラブルな運動計測装置と提案する動力学解析手法を組み合わせ、動作解析システムとしての有効性を明らかにする。

## 5. 2 人体特性の算出方法

本研究では足部の運動解析に着目する。足関節モーメントの算出にあたり、人体特性を求める回帰式の係数を定める必要がある。ここで、本研究における人体特性とは足部の質量中心比、質量比および慣性モーメントであり、対象となる人の体重および身長に係数を乗じた上で定数を加えることで質量中心比、質量比および慣性モーメントを算出する。本研究では表 5-1、表 5-2 および表 5-3 に示す係数<sup>(5)</sup>を用いて足部の質量中心比、質量比および慣性モーメントを算出する。

Table 5-1 Coefficient for Calculation of Mass Center Ratio

Segment	Constant ( $C_{MCR}$ )	Coefficient of Weight ( $CW_{MCR}$ )	Coefficient of Height ( $CH_{MCR}$ )
Foot	3.767	0.065	0.033

Table 5-2 Coefficient for Calculation of Mass Ratio

Segment	Constant ( $C_{MR}$ )	Coefficient of Weight ( $CW_{MR}$ )	Coefficient of Height ( $CH_{MR}$ )
Foot	-0.829	0.0077	0.0073

Table 5-3 Coefficient for Calculation of Moment of Inertia

(a) Around the X axis

Segment	Constant ( $C_{MI}$ )	Coefficient of Weight ( $CW_{MI}$ )	Coefficient of Height ( $CH_{MI}$ )
Foot	-100	0.48	0.626

(b) Around the Y axis

Segment	Constant ( $C_{MI}$ )	Coefficient of Weight ( $CW_{MI}$ )	Coefficient of Height ( $CH_{MI}$ )
Foot	-97.09	0.414	0.614

(c) Around the Z axis

Segment	Constant ( $C_{MI}$ )	Coefficient of Weight ( $CW_{MI}$ )	Coefficient of Height ( $CH_{MI}$ )
Foot	-15.48	0.144	0.088

### 5. 2. 1 質量中心比の算出方法

足部の質量中心比の算出方法について述べる。求める足部の質量中心比を  $MCR$  とすると、質量中心比は式(5-1)で求められる。

$$MCR = CW_{MCR} \cdot W + CH_{MCR} \cdot H + C_{MCR} \quad (5-1)$$

ここで  $W$  は体重、 $H$  は身長である。また、 $CW_{MCR}$  は体重に乗じる係数、 $CH_{MCR}$  は身長に乗じる係数、 $C_{MCR}$  は定数であり、表 5-1 に示した値を用いる。

### 5. 2. 2 質量比の算出方法

足部の質量比の算出方法について述べる。求める足部の質量比を  $MR$  とすると、質量比は式(5-2)で求められる。

$$MR = CW_{MR} \cdot W + CH_{MR} \cdot H + C_{MR} \quad (5-2)$$

ここで  $W$  は体重、 $H$  は身長である。また、 $CW_{MR}$  は体重に乘じる係数、 $CH_{MR}$  は身長に乘じる係数、 $C_{MR}$  は定数であり、表 5-2 に示した値を用いる。

### 5. 2. 3 慣性モーメントの算出方法

足部の慣性モーメントの算出方法について述べる。求める足部の慣性モーメントを  $MI$  とすると、質量比は式(5-3)で求められる。

$$MI = CW_{MI} \cdot W + CH_{MI} \cdot H + C_{MI} \quad (5-3)$$

ここで  $W$  は体重、 $H$  は身長である。また、 $CW_{MI}$  は体重に乘じる係数、 $CH_{MI}$  は身長に乘じる係数、 $C_{MI}$  は定数であり、表 5-3 に示した値を用いる。

## 5. 3 動力学解析手法

### 5. 3. 1 姿勢角の算出方法

提案する動力学解析手法において、移動式床反力計およびモーションセンサに内蔵されている加速度センサ、ジャイロセンサおよび地磁気センサの計測データから足部および下腿部の姿勢角を求める必要がある。これらのセンサのうち、ジャイロセンサは角速度を計測するセンサであり、計測データを積分することで運動中の姿勢角の時系列変化量が求められる。しかし、運動の初期状態は直立姿勢で静止しており姿勢角が変化しないため、ジャイロセンサの計測データを用いることができない。そこで、加速度センサおよび地磁気センサの計測データを用いて初期状態の姿勢角を求める。そして、運動中の姿勢角をジャイロセンサの計測データを用いて算出し、初期状態からの姿勢角の時系列変化を求める。表 5-4 に、姿勢角の算出に用いるモーションセンサの組み合わせについて示す。

Table 5-4 Attitude Angle of Motion Sensor

	Acceleration Sensor	Gyro Sensor	Geomagnetism Sensor
Initial	○	?	○
Motion	?	○	?

また，図 5-1 に示すようにモーショセンサの計測データから算出する姿勢角は，各軸方向を向いて時計回りを正の方向とする．

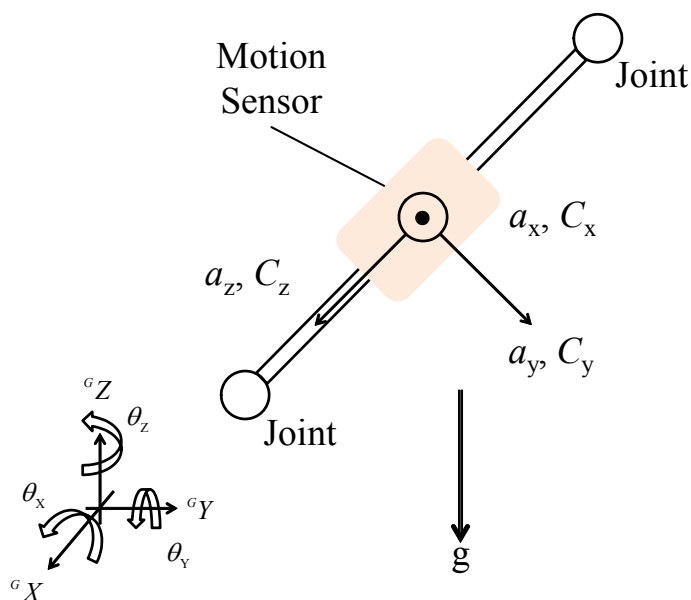


Fig. 5-1 Attitude Angle of Motion Sensor

加速度センサが計測する各軸方向の重力加速度の成分をそれぞれ  $a_x$ ,  $a_y$ ,  $a_z$  とする．まず， ${}^G X$  軸まわりの姿勢角を  $\theta_x$  とすると， $\theta_x$  は式(5-4)により求められる．

$$\theta_x = -\tan^{-1} \frac{a_y}{\sqrt{a_x^2 + a_z^2}} \quad (5-4)$$

次に， ${}^G Y$  軸まわりの姿勢角を  $\theta_y$  とすると， $\theta_y$  は式(5-5)により求められる．

$$\theta_y = \begin{cases} -\tan^{-1} \left( \frac{a_x}{a_z} \right) & \text{if } a_x \neq 0 \text{ and } a_z \leq 0 \\ -\tan^{-1} \left( \frac{a_x}{a_z} \right) + \pi & \text{if } a_x > 0 \text{ and } a_z > 0 \\ -\tan^{-1} \left( \frac{a_x}{a_z} \right) - \pi & \text{if } a_x < 0 \text{ and } a_z > 0 \end{cases} \quad (5-5)$$

続いて， ${}^G Z$  軸まわりの姿勢角について， $Z$  軸は地面に垂直な方向であるため重力加速度の各軸方向の成分を用いることができない．そこで，ウェアラブルな運動計測装置で用いられている地磁気センサにより各軸方向の地磁気を計測す

る．ここで，それらの値をそれぞれ  $c_x$ ， $c_y$ ， $c_z$  とする．そして，GZ 軸まわりの姿勢角を  $\theta_z$  とすると， $\theta_z$  は式(5-6)により求められる．

$$\theta_z = \begin{cases} \tan^{-1}\left(\frac{c_x}{c_y}\right) & \text{if } c_y \geq 0 \\ \frac{\pi}{2} & \text{if } c_x > 0 \text{ and } c_y = 0 \\ -\frac{\pi}{2} & \text{if } c_x < 0 \text{ and } c_y = 0 \\ \tan^{-1}\left(\frac{c_x}{c_y}\right) + \pi & \text{if } c_x > 0 \text{ and } c_y < 0 \\ \tan^{-1}\left(\frac{c_x}{c_y}\right) - \pi & \text{if } c_x < 0 \text{ and } c_y < 0 \end{cases} \quad (5-6)$$

ここで， $\theta_y$  および  $\theta_z$  を求める式(5-5)および式(5-6)について，逆三角関数の 1 つである  $\tan^{-1}$  を用いて角度を算出しており， $-\pi/2 < \tan^{-1}x < \pi/2$  であるため，場合分けを行なう．

次に，運動中の姿勢角の変化量について，ジャイロセンサにより計測される各軸まわりの角速度を時間積分すると角度が得られる．ここで，角速度を  $\omega$ ，タイムステップを  $\Delta t$  とすると，姿勢角の変化量  $\Delta\theta$  は式(5-7)で得られる．

$$\Delta\theta = \begin{bmatrix} \Delta\theta_x \\ \Delta\theta_y \\ \Delta\theta_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{(\omega_{x_i} + \omega_{x_{i-1}})\Delta t}{2} \\ \frac{(\omega_{y_i} + \omega_{y_{i-1}})\Delta t}{2} \\ \frac{(\omega_{z_i} + \omega_{z_{i-1}})\Delta t}{2} \end{bmatrix} \quad (5-7)$$

よって，ウェアラブルな運動計測装置の移動式床反力計やモーションセンサの姿勢角を求めることが可能となるため，それらに取り付けられている下肢の姿勢角を求めることが可能となる．そして，個々の体節の姿勢角が明らかになるので座標変換により 1 つの座標系に統一することが可能となる．

### 5. 3. 2 足部の動力学解析

本研究では，足部について統一の座標系で着目し，矢状面内における足関節モーメントを求める．人の運動解析では一般的に関節モーメントに着目するが，

これは、筋活動が直接的に反映されていると考えられるためである<sup>(6)</sup>。足関節は足部と下腿部を接続する関節であり、足関節に生じる関節反力や関節モーメントは足部に関する動力学解析により求められる。図 5-2 に示すように、足部には並進方向および回転方向に力が作用している。並進方向に関する運動方程式について、 ${}^G Y$  軸方向の運動方程式は式(5-8)で表され、 ${}^G Z$  軸方向の運動方程式は式(5-9)で表される。そして、 ${}^G X$  軸まわりの回転方向に関する運動方程式は式(5-10)で表される。ここで、足部の質量を  $m_{Foot}$ 、足部の慣性モーメントを  $I_{Foot}$  とする。また、爪先側の移動式床反力計の Y 成分を  $F_{TY}$ 、同じく Z 成分を  $F_{TZ}$ 、踵側の移動式床反力計の値を  $F_{HY}$ 、同じく Z 成分を  $F_{HZ}$ 、足関節に生じる関節反力の Y 成分を  $F_{AY}$ 、同じく Z 成分を  $F_{AZ}$ 、爪先側移動式床反力計に生じる  ${}^G X$  軸まわりのモーメントを  $M_{Toe}$ 、踵側移動式床反力計に生じる  ${}^G X$  軸まわりのモーメントを  $M_{Heel}$  とする。さらに、爪先と足首の Y 軸方向距離を  $L_{YTA}$ 、爪先と足首の Z 軸方向距離を  $L_{ZTA}$ 、圧力中心点と足首の Y 軸方向距離を  $L_{YPA}$ 、圧力中心点と足首の Z 軸方向距離を  $L_{ZPA}$ 、質量中心点と足首の Y 軸方向距離を  $L_{YMA}$ 、質量中心点と足首の Z 軸方向距離を  $L_{ZMA}$ 、重力加速度を  $g$  とする。

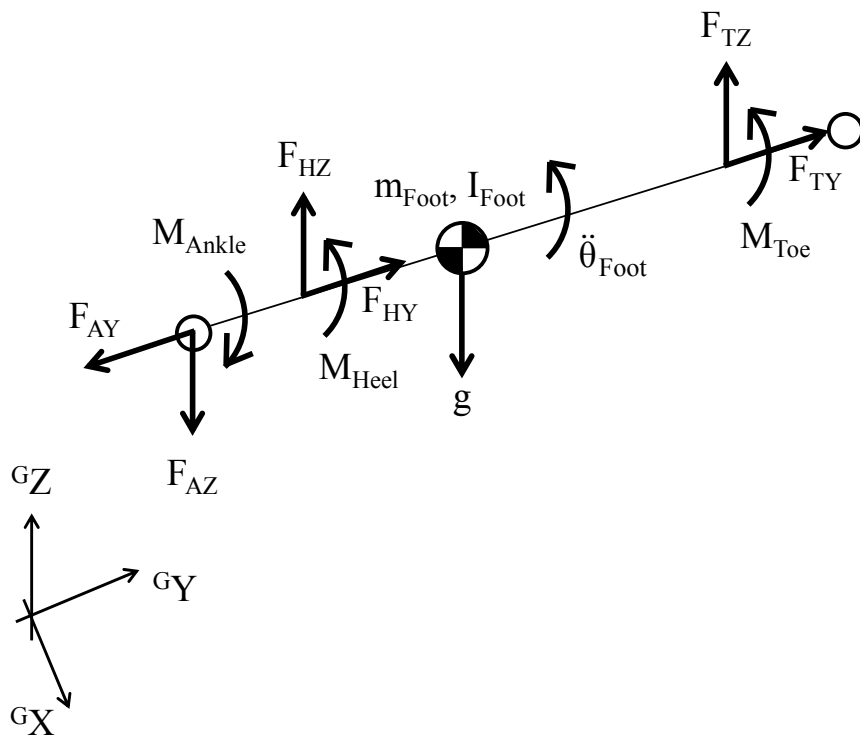


Fig. 5-2 Attitude Angle of Motion Sensor

$$m_{\text{Foot}}\ddot{Y} = +F_{\text{TY}} + F_{\text{HY}} - F_{\text{AY}} \quad (5-8)$$

$$m_{\text{Foot}}\ddot{Z} = +F_{\text{TZ}} + F_{\text{HZ}} - F_{\text{AZ}} - m_{\text{Foot}}g \quad (5-9)$$

$$M_{\text{Ankle}} = +M_{\text{Toe}} + M_{\text{Heel}} + F_{\text{TZ}}L_{\text{YTA}} - F_{\text{TY}}L_{\text{ZTA}} \\ + F_{\text{HZ}}L_{\text{YPA}} - F_{\text{HY}}L_{\text{ZPA}} - m_{\text{Foot}}L_{\text{YMA}} + I_{\text{Foot}}\ddot{\theta}_{\text{Foot}} \quad (5-10)$$

これらの式を解くことで足関節に生じる関節モーメント  $M_{\text{Ankle}}$  が得られる。

## 5. 4 実験

### 5. 4. 1 実験条件

提案した関節反力および関節モーメントの算出方法を評価するために、直線歩行運動を対象とする実験を行った。計測のサンプリングレートは 100 [Hz] とした。

実験では、健康な成人男性 1 名 (29 歳, 体重 72 [kg], 身長 165 [cm]) が M3D システムを装着した上で、直線歩行運動を実施した。本実験は 10 試行実施し、全試行において 2 枚の設置式床反力計を左右の足で 1 歩ずつ踏んだ。この実験の様子を図 5-3 に示す。

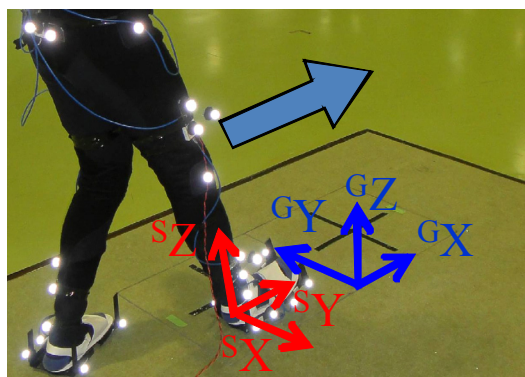


Fig. 5-3 Conditions

## 5. 4. 2 実験結果

実験結果の一例を以下に示す。図 5-4 は歩行運動中の 1 サイクルにおける足関節モーメントを示している。サイクルの 0 [%] が踵接地のタイミングであり、100 [%] が次の踵接地のタイミングである。参照データとの比較のために、モーメントの値を被験者の体重で除することで正規化を行っている。

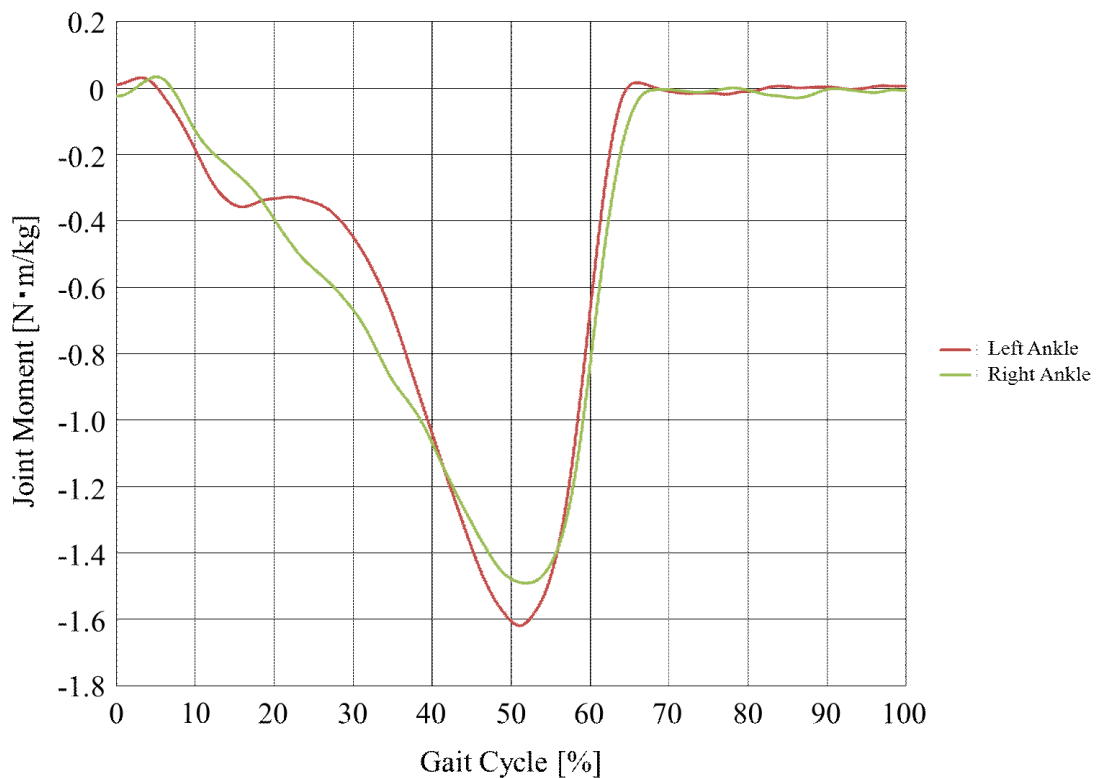


Fig. 5-4 Ankle Joint Moment

## 5. 5 考察

求められた関節モーメントの値の妥当性を検証するために、参照データとして D. Winter らによって得られた足関節モーメント<sup>(7)</sup>と比較する。比較の様子を図 5-5 に示す。本研究で提案した動力学解析手法によって得られた足関節モーメントは、参照データと比較して定性的に一致している。



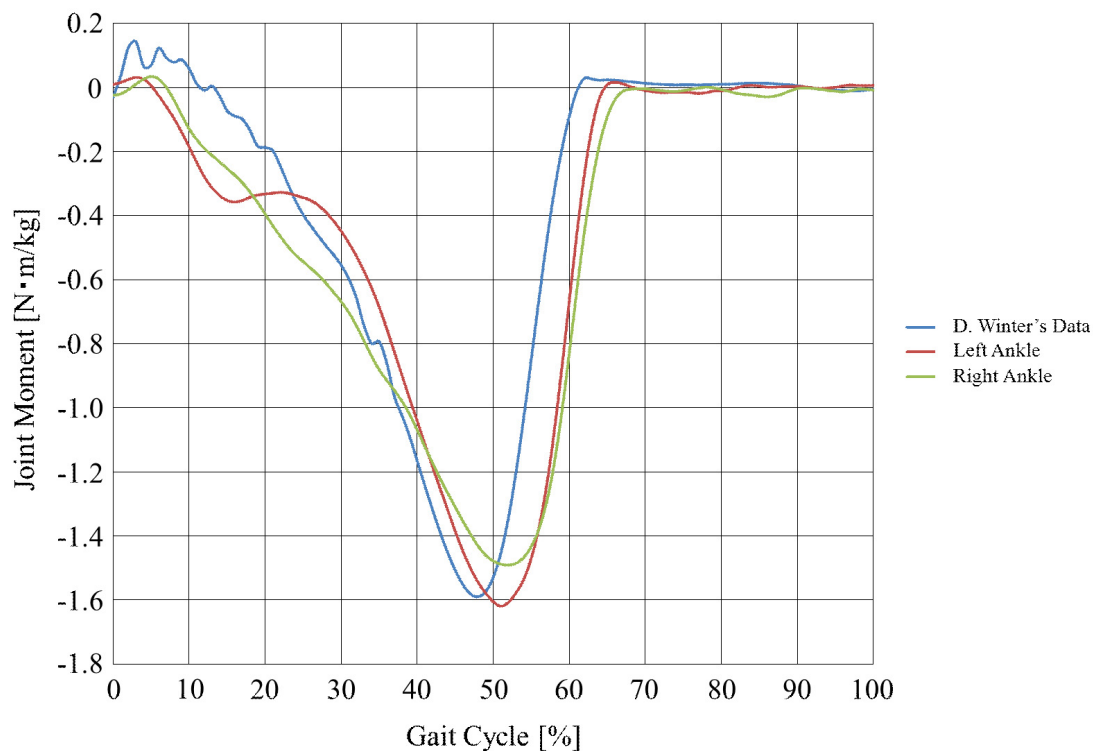


Fig. 5-5 Compare D. Winter's Data to Calculate Data

次に、参照データの足関節モーメントと提案手法によって得られた足関節モーメントのピーク値の比較を行なう。式(5-11)を用いて相対誤差を求めると、表 5-5 に示す通り左足関節で 2 [%]，右足関節で 6 [%] の誤差であった。ここで、 $M_{RP}$  は参照データの最大値であり、 $M_{AP}$  は提案手法により求められた足関節モーメントの最大値である。

$$\text{Error} = \left| \frac{M_{AP} - M_{RP}}{M_{RP}} \right| \quad (5-11)$$

Table 5-5 Attitude Angle of Motion Sensor

Left_Ankle	Right_Ankle
0.02	0.06

よって、本研究で開発したウェアラブルな運動計測装置に適した動力学解析手法は、矢状面内における足関節モーメントの算出において十分な精度を有していることが明らかになった。

## 5. 6 まとめ

本章では，開発したウェアラブルな運動計測装置に適した動力学解析手法を提案した．また，提案した動力学解析手法の妥当性を検証するために，ウェアラブルな運動計測装置を用いて人の直線歩行運動を対象に計測実験を行ない，計測データを用いて歩行中の1サイクルにおける両足の足関節モーメントを算出した．さらに，歩行運動の解析における代表的なデータと比較することによって，以下に示す結論を得た．

- (1) 本研究で開発したウェアラブルな運動計測装置に適した動力学解析手法を提案した．
- (2) 提案した動力学解析手法を用いて，歩行中の1サイクルにおける両足の足関節モーメントを算出した．
- (3) D. Winter らによる代表的なデータと比較すると，足関節モーメントのピーク値の相対誤差は左足関節で 2 [%] ，右足関節で 6 [%] であった．

以上の結論により，本研究で開発したウェアラブルな運動計測装置を用いて歩行運動を計測する場合，本章で提案したウェアラブルな運動計測装置に適した動力学解析手法を用いることで，矢状面内の足関節モーメントを算出することが可能となった．よって，本研究で開発したウェアラブルな運動計測装置と本章で提案した動力学解析手法とを組み合わせることで，動作解析システムとしての有効性が明らかになった．

## ・参考文献

- (1) A. Forner-Cordero, H.J.F.M. Koopman, F.C.T. van der Helm, “Inverse dynamics calculations during gait with restricted ground reaction force information from pressure insoles”, *Gait & Posture*, **23**, pp. 189–199, (2006).
- (2) A. M. WILSON, C. H. PARDOE, “Modification of a force plate system for equine gait analysis on hard road surfaces”, *EQUINE VETERINARY JOURNAL*, **33**, pp. 67-69, (2001).
- (3) 山田宏尚, 森田啓之, 田中邦彦, 坂東直行, “起立動作特性の解析に基づく起立補助装置の開発”, *日本機械学会論文集(C編)*, **74-742**, pp. 1522-1530, (2008).
- (4) R.K. Begg, W.A. Sparrow, N.D. Lythgo, “Time-domain analysis of foot-ground reaction forces in negotiating obstacles”, *Gait and Posture*, **7**, pp. 99–109, (1998).
- (5) V.Zatsiorsky, “The Mass and Inertia Characteristics of the Main Segments of the Human Body”, *Biomechanics*, V-IIIB, pp. 1152-1159, (1983).
- (6) 臨床歩行分析研究会 編, “関節モーメントによる歩行分析”, 医師薬出版, p. 3, (1997).
- (7) Janice J. Eng, David A. Winter, “Kinetic Analysis of the Lower Limbs During Walking: What Information Can Be Gained From a Three-Dimensional Model”, *Journal of Biomechanics*, **28-6**, pp. 753-758, (1995).

## 第 6 章 結言

本研究で得られた知見を以下に要約する。

第 2 章では、足底荷重計測システムの概要について触れた上で、まずシステムを構成するうちの計測器について述べた。計測器のセンサ部には 3 軸力覚センサが 24 個配列され、計測器全体とセンサ素子の X, Y, Z 軸方向を一致させるように配列を行なった。また、本計測器に用いている 3 軸力覚センサについて述べ、センサ自体の校正方法について論じた。さらに、計測器上のセンサからの出力を処理するアルゴリズムを提案した。そして、足底分布荷重の計測実験を行ない得られたデータから、足底に働く荷重を計測する際に含むべき領域について検証した。

第 3 章では、本研究で開発したウェアラブルな運動計測装置について述べた。このウェアラブルな運動計測装置のうち、計測装置は 4 つの移動式床反力計と 6 つのモーションセンサおよび 1 つのデータトランスミッタで構成した。移動式床反力計およびモーションセンサにはそれぞれ複数の各種センサが搭載されているので、それぞれの座標系の定義並びに移動式床反力計およびモーションセンサとしてのセンサの座標系の定義について述べた。また、移動式床反力計により得られるデータを用いた床反力や 3 軸まわりのモーメントの算出方法について提案した。そして、モーションセンサにより得られるデータを用いた人の下肢姿勢の算出方法について述べることで、本研究で開発したウェアラブルな運動計測装置による動力学解析の基礎部分について論じた。

第 4 章では、ウェアラブルな運動計測装置のうち、移動式床反力計の計測精度について論じた。具体的には、移動式床反力計との比較検証のために据え置き型床反力計を同時に用いて、人の運動時における床反力を計測し、床反力データおよび床反力データを用いて算出される圧力中心の軌跡について、両計測機器間の相対誤差を検証することにより移動式床反力計の計測精度について評価した。また、両計測機器間の相対誤差を補正するための方法を提案し、誤差補正の効果について検証した。

第 5 章では、第 3 章で示したウェアラブルな運動計測装置による動力学解析の基礎部分を元にして、人の歩行運動時に生じる関節反力や関節モーメントを算出するための、本計測装置特有の動力学解析手法について述べた。本研究で開発したウェアラブルな運動計測装置で用いられている移動式床反力計は従来の据え置き型床反力計とは異なる使用方法をとっており、また、従来の光学式三次元動作解析装置であれば計

測場所の座標系は固定されているものの、ウェアラブルな運動計測装置においては各センサコンポーネントが独立した座標系を有しているため、動力学解析を行なう場合には本システム用に新たに解析手法を提案する必要があったためである。ウェアラブルな運動計測装置を用いて人の直線歩行運動を対象とする実験を行ない、計測されたデータから提案した動力学解析手法を用いて関節モーメントを算出した。また提案手法により得られた足関節モーメントと歩行解析における代表的なデータとの比較を行ない、提案手法による動力学解析結果の妥当性の検証を行った。

以上のように、本研究では加速度センサ、ジャイロセンサ、地磁気センサおよび力覚センサを統合したウェアラブルな運動計測装置の開発ならびに応用分野への展開を目的とし、足底に働く荷重を計測する際に含むべき領域について検証した上で、本研究で開発したウェアラブルな運動計測装置による動力学解析の基礎部分について論じて、移動式床反力計の計測精度について評価と誤差を補正するための方法を提案し、最終的に人の歩行運動における関節モーメントの算出を行った。

ウェアラブルな動作解析システムにはリハビリテーションへの適用の他にも様々な用途への応用が望まれており、例えば、人の運動生成原理の解明にも役立つと考えられる。また、ウェアラブルな運動計測装置のうち、移動式床反力計に着目すると、従来の設置型床反力計による計測が困難であった条件下でも計測が可能となり、本研究による新たな動作解析システムの要素技術についても様々な応用方法を実現できる可能性がある。したがって、本研究は今後の人の運動に関わるあらゆる事象の解明に寄与すると考えられる。

## 謝 辞

本研究を遂行するにあたり、同志社大学理工学部 辻内伸好教授には、終始懇切なる御指導ならびに御鞭撻を賜り、また、温かい激励を賜りました。ここに深く感謝の意を表し、心より御礼申し上げます。

本研究を遂行するにあたり、同志社大学理工学部 小泉孝之教授には、本研究の全てに渡り御指導、御助言を賜り、また、温かい激励を賜りました。ここに深く感謝の意を表し、心より御礼申し上げます。

本論文を纏めるにあたり、京都大学大学院工学研究科 土屋和雄名誉教授には、広く有益なご助言を賜り、また、温かい激励を賜りました。ここに深く感謝の意を表し、厚く御礼申し上げます。

本研究を遂行するにあたり、高知工科大学工学部 井上喜雄教授には有益なご助言を賜りました。ここに厚く御礼申し上げます。

本研究における諸問題の解決に御助言を賜りました、同志社大学理工学部大島裕子講師、山梨大学大学院医学工学総合研究部 伊藤彰人助教に心から御礼申し上げます。

本研究を遂行するにあたり、多大なる御協力と御助言を賜りました株式会社テック技販 瀨瀬和美氏、塩島康造氏、土屋陽太郎氏、和木田茂氏、瀨瀬俊昭氏、美馬康人氏、ならびに社員の皆様に感謝致します。

同志社大学大学院博士後期課程 松原真巳氏、吉田達哉氏には本研究の遂行にあたり御助力、御助言を賜りました。ここに深く感謝の意を表します。また、同志社大学機械力学研究室の歴代の諸先輩方、現在在籍される諸氏、さらに元機械制御工学研究室に在籍された諸氏には、その多大なるご支援に対し感謝の意を表します。特に、元同志社大学博士前期課程生 相川将隆氏、細川哲朗氏には本研究に関して多くの有益な知識を賜りました。心から御礼申し上げます。

元同志社大学大学院博士前期課程生 宇野龍司氏、元同志社大学学士課程生 橋本達也氏、同志社大学大学院博士前期課程生 牧野裕太氏には、研究を遂行するにあたり実験によるデータ取得や解析等に多大なる御協力を賜りましたことに感謝の意を表しますとともに、今後の更なる御活躍を御祈り致します。

最後に、本研究を進めるにあたり何不自由ない環境を与えて下さり、また、暖かく見守り続けて下さった家族と友人達に、博士論文が完成したことをここに御報告するとともに、心から御礼申し上げます。

2013年 11月

同志社大学 京田辺キャンパスにて

足立 渡