

令和5年度 博士（工学）論文

刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサを用いた
介護動作計測システムの開発

主査：松本 浩樹 教授

副査：篠崎 博光 教授

副査：王 鋒 教授

副査：土倉 泰 教授

副査：小田垣 雅人 准教授

前橋工科大学大学院 工学研究科 環境・生命工学専攻

学籍番号 2156502 氏名 黒崎 紘史

指導教員 小田垣 雅人

目次

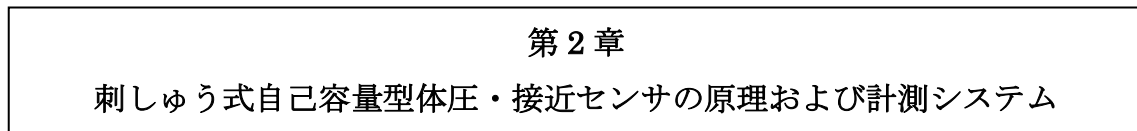
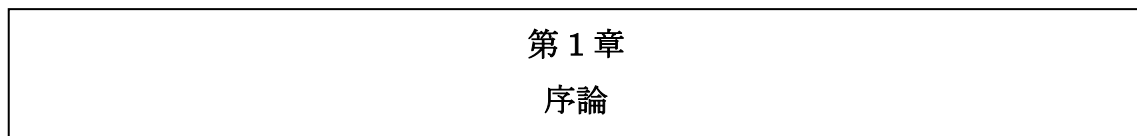
本論文の構成

第1章 序論	1
第1節 はじめに	1
第2節 介護動作の定量的解析および技能評価の先行研究	3
第3節 繊維技術を用いた生体信号計測の先行研究	13
第4節 目的	19
第2章 刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサの原理および計測システム	21
第1節 静電容量の発生原理	21
第2節 刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサの構造	22
第3節 計測システムの概要	23
第4節 体圧と接近速度の計測原理	24
第5節 シリアル通信によるカウント値の計測	26
第6節 導体の接近・接触によるセンサ応答への影響の予備実験	27
第1項 実験方法	27
第2項 結果および考察	29
第7節 刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサの耐洗濯性	31
第1項 洗濯試験の実験方法	32
第2項 結果および考察	33
第3項 洗濯有無によるセンサ応答性の比較	34
第4項 結果および考察	35
第3章 刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサによる車いすへの	
移乗における体圧応答の評価	36
第1節 背景および目的	36
第2節 実験方法	37
第3節 結果および考察	39

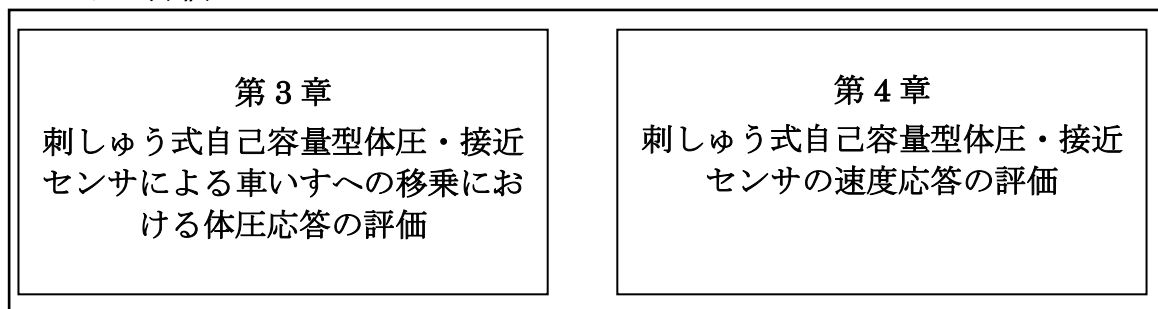
第1項	距離応答特性	39
第2項	圧力応答特性	40
第4節	車いす着座の体圧応答計測	42
第1項	実験方法	42
第2項	結果および考察	45
第5節	まとめ	49
第4章	刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサの速度応答の評価	50
第1節	背景および目的	50
第2節	速度応答特性の評価実験	51
第1項	実験方法	51
第2項	プロファイル測定器の速度検証	53
第3項	速度応答のフィッティング式の導出	56
第4項	結果および考察	58
第3節	いす着座動作における接近応答評価	60
第1項	実験方法	60
第2項	着座速度 v (mm/s) の算出方法	62
第3項	結果と考察	64
第4節	まとめ	66
第5章	刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサの 移乗介護動作の計測実験	67
第1節	背景および目的	67
第2節	方法	68
第3節	データの解析方法	73
第1項	床反力計から算出した圧中心座標 CoP の変化量： ΔCoP	73
第2項	センサ応答評価値 CoG_x, CoG_y	74
第3項	着座動作における速度係数 α の算出	75
第4項	三次元動作解析装置を用いた着座速度 v の算出	77

第4節 結果および考察	78
第1項 初心者と熟練者の着座位置	78
第2項 初心者と熟練者の着座速度	82
第5節 まとめ	85
第6章 ベッドからの離床介護動作の計測実験	86
第1節 背景および目的	86
第2節 方法	87
第3節 データの解析方法	92
第1項 センサ応答評価値 CoG_x, CoG_y	92
第2項 離床動作における速度係数 α の算出	94
第4節 結果および考察	96
第1項 初心者と熟練者の離床位置	96
第2項 初心者と熟練者の離床速度	100
第5節 まとめ	102
第7章 結論.....	103
第1節 まとめ	103
第2節 今後の展望と課題	106
謝辞.....	107
参考文献.....	108
研究業績.....	113
学術論文（査読付）.....	113
MSIC	113
学術発表	114
知的財産権	115
付録.....	116

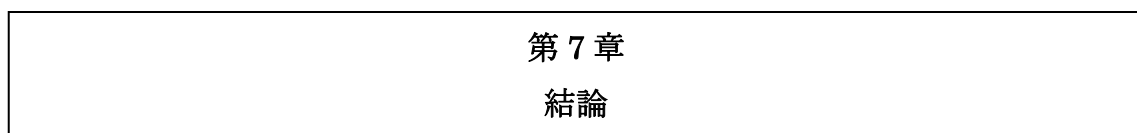
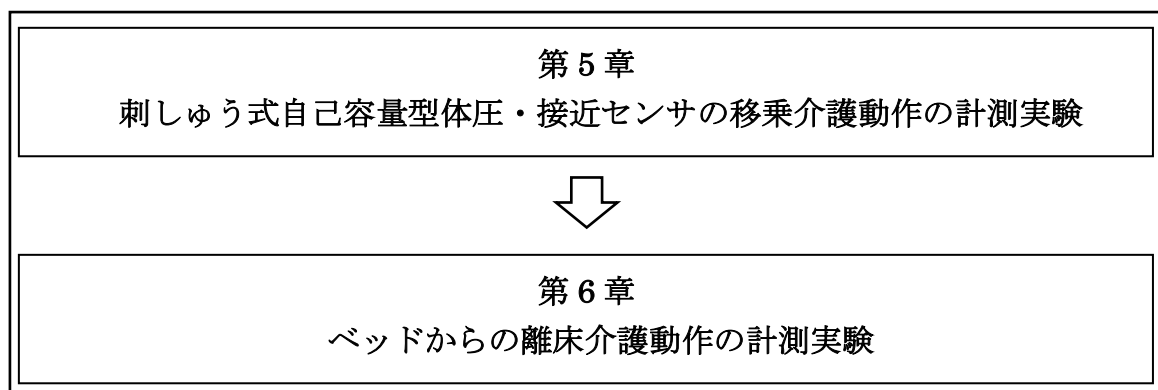
本論文の構成



センサの評価



介護動作計測



第1章 序論

第1節 はじめに

介護現場において移乗介護が抱える問題として介護者および被介護者に加わる身体的ストレスを軽減することは、当事者双方の生活の質（Quality of Life：QOL）維持のために極めて重要である。介護者は、被介護者の起立、移乗、体位変換などの労働集約的な支援活動を頻繁に実施する必要がある、介護者が被介護者を起立させる技術に関する適切な訓練を受けていない、または介護リフトなどの必要機器を用いずに高負荷な介護動作を長期間継続的にこなうと、身体的負担のみならず怪我のリスクの増加につながる。そのため、介護者は介護技能の訓練や介護機器などを用いて介護をおこなっている。この時、介護者が未熟な技能のまま介護を続けると腰痛や業務に関連した筋骨格系障害（Musculoskeletal Disorders：MSDs）といった健康問題を生じる可能性がある^[1]。要因となる主な動作は、不自然な姿勢での動作、かがむ動作、ひねる動作、移乗動作や持ち上げ動作である。被介護者の頻繁な移乗介護は、介護者がMSDsを引き起こすリスクを高めるとの報告がある一方、適切な訓練を受け介護技能が高い介護者は、腰痛の発生確率が低いとの研究結果が示されている^[2]。また、介護技術が不十分である場合、MSDsなどの健康問題のみならず移乗動作中に被介護者がベッドから転落するなどの事故が頻発する危険性も増加する。このような観点から介護者の負担を軽減し、介護の質を高めるための対策として、介護技術を定量的に評価する方法の導入が求められている。車いす技能訓練プログラム（Wheelchair Skills Training Program：WSTP）を用いて、着座動作を含む移乗時の身体状況の評価がおこなわれている先行研究もあるが、これらの評価は第三者による主観的な観察手法に依存している^{[3][4]}。しかし、観察による技能評価は極めて主観的で

あり，観察者の見逃しが生じる可能性がある．このため，定量的に介護動作を評価する手法が必要である．次節で，介護動作の定量的解析および技能評価に関する先行研究について述べる．

第2節 介護動作の定量的解析および技能評価の先行研究

移乗技能動作を定量的に評価した先行研究では，三次元動作解析装置 [5][6] ウェアラブルモーションキャプチャシステム [7]を用いて，定量的な介護技術評価を試みている．図 1-1 は三次元動作解析装置として複数の Kinect (Microsoft Corporation) と床反力計，3次元計測装置，筋電図 (Electromyography：EMG) を用いた実験系が考案されている．この実験系では定量的な介護評価をおこなうために広い設置スペースが必要となることに加え，システムが高価である．加えて，この実験系では介護者側を計測しているため，被介護者側の情報を得ることができないと述べられている．

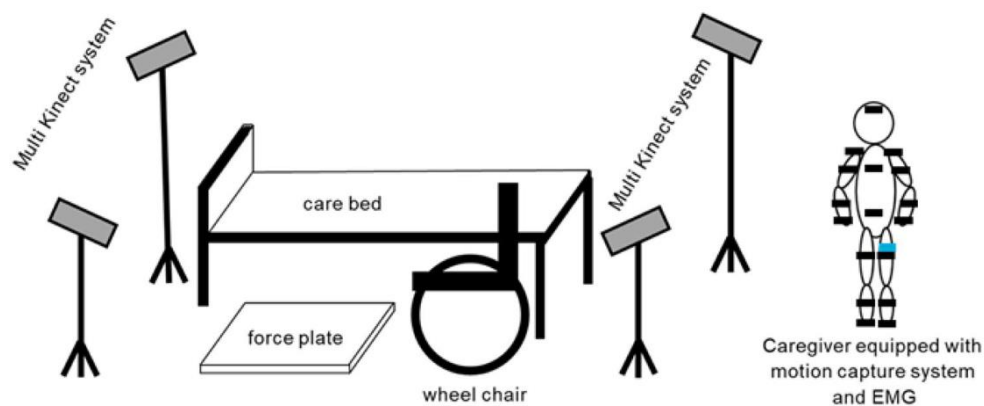


図 1-1 三次元動作解析装置を用いた実験系

(参考文献 [5], p375 より引用)

また，移乗介護方法の違いが車いす座面の圧力分布にどのような影響を及ぼすかを定量的に検討した研究もある [8][9]．図 1-2 は，車いすの座面上に矢印で示された圧力分布シート（住友理工株式会社，SR SOFTVISION）が設置された様子である．圧力分布に基づくデータは，車いす使用者の着座位置の変化を定量的に評価するために有効であることが示されている．



図 1-2 車いすの座面上に設置された圧力分布シート．

（参考文献 [9], p70 より引用）

Buisseret らは介護者の技能評価に加速度センサを備えたウェアラブル型の計測システムを開発し検証した [10]。図 1-3 は介護者の技能評価に用いた加速度センサである。本検証で用いた計測システムは被験者に加速度センサを取りつけ、計測をおこなっている。本計測システムはケーブルを有しており、被験者にとってケーブルがついたウェアラブル型の計測システムが動作を阻害していた。

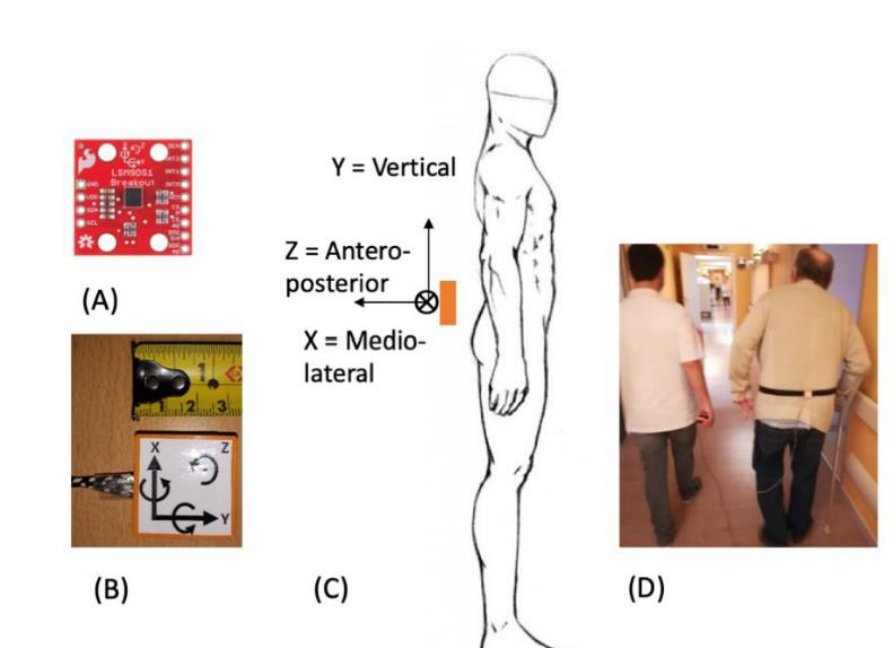


図 1-3 介護者の技能評価に用いた加速度センサ

(参考文献 [10], p4 より引用)

一方で、被介護者に対して与える身体的負担を定量的に評価した先行研究がある。P. S. Requejo らや J. B. Redford らは移乗時の車いすへの着座姿勢に関する研究をおこなっている。彼らの研究によれば、うつむきの姿勢は仙骨座りや車いすからのずり落ちと関連があり、これが剪断型褥瘡の原因となる可能性が示唆されている^{[11][12]}。J. Presperin Pedersen らは、着座時の脊柱カーブをサポートする車いすの背もたれが、直立姿勢の維持や車いすの推進能力の向上に寄与すると述べている^[13]。これらの先行研究から、被介護者の傷害予防には、移乗時の着座位置の評価が重要であることが確認されている。特に、車いすからベッドへの移乗時において、被介護者が適切に深く座ることは不可欠である。介護者の技能や知識の向上を通じて、被介護者の座位姿勢の安定化が可能となることが示されている。

K. Iwakiri らは移乗介護に介護リフトを用いる際の昇降速度に関してその適切な速度を検証する実験を実施し、その結果を報告している^[14]。図 1-4 は実験に用いた介護リフトの図である。実験内容は介護リフトの速度を変化させ、利便性、速度に対する主観的評価、Heart Rate (HR)、EMG、作業時間などを測定した。図 1-5 は介護リフトの昇降速度による心拍数および筋電図の変化を占めている。この結果、被介護者を降下させる際の速度は 30～90 mm/s の範囲で最も好ましく、50 mm/s が最も適切であることが明らかとなった。被介護者の快適性を保持するためには、この速度範囲が適しているとされる。また、安全性の観点からは、高速での移乗時には、介護者が特別な注意を払う必要があること、HR の増加や筋緊張のリスクが高まることが確認された。

ISO 10535 (2006) [15] では、安全性を優先する場合、介護リフトの昇降速度は、負荷がある場合 15 mm/s、無負荷では 25 mm/s 以下と基準が定められている。



図 1-4 介護リフトによる昇降試験

(参考文献 [14], p3 より引用)

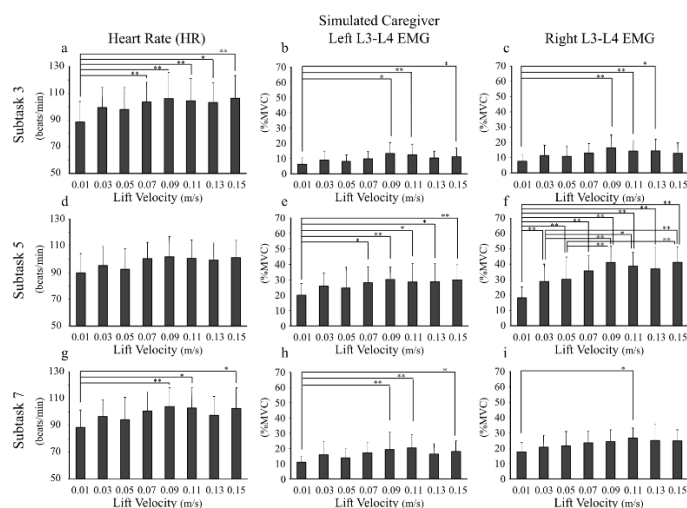


図 1-5 介護リフトの昇降速度による心拍数および筋電図の変化

(参考文献 [14], p8 より引用)

Nakagawa らは、移乗介護経験の有無によるベッドから車いすへの移乗介護技能の差が車いすの座面の圧力分布にどのように影響するかを調査した^[8]。模擬患者として健常成人を使用し、その者が自力での動きができない状態で被介護者を再現した。移乗介護動作側のベッドのサイドフレームと車いすの車輪がある面との角度は30 (degree) として移乗介護動作をおこなった。介護者および被介護者には頭部、首、肩、背中、股関節、肘、手首、太もも、膝、足首に三次元動作解析装置の計測マーカを装着し、これらのマーカから腰椎、頸椎、膝関節、肘関節の角度を算出した。また、車いすの座面上に圧電センサ式体圧分布測定装置を設置し、被介護者を着座させた際の座面上の圧力分布を計測した。図 1-6 には、移乗介護動作時の介護者の各関節の平均角度を示す。横軸は関節位置、縦軸は関節角度 (degree) を表す。熟練者は初心者と比較して、膝および肘の関節角度が小さいことが確認された。また、図 1-7 に移乗介護動作における介護者と被介護者の頭部に装着した三次元動作解析装置の計測マーカ間の距離の推移を示す。横軸は一連の移乗介護動作を分割した各相、縦軸は介護者および被介護者の頭部に装着した三次元動作解析装置の計測マーカ間の距離 (mm) を表す。熟練者は初心者に比べて移乗介護中の計測マーカ間の距離が短かったため、熟練者は被介護者をできる限り抱き寄せ、膝を曲げることで移乗介護中の動作の安定化を図っていることが示された。図 1-8 に車いす座面の圧力分布図を示す。熟練者は初心者に比べて座面の中央に着座させており、移乗介護技能の差が座面の着座位置に反映されていることを示した。

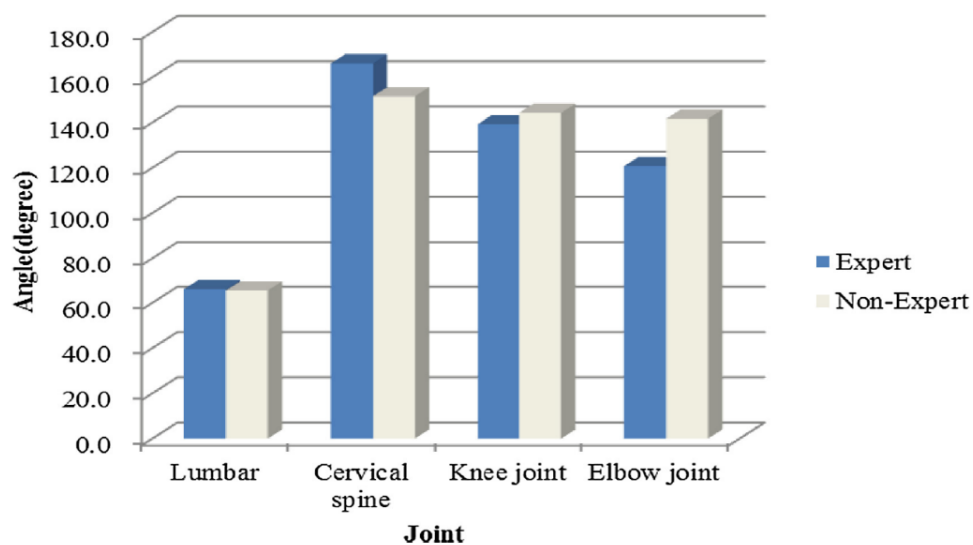


図 1-6 移乗介護動作における介護者の各関節の平均角度

(参考文献 [8], p152 より引用)

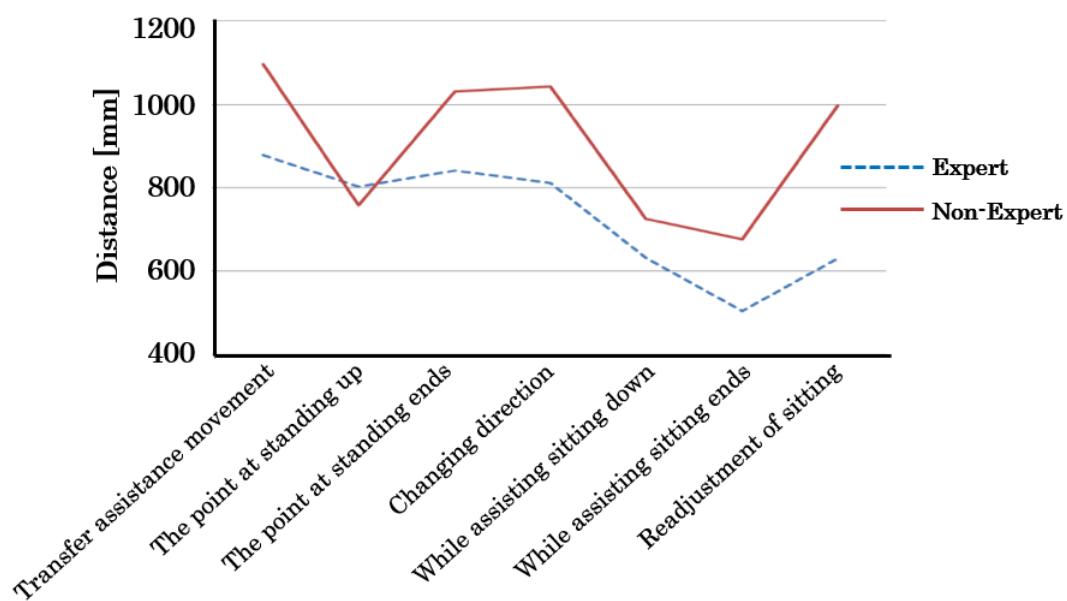


図 1-7 介護者と被介護者の頭部に装着した計測マーカの距離

(参考文献 [8], p152 より引用)

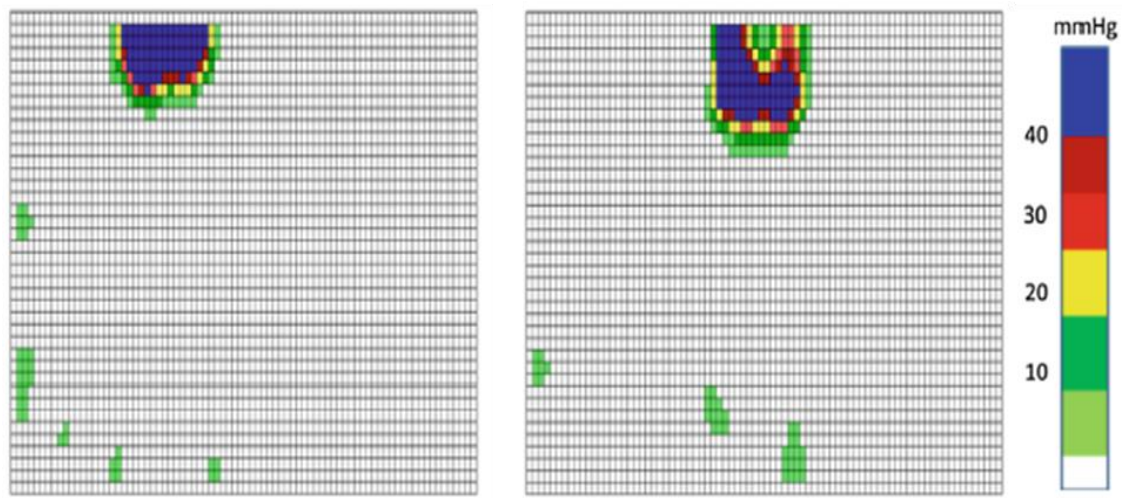


図 1-8 車いす座面の圧力分布図 (左：初心者, 右：熟練者)

(参考文献 [8], p153 より引用)

加えて、Nakagawa らは移乗介護技能の差が、被介護者の頭部加速度に対してどのような影響を与えるのか検討した^[16]。実験条件は参考文献 [8] と同様とし、移乗介護動作中の被介護者の頭部加速度を計測した。解析の際には移乗介護を「Standing phase」、「Turning phase」、「Seating phase」の3つの相に分けて解析をおこなった。図 1-9 に3つの相における初心者と熟練者が移乗介護動作をおこなった場合の被介護者の頭部加速度を示す。Seating phase に着目すると熟練者は負の加速度が得られているのに対し、初心者は正の加速度が得られた。これは、被介護者が着座する際の下向きの加速度を熟練者は抑制させるような力を加えているのに対して、初心者は着座を制御しきれていないことが示されており、移乗介護動作の技能の差が着座させる際の速度に反映されていることが明らかとなった。

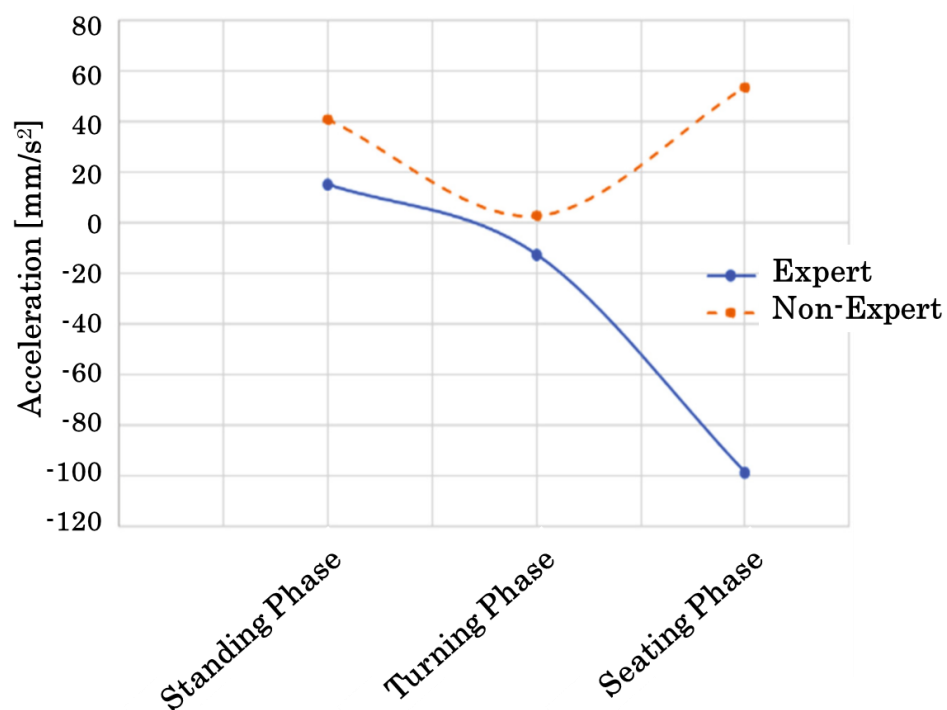


図 1-9 移乗介護動作の各相における被介護者の頭部加速度

(参考文献 [16], p201 より引用)

Nakagawa らは移乗介護技能の差が被介護者の着座位置と着座させる際の速度および加速度に反映されていることを明らかにしたが、移乗介護動作を計測するために使用した三次元動作解析装置は計測系が大規模であり、計測システム自体が高価であるため、在宅介護をおこなっている一般家庭にまで普及させることは現実的ではない。圧電センサ式体圧分布測定装置は接触後の圧力分布を評価が可能であるが、非接触時の情報を取得できない。また、センサに金属薄膜による電子回路を有していることから防水性に乏しい。介護現場でのセンサの利用を想定した場合、良好な衛生状態が常に要求されるためセンサ部の洗浄や消毒が度々必要となるが、防水性が保証されておらず適していない。

以上より、移乗介護技能の評価をおこなうには移乗介護動作を定量的に計測できるシステムが重要である。しかし、上述のとおり一般家庭に普及が可能な計測システムを想定した場合、計測系が大規模で高価である三次元動作解析装置や防水性に乏しい圧電センサ式体圧分布測定装置を使用することは現実味がない。そこで、導電性繊維を用いた体圧分布や着座速度を簡易的に計測する手法が必要である。

第3節 繊維技術を用いた生体信号計測の先行研究

第1章第2節で述べたように一般的な動作計測システムは大規模で高価である問題がある。そこで、新たに繊維技術を用いた動作計測システムを開発する。本節では、繊維技術を用いた従来の先行研究を示す。

簡易的に体圧分布や着座速度を計測する手法の一つとして、導電性繊維を用いた繊維ベースのセンサを含む研究がおこなわれている。X. Ye, M. Tianらは、圧力を検出する布ベースのウェアラブルを想定した静電容量型センサを開発した^[17]。図1-10は開発されたセンサを被験者に張り付けた図である。このセンサは、体の表面に取り付けることで被験者の筋運動を検出できると示されており、静電容量型ウェアラブルセンサを用いた被験者の動作解析をおこなっている。



図1-10 体の表面に張り付けたウェアラブルセンサ

(参考文献 [17], p7 より引用)

R. Wijesiriwardana らは，導電性繊維を用いた接触および近接距離を計測するセンサを製作した [18]．このセンサは，製作が容易であることから編み上げ技術を用いる．図 1-11，図 1-12 は圧力センサおよび近接センサである．各センサは，センサの構造を変えることで圧力と近接のセンサ応答を評価できることを示している．

Enokibori らは，体圧を計測するために，3,960 カ所の計測が可能である導電性を用いた織物技術を用いた圧力センサの先行研究を報告している [19]．この研究では，樹脂製の体圧センサはセンサ本体が硬いため接触時に被験者の正しい体圧計測が難しいが，導電性繊維を用いたセンサの場合，センサ本体が柔らかいため被験者の正しい体圧の測定が可能であると述べている．

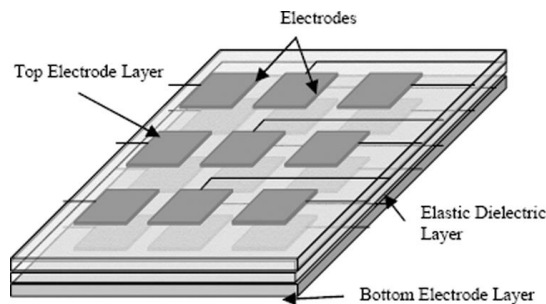


図 1-11 圧力センサ

(参考文献 [18], p993 より引用)

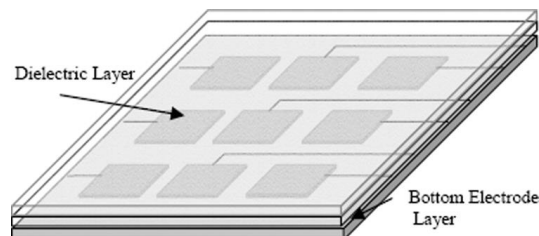


図 1-12 近接センサ

(参考文献 [18], p993 より引用)

導電性繊維による体圧センサを用いた運動解析の応用としては、靴下型センサによるスノーボードのターンを解析した計測結果が示されている [20] . 図 1-13 は開発された圧力センサである. 靴下の 3 か所のセンサを貼り付け, センサから得られる圧力応答からスノーボードがターンする際に足にかかる圧力の評価は可能であることを示している.



図 1-13 靴下に張り付けた圧力センサ

靴下の底面に 3 か所のセンサを配置している

(参考文献 [20], p735 より引用)

我々の研究室においても導電性繊維を用いたセンサの研究をおこなってきた。Tsuda らは導電性繊維を用いて圧力を計測可能な平行平板型センサを開発した^[21] (図 1-14)。センサは銀織物 2 枚の間に絶縁体の布 (綿) を挟み込んだ構造である。圧力が加わると導電性繊維間の距離 L (mm) が変化し、これにともなう静電容量の変化を検出することで圧力の計測を可能とした。図 1-15 に圧力とセンサ出力の関係性を示す。横軸はセンサに加えた圧力 (mmHg), 縦軸はセンサの出力電圧 (V) を示す。最小二乗法で算出した近似直線の決定係数 R^2 は 0.99 であり, 変動係数が 10% 未満であることから圧力を評価可能であると報告されている。

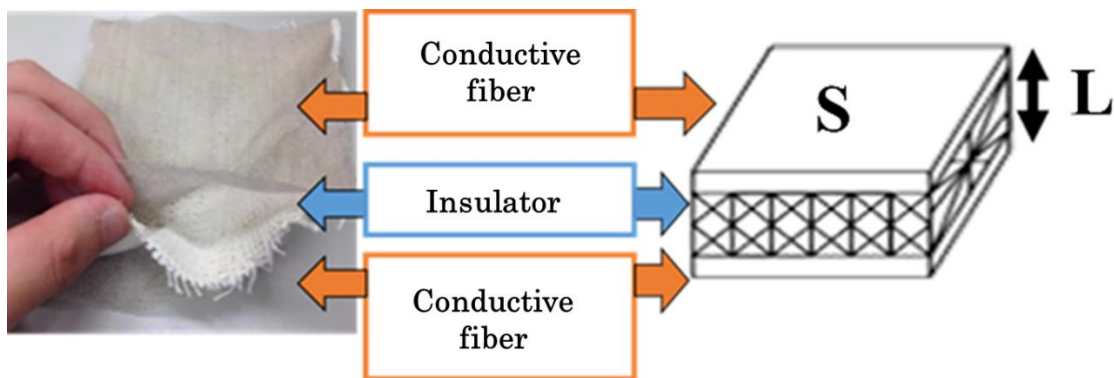
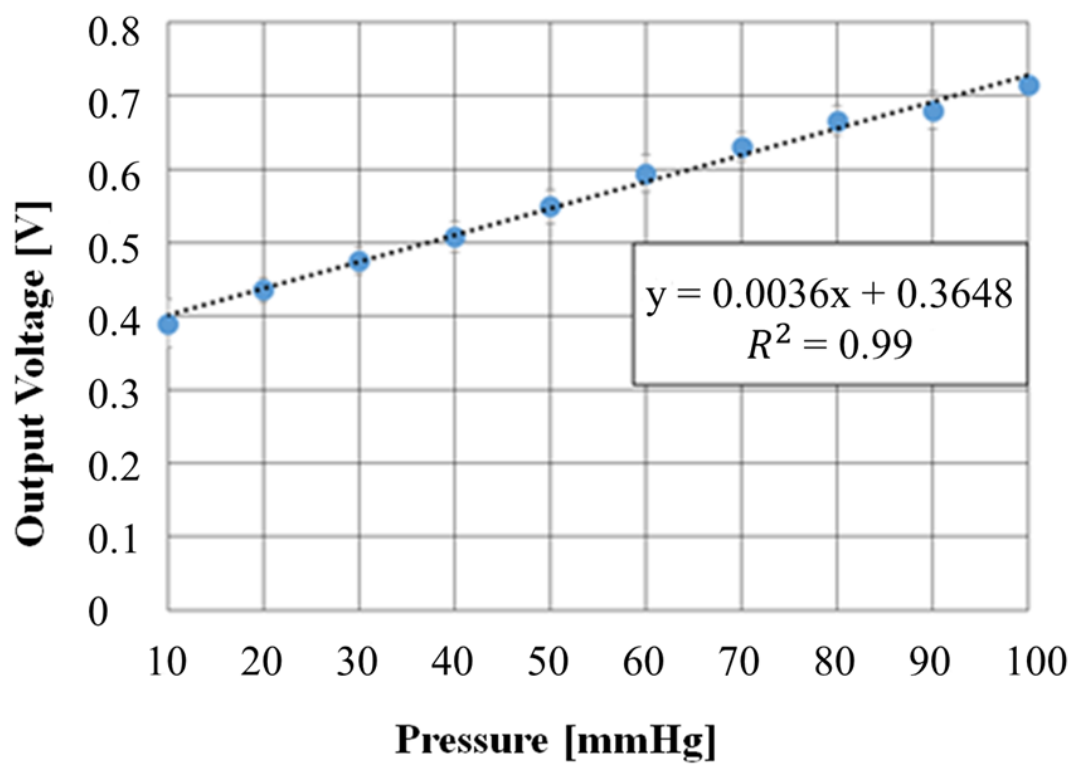


図 1-14 平行平板型センサの構造

(参考文献 [21] より引用, 一部英単語を修正)

図 1-15 圧力応答特性図 ($N=4$)

(参考文献 [21] より引用)

Tsuda らの開発したセンサは導電性繊維の間に発生する静電容量を計測し、圧力を評価した。ここで、導電性繊維の間に発生する静電容量ではなく、生体と導電性繊維間に発生する静電容量を計測することで、体圧情報だけでなく、非接触時の情報、つまり着座速度を同時に計測可能ではないかと考えた。第 1 章第 2 節の先行研究より、移乗介護動作の差は着座位置および着座速度に反映されていることから、着座位置および着座速度を単一のセンサで計測することができれば、設置スペースが必要な三次元動作解析装置や防水性の乏しい圧電センサ式体圧分布測定装置を使用しない移乗介護動作の評価が可能になる。

以上より、本節では導電性繊維を用いたセンサによる生体信号計測に関する先行研究を述べたが、介護動作を解析するうえで欠点も明らかになった。介護動作の解析においては、省スペースで簡易的に移乗介護動作を計測するための圧力・距離同時計測センサが望ましいが従来そのようなセンサは存在しない。

第4節 目的

介護者・被介護者双方に加わる身体的負担の軽減に寄与するためには、介護技能の向上を図る必要がある。介護技能の向上には介護技術を定量的に評価する方法の導入が求められる。第1章第1節では着座動作を含む移乗時の身体状況の評価の先行研究を述べた。これらの評価は第三者による主観的な観察手法に依存しているため、観察者の見逃しが生じる可能性があり、定量性に欠ける。

第1章第2節の先行研究では、移乗介護動作の計測には着座位置と着座速度を計測することで示すことができることを述べた。しかしながら、介護動作解析事例の多くは三次元動作解析装置や、加速度センサを用いており、計測系が大規模であり、計測システム自体が高価であるため、一般家庭を想定した在宅介護や狭いエリアにおいて利用することも難しい。また、体圧を計測する圧電センサ式体圧分布測定装置は接触後の圧力分布を評価が可能であるが、非接触時の情報を取得できない。さらに、介護現場でのセンサの利用を想定した場合、良好な衛生状態が常に要求されるため、センサ部の洗浄や消毒が度々必要となるが、防水性が保証されておらず適していない。そこで、導電性繊維を用いたセンサによる体圧分布や着座速度を簡易的に計測する方法が必要である。

第1章第3節の先行研究では、導電性繊維を用いた生体信号計測技術を述べた。導電性繊維を用いた計測技術は比較的単純な構造で、ヒトの運動情報を計測できる利点がある。しかし、先行研究の導電性繊維を用いたセンサは圧力と距離を単一のセンサで計測できない。単一のセンサで計測を可能にするため、導電性繊維の間に発生する静電容量ではなく、生体と導電性繊維間

に発生する静電容量を計測することにより、体圧情報だけでなく、非接触時の着座速度を同時に計測可能であると考えられる。

本研究では、導電性繊維を用いた刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサを活用し、移乗時の被介護者の体圧と車いすへの着座速度を計測する新しい介護動作計測システムの開発とその評価をおこなう。本センサを用いた介護動作計測システムは、従来の三次元動作解析装置に比べて低コストであり、設置スペースへの影響が少ないという特徴がある。大型設備の設置に要する時間や手間が不要となるため、介護現場での導入が容易であると考えられる。

本研究の目的は、新しく開発するシステムが介護ベッドと車いす間の移乗動作における着座位置や速度を計測することである。従来介護動作の解析に用いられてきた三次元動作解析装置や床反力計で取得したデータと、本システムで得られたデータを比較し、以下の4点について検討する。

- ・刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサによる車いすへの移乗における体圧応答の評価
- ・刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサの速度応答の評価
- ・刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサの移乗介護動作の計測実験
- ・ベッドからの離床介護動作の計測実験

以上の検証を通して、本研究で製作した刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサを用いた介護動作計測システムが、介護ベッドと車いす間の移乗介護動作の計測に有効であることを示す。

第2章 刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサの原理および計測システム

第1節 静電容量の発生原理

本研究では、導電性繊維を用いた刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサを活用することで、ヒトと導電性繊維間に発生する静電容量を計測し、移乗介護動作の計測に適用できるかを検証する。

そこで、ヒトと電極間に発生する静電容量の模式図を図 2-1 に示す。導電性物質の電極が空間にあるとその周囲の導電物質との間にコンデンサの働きをする部分が生じ、寄生容量が生じる。この時、ヒトが接近するとヒトと電極間に静電容量が新たに発生し、導体であるヒトを通して地面に接地される^[25]。

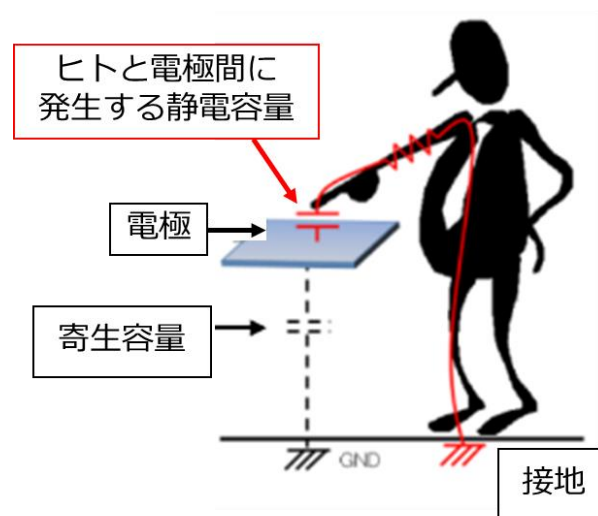


図 2-1 静電容量の発生原理

(参考文献 [25] より引用，一部追記)

第2節 刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサの構造

生体と電極から発生する静電容量を用いて移乗介護動作を計測するため、本研究では導電性繊維を用いた刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサを開発した。図2-2にセンサの概要図を示す。センサ部は導電性繊維（株式会社フジックス，Smart-X）をフェルトに40（mm）四方の大きさに刺しゅうした単極の電極になっている。配線部は導電性繊維を絶縁体である刺しゅう糸を用いて被覆している。

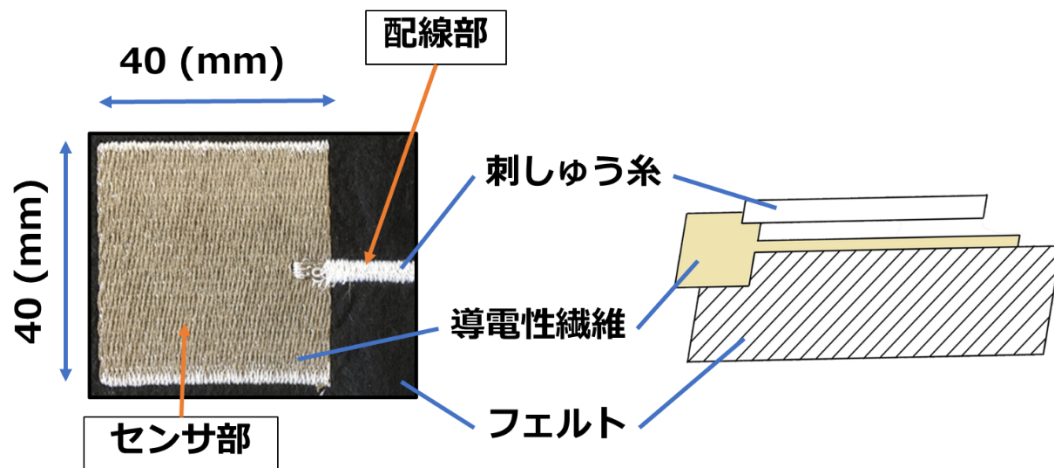


図2-2 刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサの構造

第3節 計測システムの概要

移乗介護動作計測システムの概要図を図 2-3 に示す。本システムは、体圧・接近センサをスイッチトキャパシタフィルタが内蔵された静電容量評価ボード (ルネサスエレクトロニクス株式会社, RX130) に接続することで、計測した静電容量の変化がシリアル通信によって PC 上に送信、記録される。

導電性繊維と生体間に生じた静電容量の変化は、静電容量評価ボードに内蔵されたスイッチトキャパシタフィルタにより電流量の変化に変換され、電流量に応じて発振周波数が変化する回路から出力されるパルスをカウントすることで評価される。ここで、カウントした値 (カウント値) は生体の接近および加圧にともなう静電容量の変化に対応する。

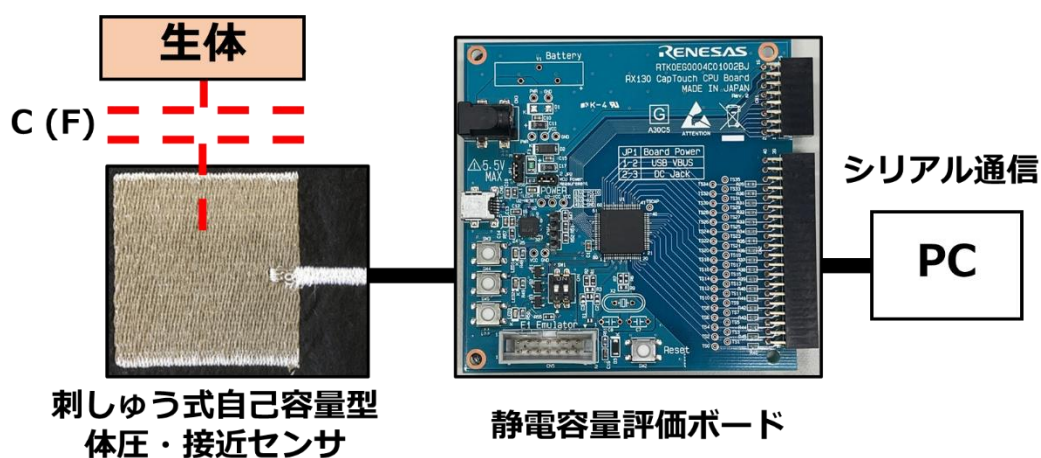


図 2-3 計測システムの概要図

第 4 節 体圧と接近速度の計測原理

生体と電極間の静電容量は平行平板型センサとして単純化することで、
(2-1) 式と表すことができる。

$$C = \varepsilon_0 \kappa \frac{S}{L} \quad (2-1)$$

ここで、 L は生体と導電性繊維の間の距離 (mm)、 ε_0 は真空の誘電率 8.854×10^{-12} (F/m)、 κ は衣服等の比誘電率、 S は電極の領域面積 (mm²) を表している。

生体と体圧がセンサに接近する際の計測原理を図 2-4 に示す。図 2-4 a) のように生体がセンサに接近すると、生体とセンサの間の距離 L が減少し L' となる (図 2-4 b))。このとき (2-1) 式において静電容量は増加するため、距離の時間変化、すなわち接近速度を計測することが可能である。また図 2-4 c) のように生体がセンサに接触後、センサに体圧がかかると衣服が加圧され厚みが減少することにより、生体とセンサの間の距離 L' が減少し L'' となる。このとき (2-1) 式において静電容量はさらに増加するため、体圧を計測することが可能である。

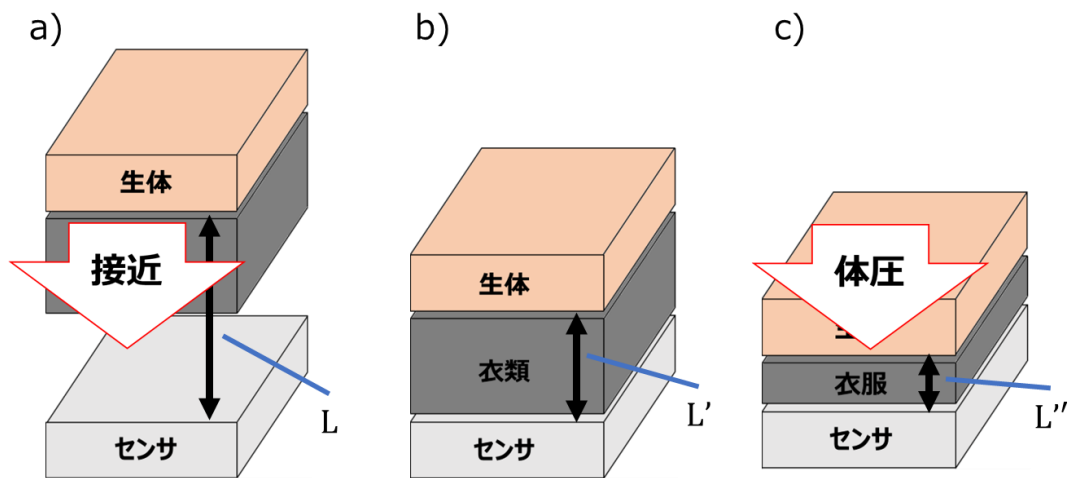


図 2-4 体圧と接近時の計測原理

a) : 生体とセンサの間の距離 L が減少している状態

b) : 生体がセンサに接触した L' の状態

c) : 生体とセンサの間の距離 L' が減少し L'' の状態

第5節 シリアル通信によるカウント値の計測

本研究で開発した移乗介護動作計測システムにおいて静電容量を評価する静電容量評価ボードは、USBポートを介したシリアル通信によって専用ソフトウェア(ルネサスエレクトロニクス株式会社, Workbench 6, V1.07.00)を用いてカウント値の計測、記録が可能である。図2-5に、Workbench 6の実行例を示す。この図は、1チャンネルの刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサを静電容量評価ボードに接続し、センサが加圧された際の応答特性を示している。横軸は経過時間を表し、縦軸はセンサの静電容量の変化に応じて周波数が変動する静電容量評価ボードに組み込まれた発振回路から出力されるパルス数をカウントした値(カウント値)を示している^[25]。このときのサンプリング周波数は10(Hz)とした。図中の赤線は、加圧された期間におけるカウント値の増加をグラフに表現しており、画面の右側にはカウント値が表示されている。

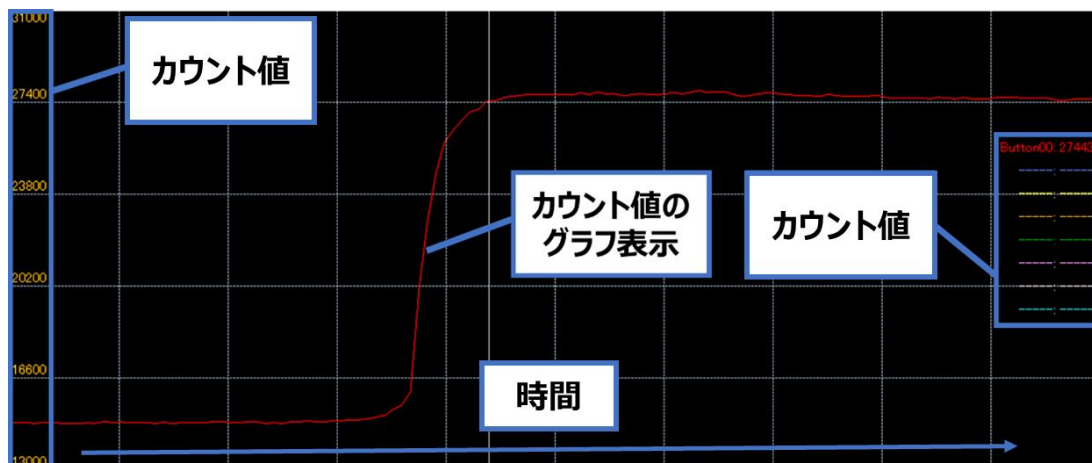


図2-5 専用ソフトウェアの計測画面

第6節 導体の接近・接触によるセンサ応答への影響の予備実験

本研究で開発した体圧・接近センサは、生体が接近または接触すると発生する静電容量の微小な変化を計測する。そのため、介護者がセンサに近づく場合や周囲の導体の存在がセンサ応答であるカウント値に影響を与える可能性がある。本節では、生体がセンサに接近・接触することがどの程度カウント値に影響を与えるか予備実験をおこなう。

第1項 実験方法

センサ応答を計測するための実験系を図 2-6 に示す。車いすに座る被験者①を 40 代男性 1 名、被験者に近づく被験者②を 20 代男性 4 名とした。被験者①は体重 73.4 (kg)、身長 171.1 (cm) であった。被験者②の平均体重±標準偏差は 58.3 ± 6.1 (kg) であった。平均身長±標準偏差は 169.3 ± 7.9 (cm) であった。

車いすの座面上に着座した際に被験者①の右坐骨が座面と接触する位置に、刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサを取り付けた。被験者①は車いすに着座した。被験者②は被験者①に相対する状態で直立した。このときの刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサのサンプリング周波数は評価ボードの設定値である 62 (Hz) とした。実験では、車いすの座面前方を原点 O とし、原点 O から被験者②のつま先の距離を L (mm) と定義した。 $L = 700$ (mm) の位置から、 $L = 300$ (mm) まで、100 (mm) ごとに被験者②が被験者①側に移動し、静止状態を 5 秒以上保った。その間に計測されるカウント値から 5 点を抽出し、平均値を求めた。上記の流れで被験者②の 4 名に関して、1 人あたり 3 試行ずつおこなった。続いて、図 2-7 に示すとおり、被験者①の両肩に被験者②の両手の手のひらを接触させた状態とした。その状態から 5 秒以上保ち、その間に計測されるカウント値から 5 点を抽出し、平均値を求めた。

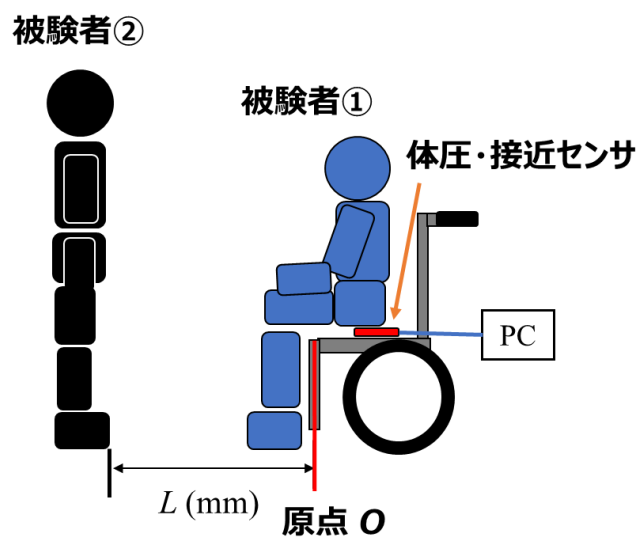


図 2-6 被験者②が接近する際の実験系

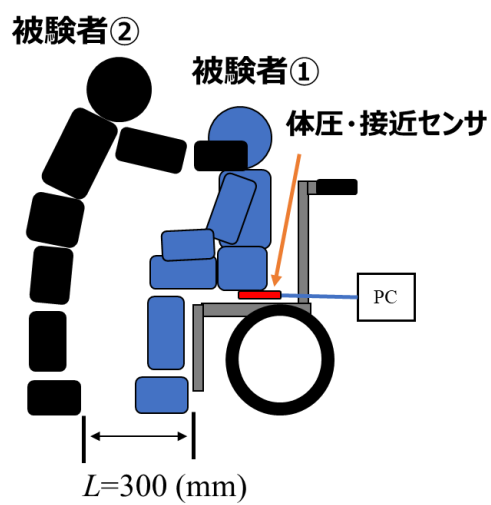


図 2-7 被験者②が接触する際の実験系

被験者①の両肩に被験者②が両手の手のひらを接触させた状態

第2項 結果および考察

図 2-8 に被験者①と被験者②の距離 L とカウント値の関係を示す。横軸は被験者間の距離 (cm)，縦軸は各条件における全 12 試行のカウント値の平均値を示す。エラーバーは標準偏差 (Standard Deviation : S.D.) を示す。被験者①に被験者②に近づくほどカウント値は増加した。 $L = 300$ (mm) と $L = 400$ (mm) のカウント値は 35403 ± 604 と 35323 ± 595 であり、 $L = 300$ (mm) の増加率は 0.2% であった。

被験者②が被験者①への接触有無におけるカウント値の関係を図 2-9 に示す。横軸は各条件を示し、縦軸は全 12 試行のカウント値の平均値を示す。エラーバーは標準偏差 (S.D.) を示す。計測の結果、接触無は 35403 ± 604 ，接触有は 35460 ± 570 であり、接触有の増加率は 0.1% であった。接触有が最も標準偏差が小さく、カウント値のばらつきの割合は 1.6% であった。

なお、被験者①が単独で着座したときのカウント値は 35027 であった。単独で着座した際のカウント値に対して、接触有のカウント値の増加率は 1.2 % であり、上述の 1.6 % より小さい。生体がセンサへ接近・接触する際のカウント値に与える影響は十分小さいと考えられる。

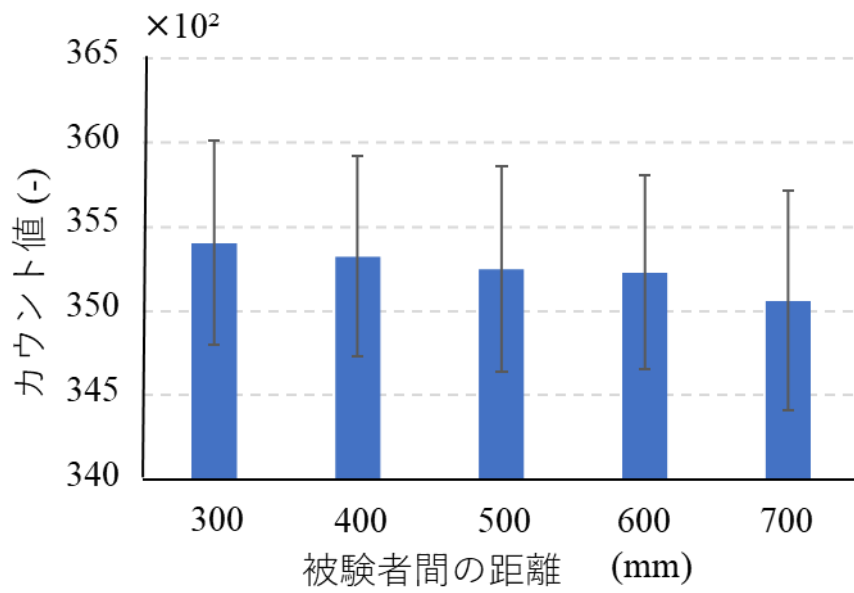


図 2-8 被験者間の距離とカウント値の関係

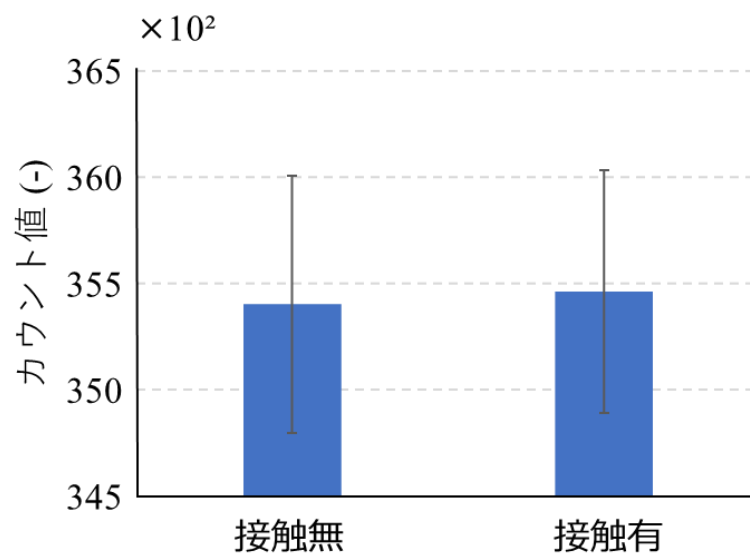


図 2-9 接触の有無におけるカウント値の関係

第7節 刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサの耐洗濯性

従来の体圧分布測定器は、座位や仰臥位における体圧分布を計測可能であるが、センサ部に金属薄膜による電子回路を有していることから防水性に乏しい。介護現場においては、良好な衛生状態が常に要求されるため、機器の洗浄や消毒が度々必要であるが、現状の機器はこのような想定で設計されておらず、不適である。一方、本研究で開発した体圧・接近センサは、導電性繊維を刺しゅうした構造であるため、洗濯後のセンサに変形やほつれが無ければ、再度乾燥させて利用ができると考えられる。そこで、本センサが複数回の耐洗濯試験を実施し衛生的に保つことができるか検証し、その際のセンサ応答性を計測した。

第1項 洗濯試験の実験方法

本研究にて開発した体圧・接近センサの耐洗濯性の試験にあたり，群馬県繊維工業試験場の協力により，洗濯試験 (JIS L 1930) をおこなった．

洗濯試験は水温 40 (°C) で洗濯を 15 分間おこなった後，2 分間のすすぎを 2 回おこない，乾燥させた^[22]．これを試験 1 回の洗濯処理とし，洗濯試験は 5 回までおこなった．評価は図 2-10 に示した(1)～(9)と表示した 9 箇所に関して群馬県繊維工業試験場が保有するデジタルマイクロスコープ (HRX-01:ハイロックス製) の 2D 計測機能を用いて洗濯処理前後の刺しゅう部の伸び縮みを評価するため寸法変化率検査をおこなった．計測箇所は，図 2-10 中に示す赤線の部分である．寸法変化率はパルセーター形家庭用電気洗濯機寸法変化率 (JIS L 1096 G 法)^[23] より (2-2) 式のように算出した．

$$\text{寸法変化率 (\%)} = \frac{\text{洗濯処理後寸法} - \text{洗濯処理前寸法}}{\text{洗濯処理前寸法}} \times 100 \quad (2-2)$$

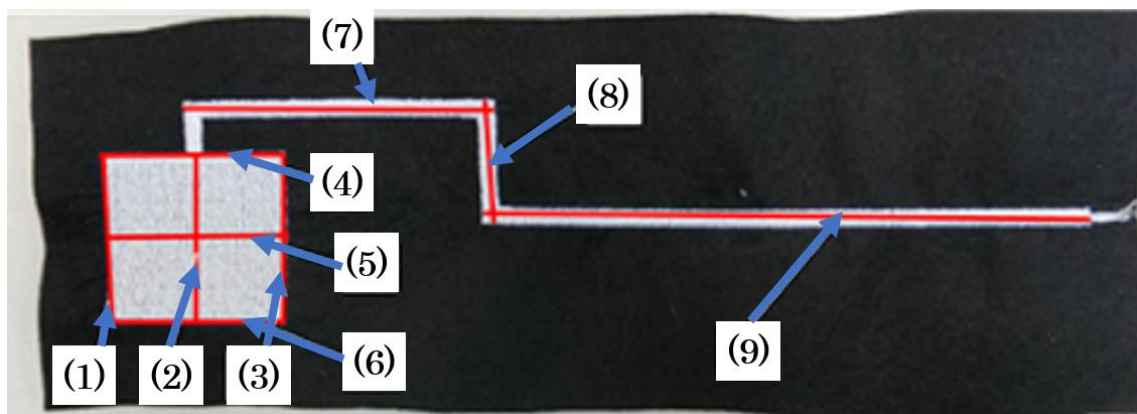


図 2-10 寸法変化検測定部位

第 2 項 結果および考察

試験回数が 1 回目, 3 回目, 5 回目の寸法変化の結果を表 2-1 に示す. 最大で -1.6% の寸法変化を確認した. これは, 縫製する際のミシンの上糸および下糸の張り具合の調整および刺しゅうセンサを施す生地 of 材質による影響と考える. なお, 一般財団法人日本繊維製品品質技術センター (Quality and Technology Center : QTEC) が発行している洗濯試験による寸法変化率の判断基準を記載した QTEC95-S01 によるとシート状のフェルトは寝具用品類に分類される. 寝具用品類の耐洗濯性における寸法変化の判定基準は -6% から $+3\%$ 以内である^[24]. 本センサの寸法変化率の最大が -1.6% であり, QTEC95-S01 における耐洗濯性の判定基準内であった. 以上から, 本センサは耐洗濯性があると考えられる.

表 2-1 寸法変化率 (%) のまとめ

部位	試験 1 回	試験 3 回	試験 5 回
(1)	-0.8	-1.3	-1.6
(2)	-0.3	0.0	-0.5
(3)	0.0	0.0	-0.3
(4)	0.3	0.3	0.5
(5)	0.5	0.5	0.7
(6)	0.3	0.3	0.5
(7)	-0.4	-0.4	-0.3
(8)	-0.7	-0.7	-1.1
(9)	-0.6	-0.7	-0.8

第3項 洗濯有無によるセンサ応答性の比較

洗濯試験によるセンサ応答性を評価する実験系を図 2-11 に示す。静電容量評価ボードに体圧・接近センサを接続した。センサの上部に、絶縁体 (40×40×15 (mm)) およびステンレスブロック (40×40×20 (mm)) をのせた。その際、ステンレスブロックを生体として模擬するため、ステンレスブロックと生体表面を導通させることで等電位にした。その状態で 5 秒以上保ち、その間に計測されるカウント値から 5 点を抽出し、平均値を求めた。試行は各 3 試行おこなった。センサは、洗濯試験前のセンサおよび 5 回洗濯試験後のセンサを用いた。

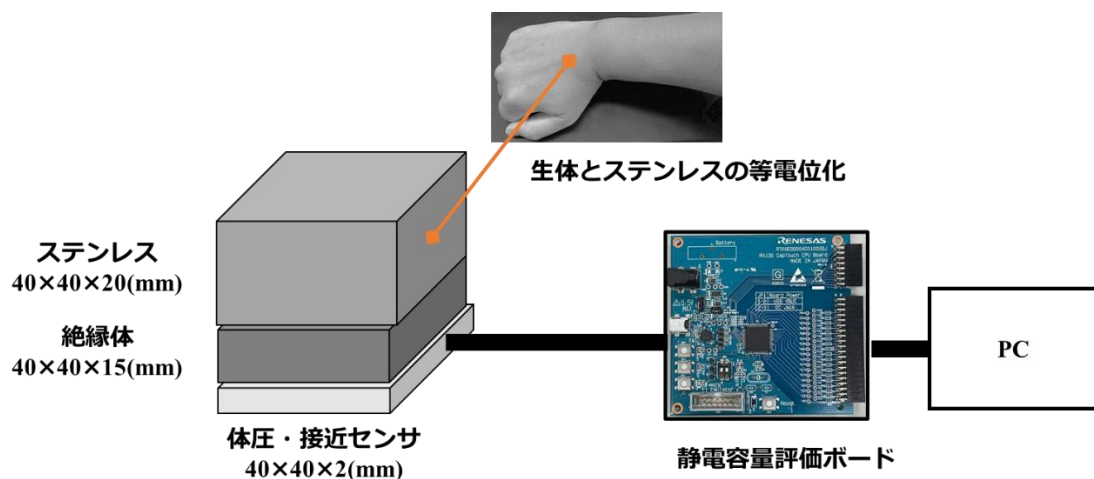


図 2-11 洗濯試験のセンサ応答性を評価する実験系

第4項 結果および考察

図2-12に洗濯無と5回洗濯試験のセンサ応答性を比較した結果を示す。横軸は各条件、縦軸はカウント値の全試行の平均値を示す。エラーバーは標準偏差(S.D.)を示す。計測の結果、洗濯無の平均値は 8897 ± 43 であり、5回洗濯試験の平均値は 8710 ± 49 であった。5回洗濯と洗濯無のカウント値の差は2.1%であった。平均値の違いは、計測したセンサが異なるためと考えられる。各センサの標準偏差はカウント値の平均値に対して最大で0.6%であり、センサ応答のばらつきは小さく、少なくとも5回の洗濯はセンサ応答に与える影響は少ないと考える。

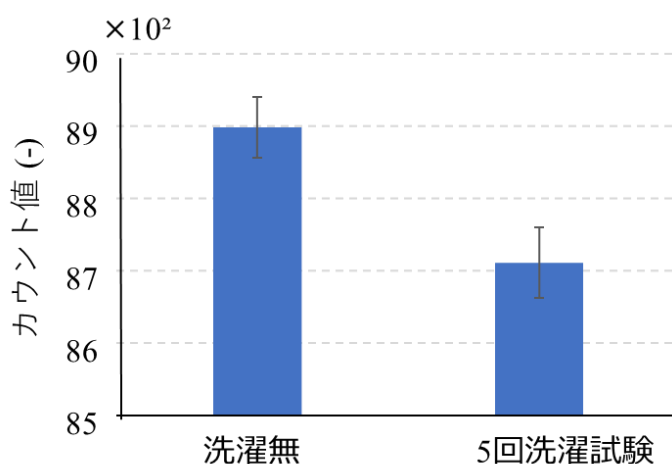


図2-12 洗濯無と5回洗濯試験後のセンサ応答性の比較

第3章 刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサによる車いすへの移乗における体圧応答の評価

第1節 背景および目的

第1章では、導電性繊維を用いた刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサを用いた移乗介護動作計測システムを開発することを目的とした。第2章では、そのセンサを開発し、基本的な耐洗濯性や生体の接近に伴うセンサ応答の変化について予備実験をおこなった。第3章において、本センサは体圧と距離の計測が可能であると考えられる。しかしながら、生体とセンサ間の距離の基本的な特性や被介護者の着座位置を推定できるかは未検討である。

そこで、本章では、実際に刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサに生体を模したステンレスブロックを接近および加圧させ、距離および圧力の変化によるセンサの距離応答特性および圧力応答特性を評価する。その後、10チャンネルのセンサを車いすの座面上に配置し、被験者が車いすに着座する実験にて、本センサによる着座位置の計測が適切におこなえるかを検証する。

第2節 実験方法

本節では、刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサに生体を模したステンレスブロックを接近および加圧させ、距離および圧力の変化によるセンサの距離応答特性および圧力応答特性を評価する実験系を説明する。

図 3-1 に距離および圧力の変化を評価する実験系を示す。対象物に加える荷重を機械的に制御可能な一軸圧縮試験機（株式会社エー・アンド・ディ，MCT-2150）において、上下に移動する部分であるクロスヘッドにステンレスブロック（40×40×20 (mm)）を取り付け、センサの上に絶縁体（40×40×15 (mm)）を置き、ステンレスブロックを接近および加圧させる実験をおこなった。ここで、ステンレスブロックを生体として模擬するため、ステンレスブロックと生体表面を導通させることで等電位にした。ステンレスブロックとセンサの距離が $L = 10.0$ (mm)の位置から距離応答を計測し、 $L = 1.0$ (mm)までは、1.0 (mm) ごと、 $L = 1.0$ (mm) から $L = 0.0$ (mm) までは 0.2 (mm) ごとに移動させた。ステンレスブロックを移動させた後は、その位置での静止状態を 5 秒以上保ち、その間に計測されるカウント値から 5 点を抽出し、平均値を求めた。

ステンレスブロックが絶縁体の上面に接触し、一軸圧縮試験機が荷重 0.0 (N) の状態を $L = 0.0$ (mm) かつ圧力 0.0 (N) の状態とした。ステンレスブロックと絶縁物が接触した後は、一軸圧縮試験機が示す荷重が 20.0 (N) に達するまでは 2.5 (N) ごと、20.0 (N) 以降は 120.0 (N) に達するまで 20.0 (N) ごと、その後荷重が 130.0 (N) になるまで加えた。各荷重を加えた場合において、カウント値を接触前と同様に計測し、実験は 3 試行おこなった。

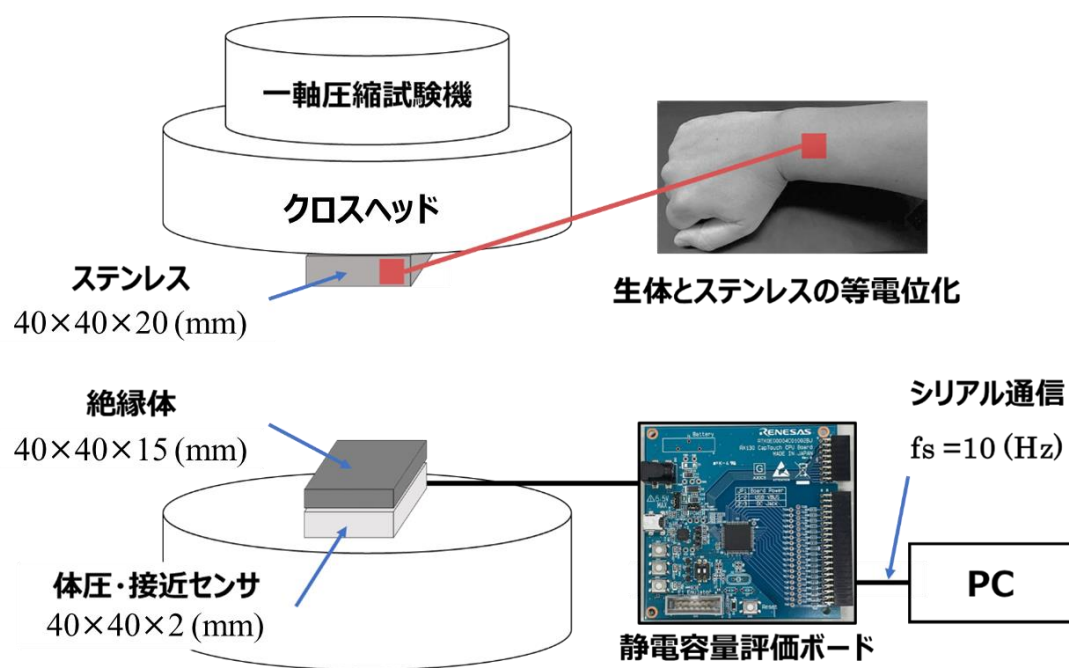


図 3-1 一軸試験実験系

第3節 結果および考察

第1項 距離応答特性

図3-2にステンレスブロックと絶縁物の距離 L (mm)とカウント値の関係を示す。エラーバーは標準偏差 (Standard Deviation : S.D.) を示す。計測の結果、体圧・接近センサにステンレスブロックを接近させるほど、カウント値は増加したことから、距離 10 (mm) 以内において本センサは 1 (mm) 以上の分解能で距離を計測可能であることが示された。

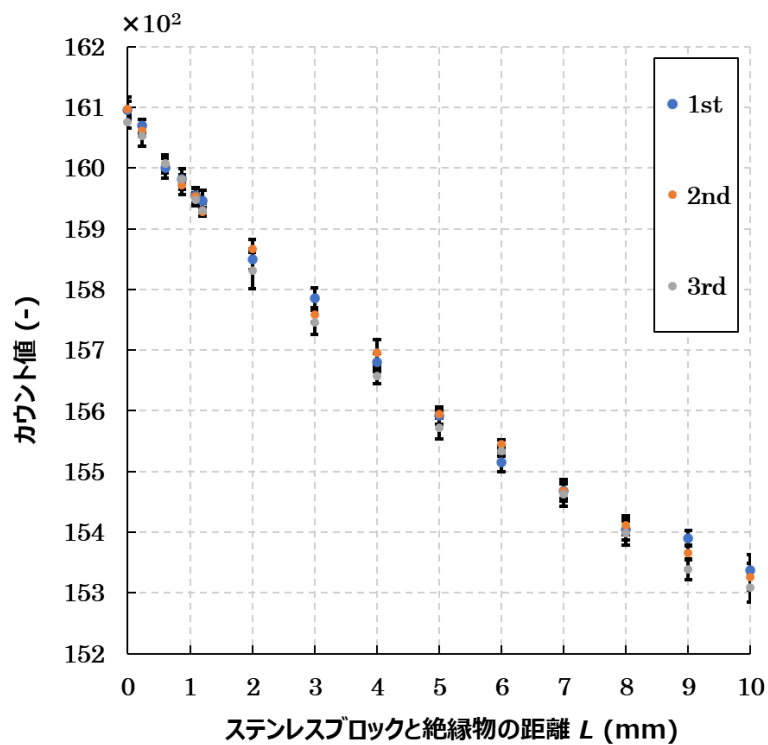


図 3-2 距離特性

第 2 項 圧力応答特性

ステンレスブロックと絶縁物が接触した後の荷重とカウント値の関係を図 3-3 に示す。横軸は一軸圧縮試験機で与えた荷重を接触面積で除することで得られる圧力 (kPa)、縦軸はカウント値を示す。赤枠は 3 試行分のプロットを拡大した一例である。各プロットのエラーバーは (S.D.) を示す。計測の結果、加える圧力が 60.0 (kPa) を超えるまでは圧力に応じてカウント値が上昇するが、その後は飽和する様子が観察された。このことから、少なくとも 60.0 (kPa) までの圧力下においては体圧・接近センサを使用できることが明らかとなった。また、10.0 (kPa) までは少なくとも 1.6 (kPa) 以上の分解能で圧力の変化を検出可能であることを示した。介護現場で用いられる車いすの座面寸法は奥行 400 (mm)、横幅 420 (mm) が標準規格とされている。日本の成人男性の平均体重 67.4 (kg) ^[26] が、車いす座面全体に体重が均等にかかった場合のセンサにかかる圧力は、 $67.4 \text{ (kgf)} / (40 \text{ (cm)} \times 42 \text{ (cm)}) = 0.04 \text{ (kgf/cm}^2\text{)}$ であり、パスカル単位表記において 3.9 (kPa) となるため、センサ応答が変化する範囲内にある。そのため、本センサを用いると少なくとも日本の成人男性の平均体重であれば十分計測可能である。

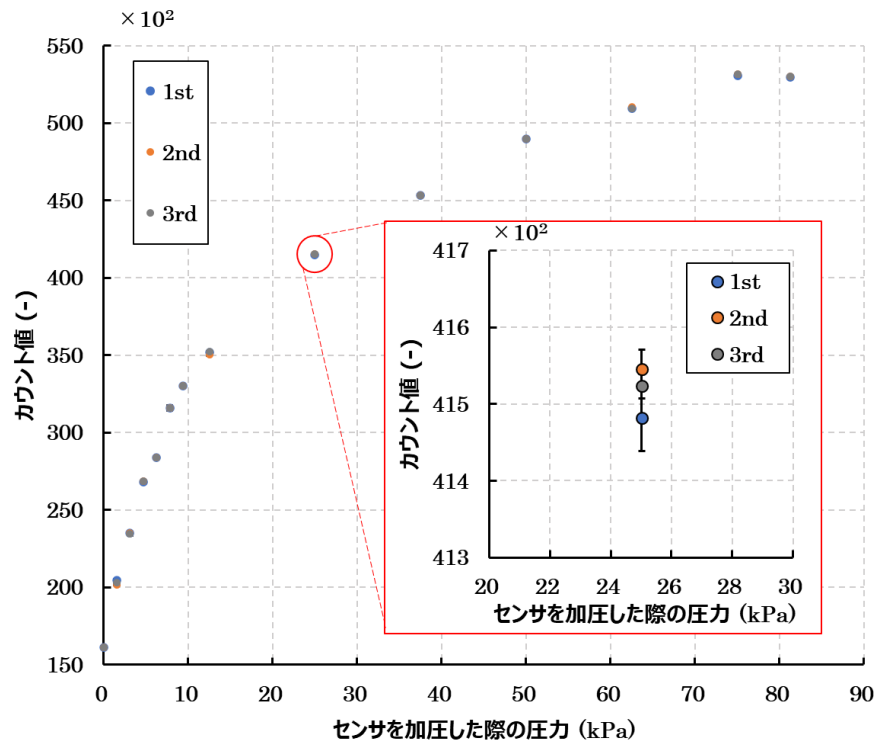


図 3-3 圧力特性

赤枠内は 3 試行におけるエラーバー (S.D.) を示した一例

第 4 節 車いす着座の体圧応答計測

第 1 項 実験方法

Nakagawa らの研究^[8]では、移乗介護動作の差が着座位置および着座速度に反映されていることが示されている。着座位置および着座速度を体圧・接近センサで計測することができれば、三次元動作解析装置や体圧分布測定装置を使用しない移乗介護動作の計測が可能になると考えられる。本センサを用いて生体の着座位置の計測が可能であることを検討するため、車いすへの着座実験をおこなった。

図 3-4 に被験者の着座位置を定めるために車いす座面上に設置した治具を示す。車いすの座面が 450 (mm) に対し、幅 60 (mm) の治具を 2 個用いて着座位置を左、中央、右の 3 種類定め、着座可能な幅を 330 (mm) とした。

図 3-5 に車いす着座時の実験系を示す。車いすの座面上に刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサを取り付けた。体圧・接近センサは静電容量評価ボードを介して PC と接続し、データの計測をおこなった。実験時は、センサ上に着座位置を定めるための治具を配置した。

図 3-6 にセンサ配置を示す。センサ部は、奥行 320 (mm)、横幅 280 (mm) の絶縁体の布の上に 40 (mm) 四方の体圧・接近センサを 10 チャンネル、左右対称に配置した。

実験手順を図 3-7 に示す。実験の 1 試行を 20 (s) とし、実験開始から 5 (s) 後に鳴らすベルで着座動作を開始、15 (s) 後のベルで起立動作を開始、20 (s) 後のベルで実験終了とした。実験は 3 試行ずつおこない、着座位置ごとのセンサ応答を計測した。

被験者は、20 代から 40 代の男女 10 名とした。平均体重±標準偏差は 59.0 ±9.2 (kg) であった。実験は前橋工科大学人間機能実験倫理審査委員会の承認を得ておこなった (人 21 - 0004)。

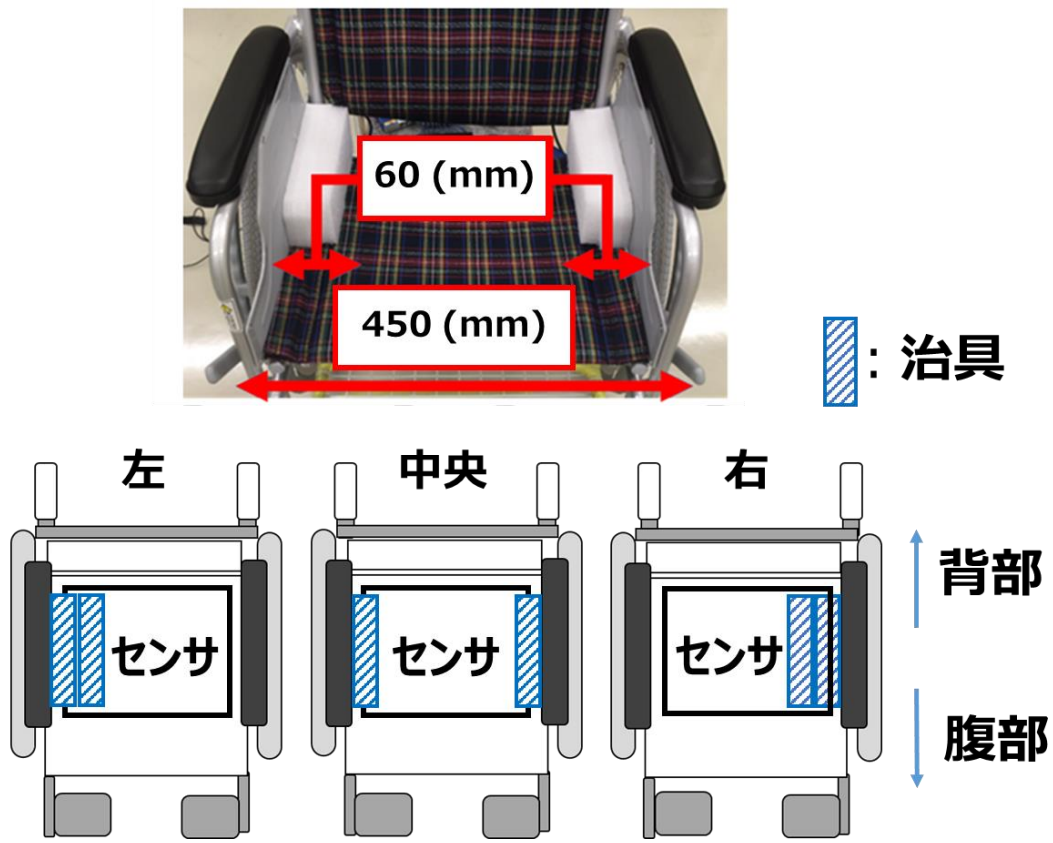


図 3-4 車いす座面に設置した治具の配置

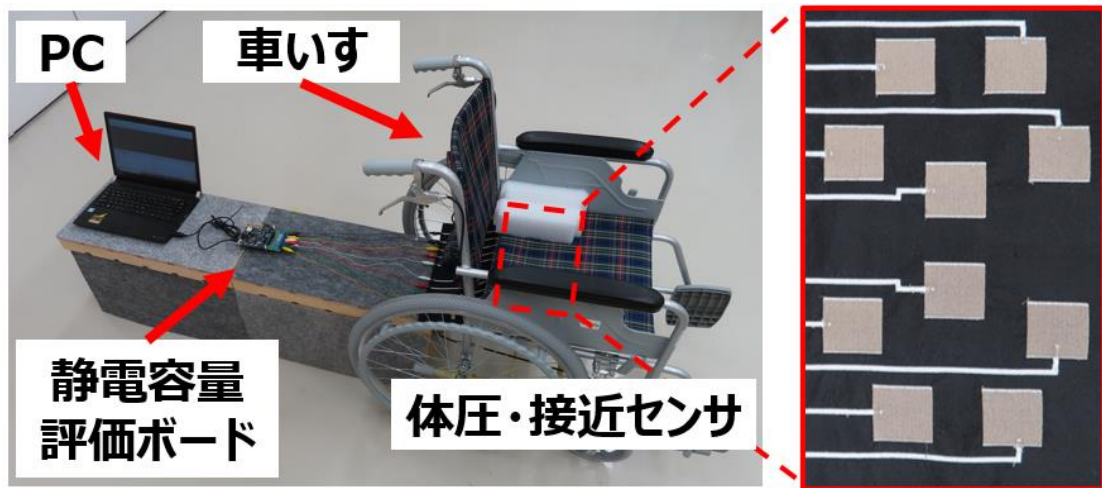


図 3-5 車いす着座時の実験系

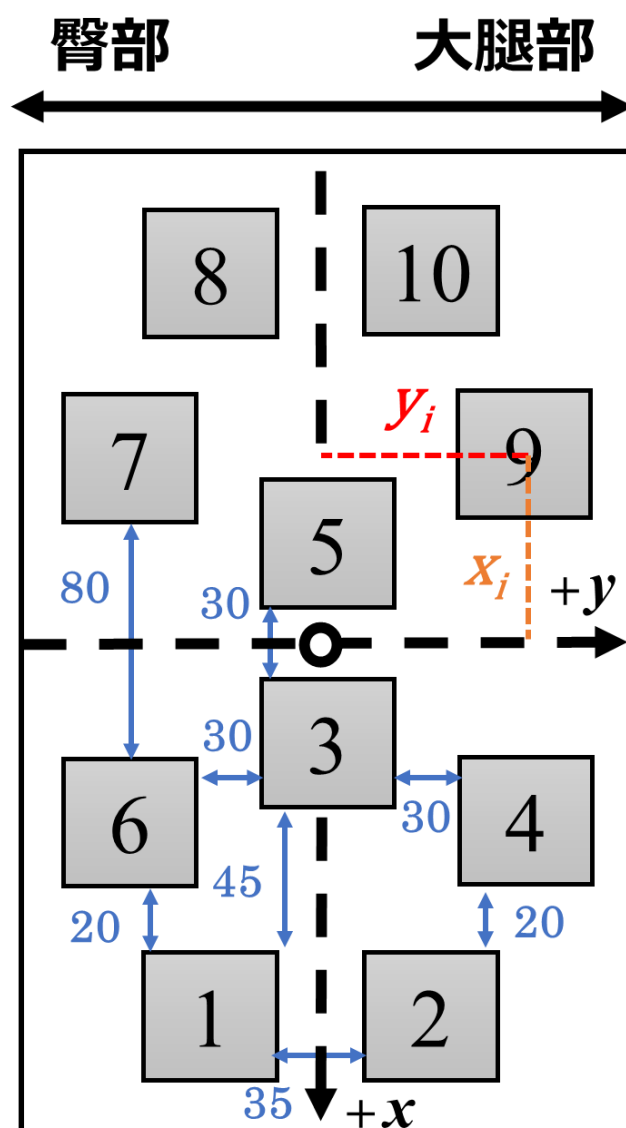


図 3-6 センサの配置 (単位は (mm))

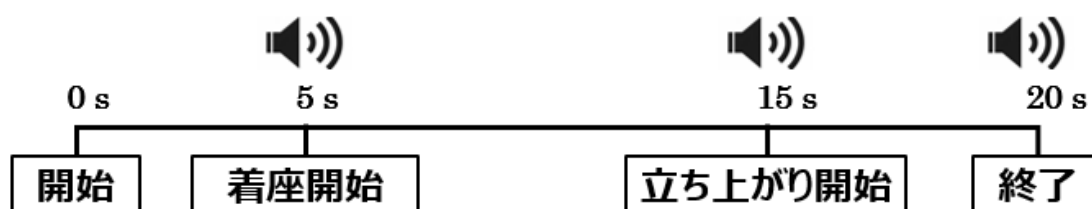


図 3-7 実験手順

第 2 項 結果および考察

本センサを設置した車いすへの着座実験にて，着座位置の計測が可能であるか検討するにあたり，本研究では 10 チャネルのセンサ応答を総合的に評価する指標として，センサ応答評価値 $\text{CoG}_x, \text{CoG}_y$ を以下の式で定義した．

$$\text{CoG}_x = \frac{\sum_{i=1}^{10} c_i(t)x_i}{\sum_{i=1}^{10} c_i(t)} \quad (3-1)$$

$$\text{CoG}_y = \frac{\sum_{i=1}^{10} c_i(t)y_i}{\sum_{i=1}^{10} c_i(t)} \quad (3-2)$$

ここで， $c_i(t)$ は時間 t における各センサのカウント値を， x_i, y_i は座面座標上の原点から各センサまでの符号付きの距離を表している．(3-1), (3-2) 式から算出されたセンサ応答評価値の符号が，臀部の中心が位置する座面座標の象限を表す．本実験では，被験者の着座動作が完了した 10 秒後のデータを用いて着座位置の評価をおこなった．

図 3-8 に着座位置が右であったときの 10 チャネルのセンサから得られたカウント値の一例を示す．横軸は時間 (s)，縦軸はカウント値を示す．センサ応答が 5 (s) を過ぎた後に立ち上がっていることから 5 (s) 後の着座開始を反映していることが確認できた．また，センサ応答が 15 (s) を過ぎた後に立ち下がっていることから被験者の起立動作を反映していることが確認できた．被験者が着座している 10 (s) のカウント値は番号 1, 2 のセンサが大きくなっている．図 3-6 のセンサ配置に示したように，番号 1, 2 のセンサは x_i が $+x$ 側に位置するため CoG_x は正の値を示す．図 3-9 に着座位置が左であったときの 10 チャネルのセンサから得られたカウント値の一例を，図 3-10 に着座位置が中央であったときの 10 チャネルのセンサから得られたカウント値の一例を示す．左に着座した場合には番号 8, 10 のセンサのカウント値が大きくな

り、 CoG_x は負の値を示す。中央に着座した場合には、 CoG_x はゼロに近い値を示す。

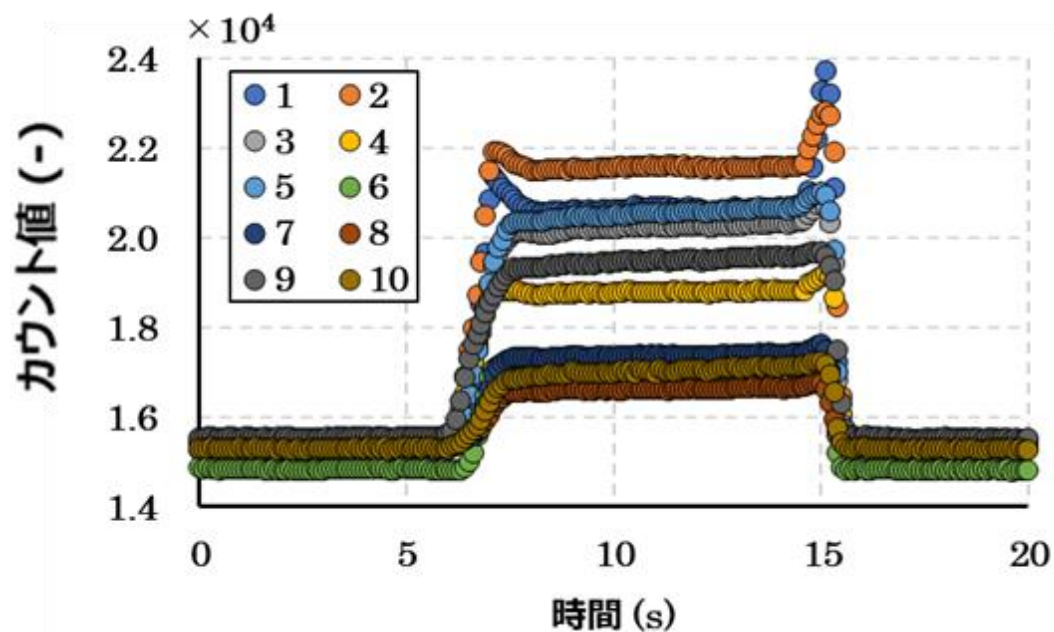


図 3-8 着座位置が右の場合のカウント値の一例

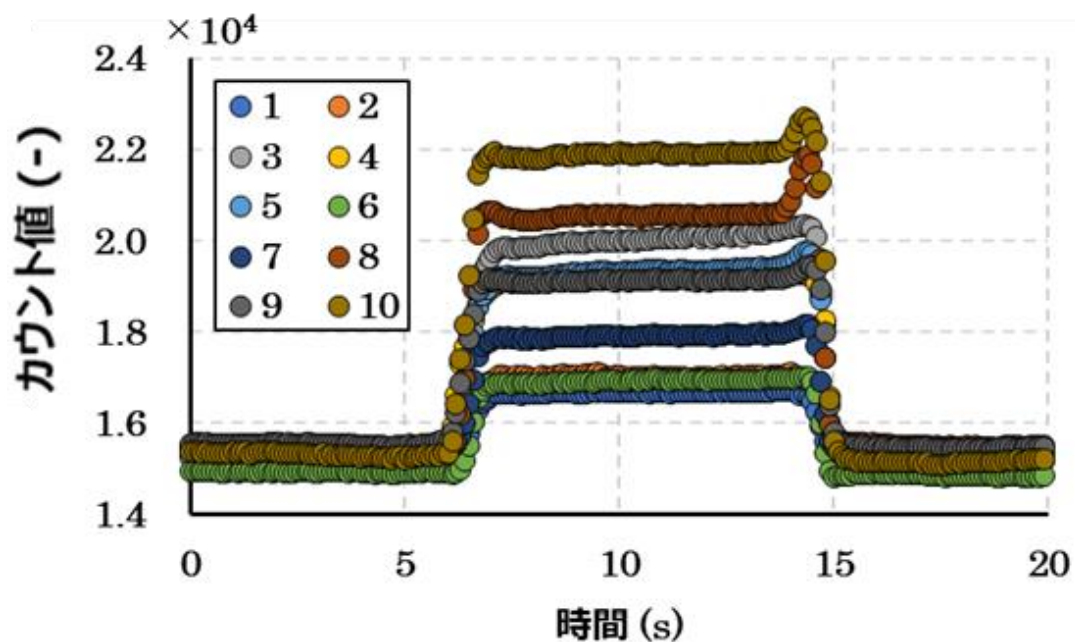


図 3-9 着座位置が左の場合のカウント値の一例

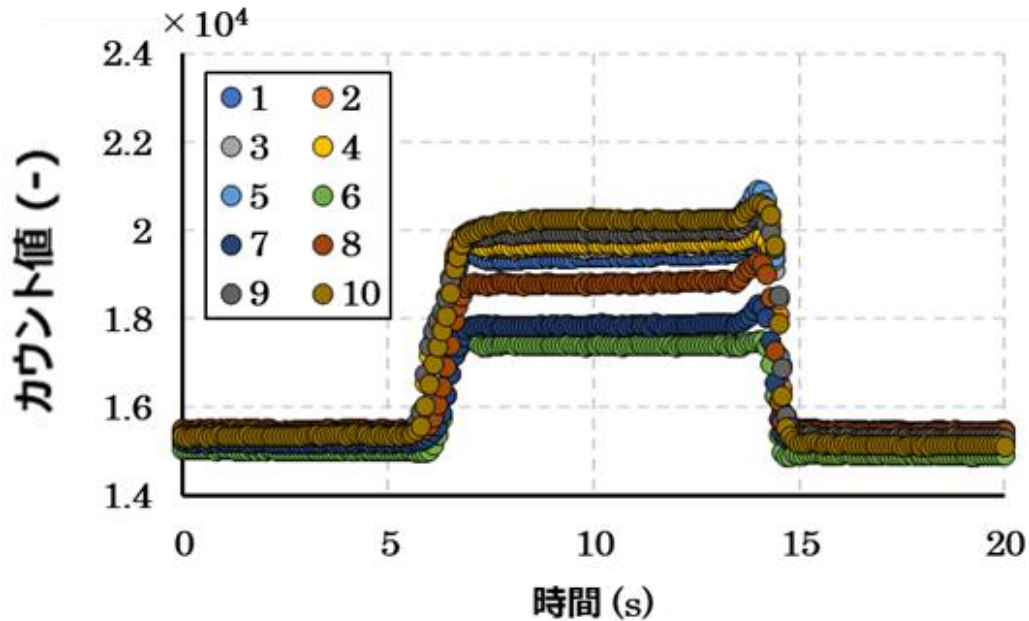


図 3-10 着座位置が中央の場合のカウント値の一例

図 3-11 に着座位置ごとに CoG_x を算出した箱ひげ図を示す。箱ひげ図の説明は、箱の中の横線は中央値、箱の下辺は第一四分位数、箱の上辺は第三四分位数、第一四分位数から第三四分位数までの範囲を四分位範囲、上下のひげは CoG_x の第三四分位数 $+1.5 \times$ 四分位範囲より小さい最大値および第一四分位数 $-1.5 \times$ 四分位範囲より大きい最小値を示す。ひげより下にあるプロットは外れ値を示す。横軸は着座位置、縦軸はセンサ応答評価値 CoG_x を示す。中央値はそれぞれ、左が -1.119 、中央が -0.1712 、右が 0.958 であった。着座位置が右の場合、 CoG_x は正の値を示しており、臀部の中心が $+x$ 側にあることを示している。同様に左に座った場合には CoG_x は負の値を、中央に座った場合には CoG_x はゼロに近い値を示しており、図 3-6 で示す座標系より着座位置が反映されていることを確認できた。得られたデータに差があるかを確認するため Mann-Whitney test をおこなった。なお、本検定の選定理由は、本検定は対応のない 2 群のデータに用いる検定法であり、外れ値のような値が多少あったとしても影響を受けにくい^[29] ためである。本検定の結果、各

条件間において有意差が認められた ($p < 0.01$). また, 各被験者のセンサ応答評価値の結果は後述する付録の図 7-1 に示した.

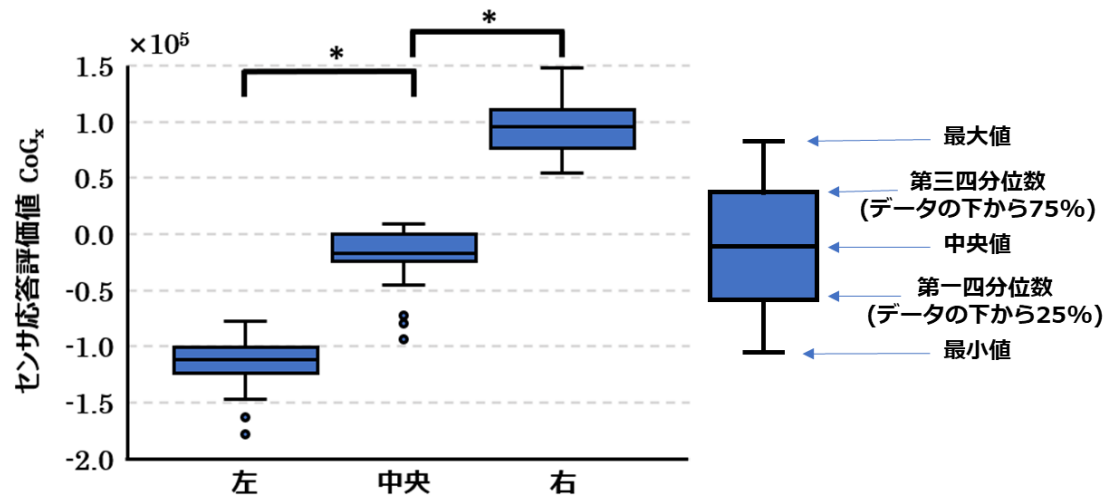


図 3-11 着座位置ごとのセンサ応答評価値 CoG_x

($N = 30$, Mann-Whitney test, * $p < 0.01$)

センサ応答評価値 CoG_x を比較した箱ひげ図

第5節 まとめ

本章では、作製したセンサの距離および圧力の応答特性を調べるため、生体を模擬したステンレスブロックを接近および加圧させる実験をおこなった。実験の結果、距離の変化では、ステンレスブロックの接近に伴い、カウント値が上昇した。本センサを用いると、少なくとも日本の成人男性の平均体重であれば十分計測可能である。

さらに10チャンネルの体圧・接近センサを設置した車いすを用いて着座実験を実施し、体圧分布が計測可能であるかを検証した。実験の結果、 CoG_x の中央値は、左が -1.119 、中央が -0.1712 、右が 0.958 であった。センサ応答評価値 CoG_x が着座位置によって変化したことを示した。得られたデータに差があるかを確認するため Mann-Whitney test をおこなったところ、各条件間において有意差が認められた ($p < 0.01$)。

本センサにより、車いすの座面上における体圧の変化から、着座位置の違いが検出可能であることが示された。

第 4 章 刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサの速度応答の評価

第 1 節 背景および目的

第 3 章では、体圧・接近センサに生体を模した導体を接近および加圧させる基礎実験をおこない、センサが距離および圧力の計測が可能であることを示したのち、10 チャネルの体圧・接近センサを設置した車いすを用いて着座実験を実施し、着座の弁別が計測可能であることを検証した。その結果、介護動作における座位動作や起立動作の解析や着座位置の検出に体圧・接近センサが有用であることを示した。

介護動作の計測では、着座速度は重要なパラメータである。そのためにはセンサの着座応答から速度パラメータを決定する必要がある。

そこで、本章では体圧・接近センサによる着座動作の速度を評価し、体圧・接近センサから得られる出力データから速度パラメータを決定する。生体を模した導体の速度を変化させ、接近および加圧させる実験をおこない、センサ応答を評価する。その後、本センサを用いて被験者のいすへの着座動作を計測し、センサ応答値より算出した速度係数と三次元動作解析装置から算出した着座速度から、本センサのみで着座速度が検出可能であるか検討する。

第 2 節 速度応答特性の評価実験

第 1 項 実験方法

本項では生体を模した導体の速度を変化させ、接近および加圧時のセンサ応答を評価する実験系を説明する。図 4-1 に速度応答特性を評価する実験系を示す。速度を機械的に制御可能なプロファイル測定器（株式会社 FA システムズ, 21647-001）において、上下に移動する部分であるクロスヘッドに絶縁体（ $40 \times 40 \times 15$ (mm)）およびステンレスブロック（ $40 \times 40 \times 20$ (mm)）を取り付け、センサとステンレスブロックの距離 L が 100 (mm) の位置から接近させた。ここで、ステンレスブロックを生体として模擬するため、ステンレスブロックと生体表面を導通させることで等電位にした。このときの体圧・接近センサのサンプリング周波数は 50 (Hz) とした。体圧・接近センサは絶縁体（ $100 \times 100 \times 15$ (mm)）および振動を抑えるためのコンクリート製ステージ（ $100 \times 100 \times 100$ (mm)）の上に設置した。接近速度は $v = 38.3$ (mm/s) から $v = 114.8$ (mm/s) まで変化させ、各接近速度においてカウント値を計測した。

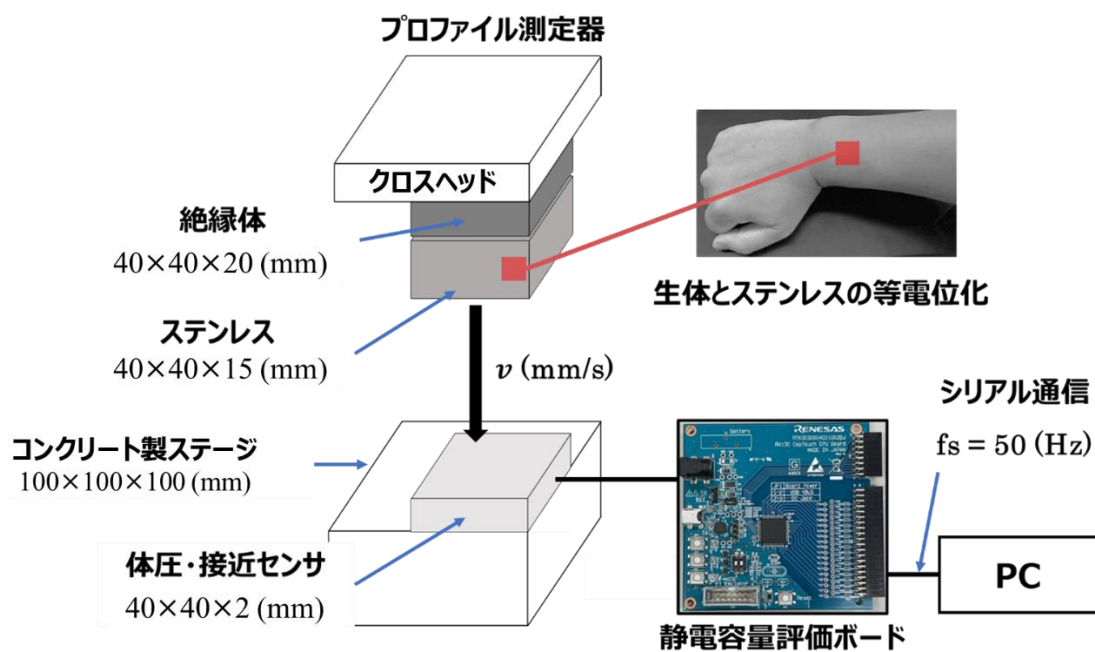


図 4-1 一軸試験実験系

第2項 プロファイル測定器の速度検証

図 4-1 に示すプロファイル測定器は等速度でクロスヘッドを移動させることができる装置である。本研究で開発した体圧・接近センサの速度応答性を確認するため、速度応答性の基準となるクロスヘッドの移動速度を検証する。図 4-2 にクロスヘッドの移動速度を計測した実験系を示す。プロファイル測定器の速度設定値をクロスヘッドの移動速度に換算する必要があるため、ステンレスブロックをセンサとの距離が 300 (mm) の位置から、センサに接近させる方向に所定の設定値で移動させ、レーザ変位計（株式会社キーエンス、IA-065）にて各設定値における速度を計測した。レーザ変位計のサンプリング周波数は 60 (Hz) とした。本実験で使用したレーザ変位計の計測可能範囲は 50 (mm) 幅である。

図 4-3 に本実験においてレーザ変位計から得られる出力値の一例を示した。横軸は時間 (s)、縦軸はレーザ変位計の出力値を表している。計測可能範囲外のデータに対しては出力値が 40 付近に安定しており、計測可能範囲内にステンレスブロックが接近すると出力値は次第に増加していき、計測可能範囲外から外れた時点で出力値が 40 付近に安定する。よって、レーザ変位計の出力値が 90 を超えた点数を N とし、(4-1) 式を用いてクロスヘッドの接近速度 v (mm/s) を算出した。

$$v = \frac{50}{\frac{N}{60}} = \frac{3000}{N} \quad (4-1)$$

図 4-4 にプロファイル測定器の設定値とレーザ変位計で計測した速度の関係を示す。2つの関係は正の相関（相関係数 $r = 0.99$ ）であることを確認した。以後、速度プロファイル測定器の速度パラメータは図 4-4 の特性を用いて速度に換算した。

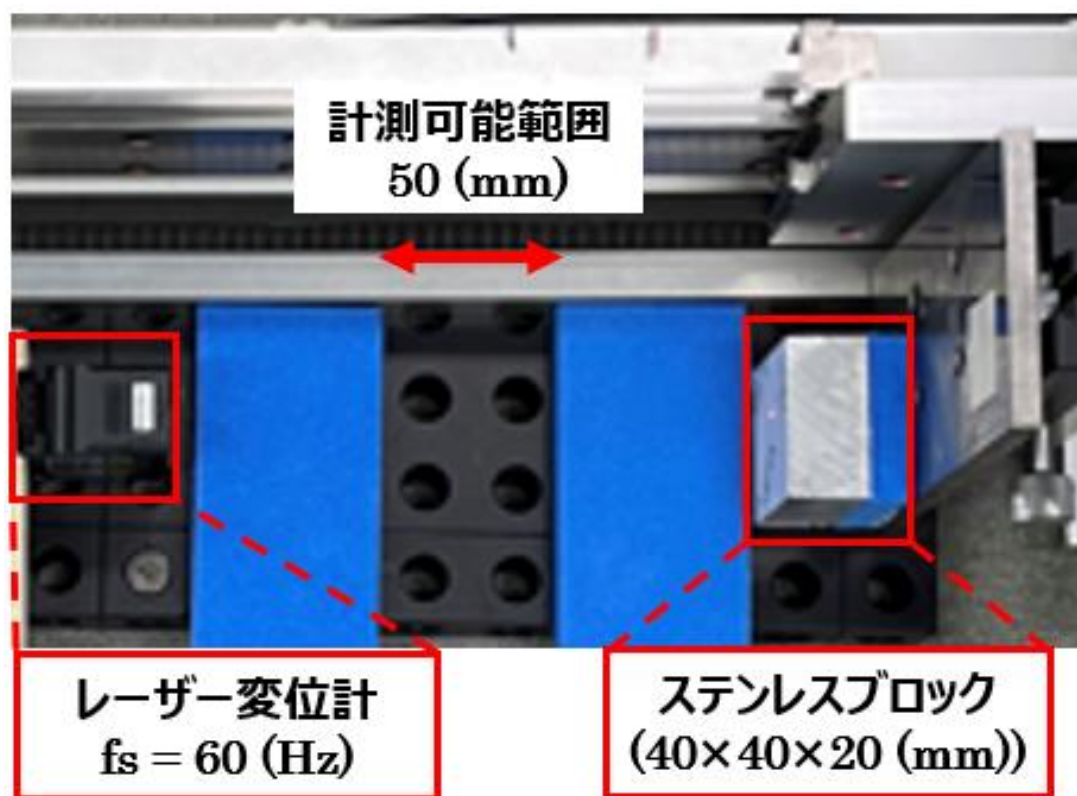


図 4-2 クロスヘッドの移動速度計測実験系

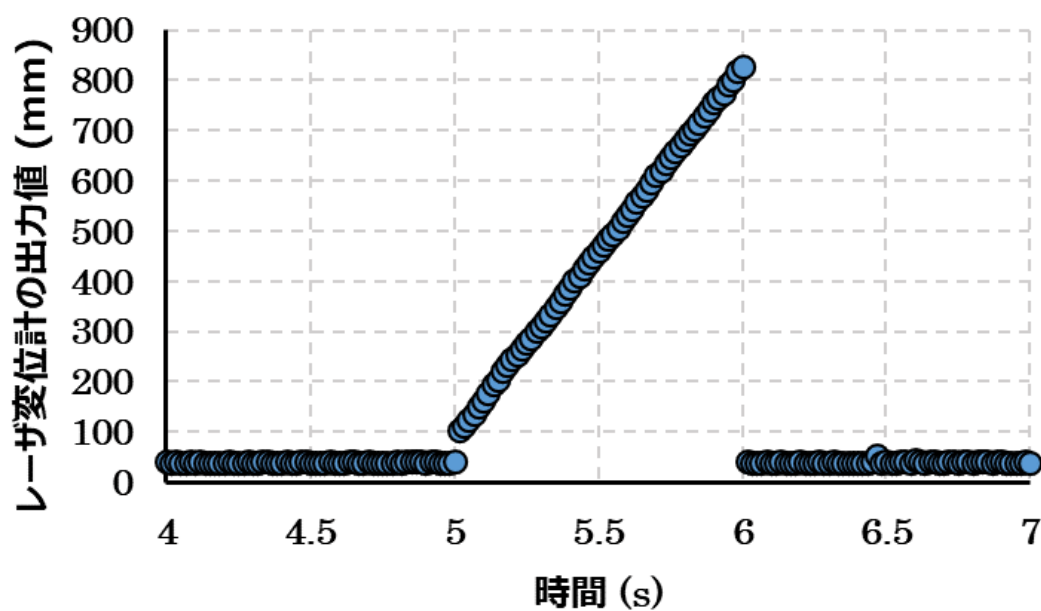


図 4-3 レーザ変位計から得られるデータの一例

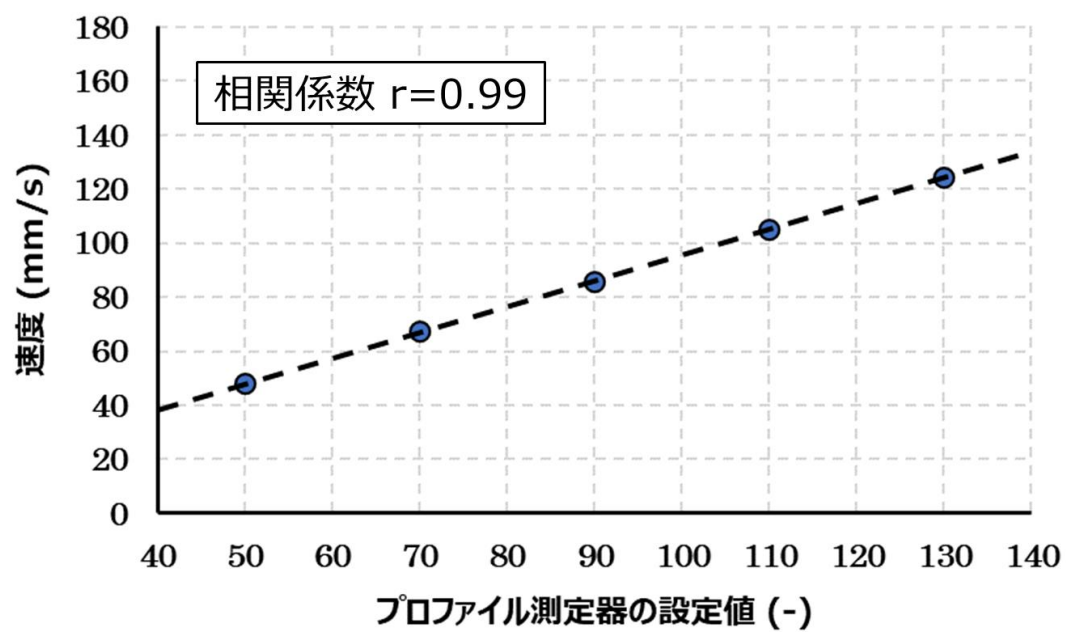


図 4-4 速度プロフィール測定器の設定値と速度の関係性

第3項 速度応答のフィッティング式の導出

図 4-5 左に、実験で得られたセンサ応答の一例を示す。横軸は時間 (s)、縦軸はカウント値を示す。本実験にて得られるセンサ応答の計測結果を基に、速度を反映している箇所としてセンサ応答の立ち上がり部分に着目した。計測結果のグラフのフィッティングに適した式を用いた。本研究では python の `curve_fit` ライブラリを用いた最小二乗法により、指定した関数とフィッティングを適応するデータの誤差が最小となるようなパラメータを推定した [27]。本実験で得られるセンサ応答は、ステンレスブロックが接近する前はカウント値が安定し、ステンレスブロックが接近を開始するとカウント値が指数的に増加し始めるため、フィッティングのモデル式を (4-2) 式のように定めた。

$$c(t) = e^{\alpha(t-\beta)} + \gamma, \quad 1 \ll \gamma \quad (4-2)$$

上記の式において $c(t)$ は時間 t におけるカウント値、指数関数の指数部の係数 α は着座動作時の速度を反映するパラメータ、 β はセンサ応答が立ち上がるタイミングを表すパラメータ、 γ は x 軸に平行な漸近線の値である。本研究において、指数関数の指数部の係数 α を速度係数と定義した。図 4-5 右上にフィッティングに用いるセンサ応答の微分係数が最大の時間を示す。この結果から図 4-5 右下のグラフに示すように、センサ応答の増加率を最も反映するデータである 1 秒前までのデータをフィッティングデータに用いた。また、全試行から得られたカウント値とフィッティングから得られた値の誤差を確認するために (4-3) 式を用いて二乗平均平方根誤差 E を算出した。

$$E = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} (c_i(t) - c'_i(t))^2} \quad (4-3)$$

上記の式において N はデータ数、 $c_i(t)$ は実際に得られたカウント値、 $c'_i(t)$ はフィッティングから得られた値である。

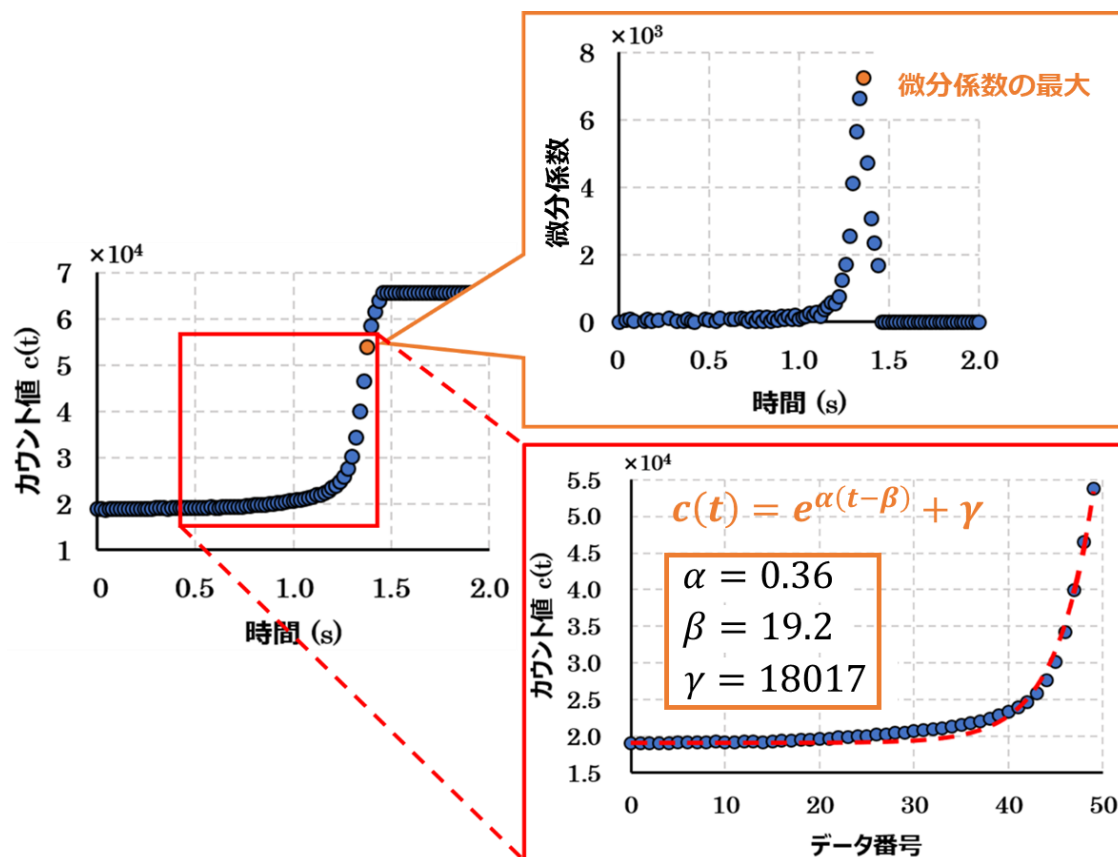


図 4-5 左：センサ応答の一例 右上：センサ応答の微分

右下：フィッティングに使用したデータとフィッティング結果

第 4 項 結果および考察

ステンレスブロックの接近速度と速度係数 α の関係性を図 4-6 に示す。横軸はステンレスブロックの接近速度 (mm/s)，縦軸は各条件において 10 試行分にて得られた速度係数 α の平均値，エラーバーは標準偏差 (Standard Deviation : S.D.) を示す。ステンレスブロックの接近速度が速くなるほど，速度係数 α の値も増加した。また，接近速度が 115 (mm/s) 付近では速度係数の値が飽和する傾向がみられたことから，本センサにおいて速度の計測範囲は 40 ~ 110 (mm/s) であると考えられる。移乗介護動作において，着座速度の許容範囲は 50 ~ 90 (mm/s) とされている^[16]。よって，本センサは移乗介護動作における速度の許容範囲を含む計測範囲であることから，本センサは移乗介護動作における着座速度を検出可能であると考えられる。また，各接近速度におけるフィッティングの二乗平均平方根誤差の結果は後述する付録の図 7-2 に示した。

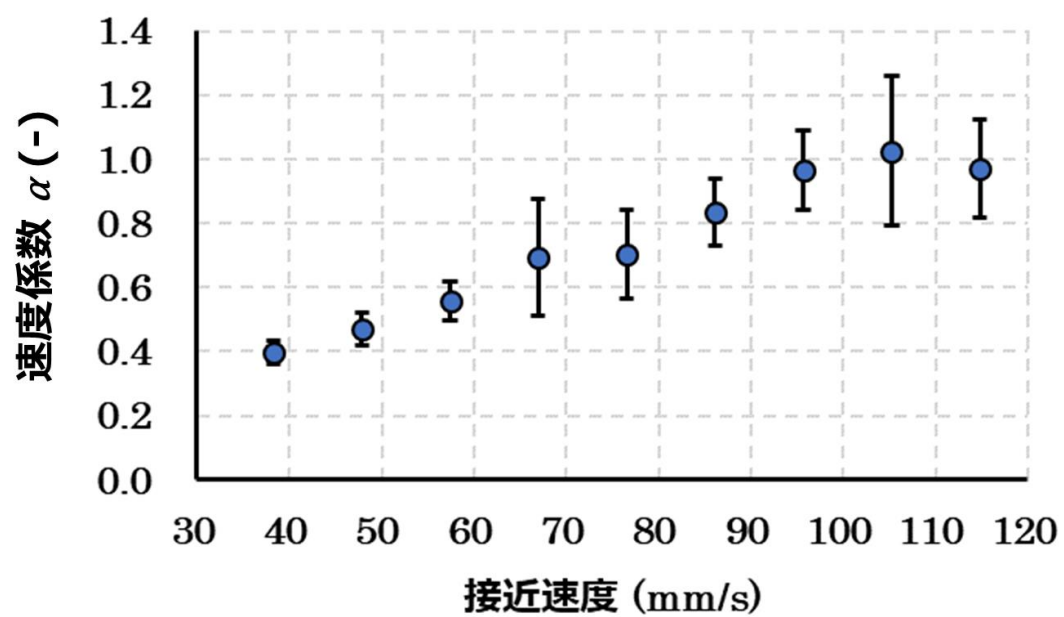


図 4-6 接近速度と速度係数 α の関係性

第 3 節 いす着座動作における接近応答評価

第 1 項 実験方法

第 4 章第 2 節の検証により，本センサは着座速度の検出が可能であることを明らかにした．本節では，いす着座動作におけるセンサの接近応答評価をおこなう．図 4-7 に被験者の着座位置を定めるためにいすの座面上に設置した治具および実験系を示す．いす座面上に着座した際に被験者の右坐骨が座面と接触する位置に，刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサを取り付けた．このとき体圧・接近センサのサンプリング周波数は 50 (Hz) とした．被験者の着座位置を固定するため，いす背面部に治具 (750×33×28 (mm)) を設置した．被験者が着座速度を確認する指標として，いすの正面にプロファイル測定器を設置し，クロスヘッド先端に着座座標としてステンレス板を取り付けた．

実験手順は次のとおりである．まず，被験者に着座速度を定めるために背面部に設置した治具に背面を当てながら自身の目線とクロスヘッド先端の着座座標の位置を合わせて着座動作をするように指示した．その際，プロファイル測定器の着座座標の下降速度は，プロファイル測定器の速度設定値を 50, 70, 90, 110 の 4 種類に設定し，その時の速度である 48.0, 67.4, 86.0, 105.0 (mm/s) をクロスヘッド速度 v (mm/s) とした．各条件で 5 試行おこなった．

図 4-8 はプロファイル測定器，三次元動作解析装置 (オプティトラック製，FLEX13) のカメラ 6 台および被験者のマーカの位置を示した図である．被験者の実際の着座速度 v (mm/s) は被験者の頭頂部に装着した三次元動作解析装置の計測マーカから座標を計測し，着座速度を算出した．

実験の被験者は，20 代の男性 5 名とした．被験者の平均体重±標準偏差は 57.8±7.5 (kg) であった．平均身長±標準偏差は 168.2±6.0 (cm) であった．

実験は、前橋工科大学人間機能実験倫理審査委員会の承認を得ておこなった(人 21 0004, 人 22 - 002).

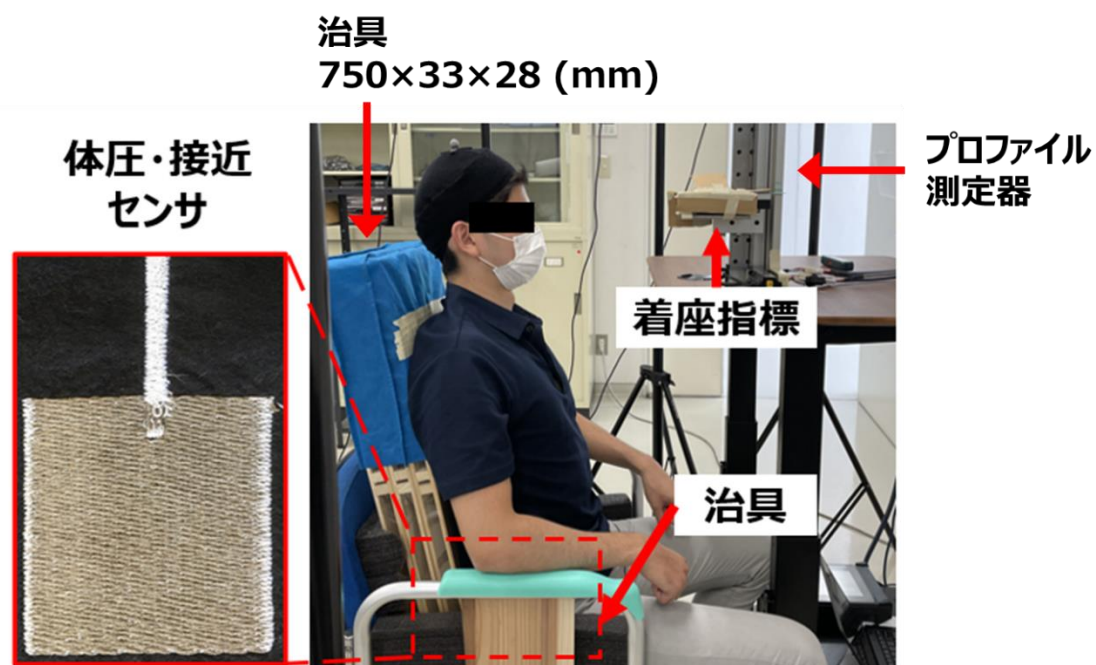


図 4-7 いすへの着座速度を計測する実験系



図 4-8 三次元動作解析装置の配置

第2項 着座速度 v (mm/s) の算出方法

被験者の頭部に装着した計測マーカの z 軸方向の変位の時間変化から着座速度 v (mm/s) を算出した。図 4-9 に着座時の頭頂部マーカの z 軸方向の変位の一例を示す。ここで横軸は時間 (s)，縦軸は被験者の頭頂部に装着した z 軸の計測マーカ変位 (mm) である。動作開始前と動作終了後の頭部の動きをデータから除外するために、マーカ変位の最小値から最大値を 0 から 100 (%) とし、座標が変化した上下 10 (%) および 90 (%) を除いた 80 (%) のデータに対して最小二乗法を用いて一次関数でフィッティングした場合に得られた一次関数の傾きを着座速度 v と定義した。なお、図 4-8 に示すプロファイル測定器のクロスヘッド速度 v と三次元動作解析装置により計測した着座速度 v の被験者 5 名の測定結果を図 4-10 に示す。横軸はクロスヘッド速度 v (mm/s)，縦軸は着座速度 v (mm/s) を示す。2 つの関係は 5 名分とも正の相関があることを確認した。この結果から、各試行において三次元動作解析装置から算出した着座速度 v と、センサから算出した速度係数 α の相関性を確認した。

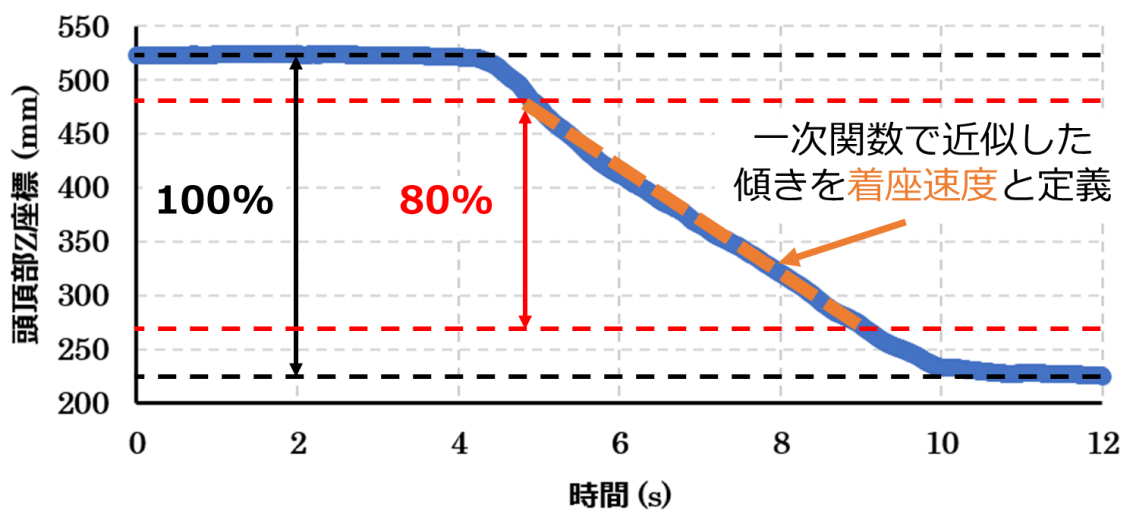


図 4-9 着座速度の算出方法

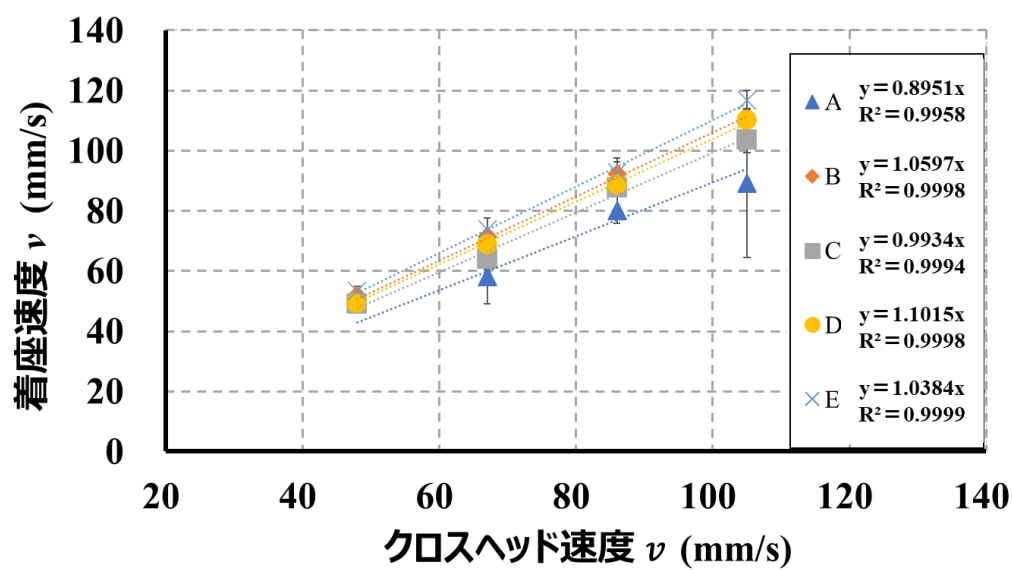


図 4-10 クロスヘッド速度 v と着座速度 v の相関性

第 3 項 結果と考察

三次元動作解析装置を用いて計測した被介護者頭頂部のマーカ座標から算出した着座速度 v とセンサ応答から算出した速度係数 α の相関性を図 4-11 に示す。横軸は三次元動作解析装置から算出した着座速度 v (mm/s)，縦軸はセンサ応答から算出した速度係数 α を表す。被験者の頭頂部に装着した計測マーカが 1 試行分計測できていなかったため、総データ数 N は 99 個である。三次元動作解析装置から算出した v が増加するほどセンサ応答から算出した α の値も増加する。着座速度を説明変数、速度係数を目的変数として単回帰分析をおこなったところ、 $p < 0.01$ ， t 値は $t = 7.72$ であり、 $R = 0.79$ であることから α は v の影響によって変化すると考えられる。着座速度が 40 ~ 120 (mm/s) において v と α の間に有意な関係性が認められたことから、本センサは移乗介護動作における着座速度の解析が可能である。また、各被験者の着座速度 v ，速度係数 α ，フィッティングの二乗平均平方根誤差の結果は後述する付録の図 7-3，図 7-4，図 7-5 に示した。

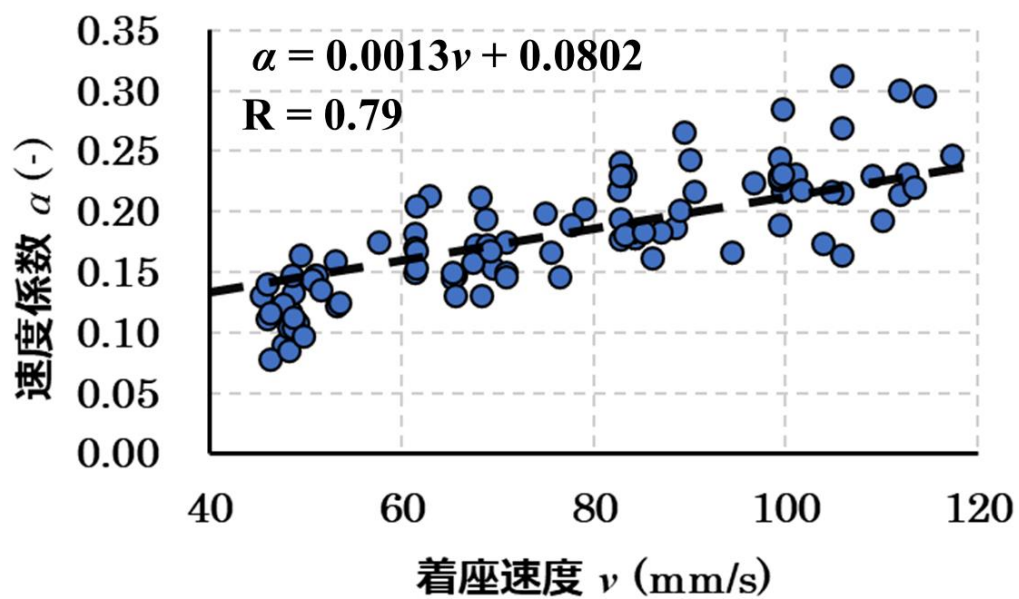


図 4-11 着座速度 v と速度係数 α の相関性

($N = 99$, 単回帰分析 ($p < 0.01$, $t = 7.72$))

第4節 まとめ

被介護者の着座動作における速度応答評価において、ステンレス板を等速でセンサに接近および加圧させる実験をおこなった。本センサを用いることで、生体と体圧・接近センサの間の速度変化を検出可能であることが示された。

着座速度を評価するパラメータとして、速度係数 α を定義した。速度係数 α が速度応答の評価に有効かを示すため、下降速度を変化させたステンレス板をセンサに接近させる試験をおこない、本センサにおける速度の計測範囲が 40 ~ 110 (mm/s) であることを示した。

次に、本センサがヒトの着座速度を評価可能であることを確認するため、被験者 5 名による着座実験を試みた。結果、着座速度が 40 ~ 120 (mm/s) において本センサが着座動作の計測に有効であることが確認した。

以上のことから、刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサは被介護者の着座動作の速度解析に使用できる性能を有していることを示した。

第 5 章 刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサの移乗介護動作の計測実験

第 1 節 背景および目的

第 3 章では、臀部の中心が位置する座面座標を表すセンサ応答評価値 CoG_x を用いて着座位置の計測が可能であることを示した。第 4 章では、センサ応答の結果からフィッティング式を選定し、算出した速度係数 α を用いて着座速度が計測可能であることを示した。

両提案指標を介護ベッドと車いす間の移乗介護動作に適用すると、被介護者の着座位置および着座速度が計測できるため、介護動作の解析において重要な指標となり得る。

本章では、介護初心者群 (8 名) と熟練者群 (6 名) を設定し、介護ベッドと車いす間の移乗介護動作実験をおこない、両提案指標の CoG_x, CoG_y, α のセンサ応答を比較し、移乗介護動作の差異を明らかにする。

第 2 節 方法

図 5-1 に介護ベッドと車いす間の移乗介護動作を計測するための実験系を示す。移乗介護動作側のベッドのサイドフレームと車いすの車輪がある面との角度は 30 (deg) とした。体圧・接近センサから算出する速度係数 α が着座速度を計測できるか検証するため、比較用に三次元動作解析装置（オプティトラック製，FLEX13）のカメラ 6 台を設置した。あわせて、センサ応答評価値 $\text{CoG}_x, \text{CoG}_y$ が着座位置を計測できるか検証するため、比較用に床反力計（新東工業株式会社製，CFP60XS302UIO）を車いす直下に設置した。

図 5-2 に車いすに設置したセンサの配置を示す。移乗介護動作を車いすの座面上で前後左右の位置情報から計測するため、座面上に 20 チャンネルの刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサを配置し、被介護者が着座した際に右方向が座面座標系の x 軸の正方向，正面方向が座面座標系の y 軸の正方向とした。刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサのサンプリング周波数は 20 チャンネルのセンサを計測するため 62 (Hz) とした。

図 5-3 に被介護者の状態を示す。図 5-3 左のように，被介護者は片麻痺装具を装着し，片麻痺患者を模擬した。図 5-3 右のように，被介護者の着座速度を計測するため，被介護者の頭頂部に三次元動作解析装置の計測マーカを装着した。

図 5-4 に床反力計の配置および座標を示す。床反力計の軸の方向は体圧・接近センサと同様とし，被介護者が着座した際に右方向が x 軸の正方向，正面方向が y 軸の正方向とした。床反力計における座標系の圧中心座標 CoP を計測した。このときの床反力計のサンプリング周波数は装置の設定値である 500 (Hz) とした。

表 5-1 に被験者の年齢，身長，体重，業務年数を示す（平均値±標準偏差）．被介護者として 1 名，介護初心者として 8 名，介護熟練者として作業療法士 2 名と理学療法士 4 名を被験者とした．また，全被験者の利き手は右であった．実験は，前橋工科大学人間機能実験倫理審査委員会の承認を得ておこなった（人 22 - 002）．

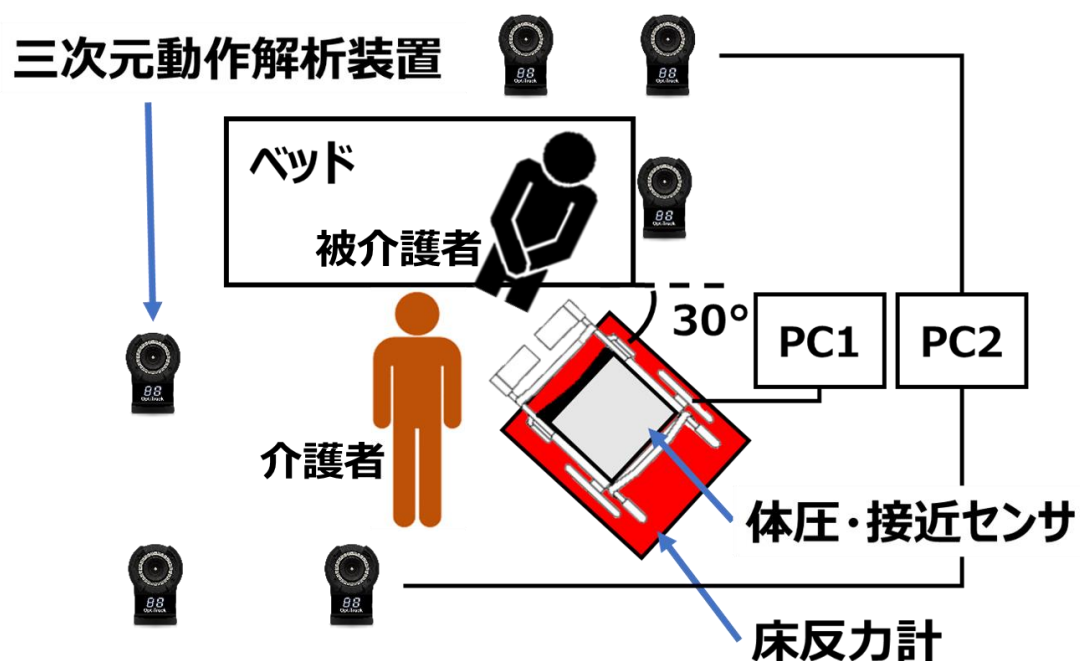


図 5-1 移乗介護動作を評価するための実験系

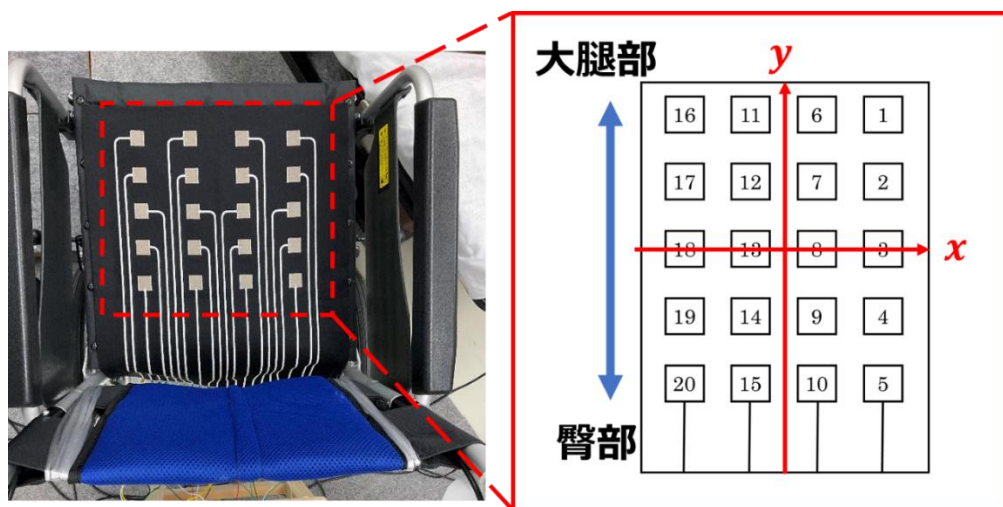


図 5-2 車いす座面上に設置した体圧・接近センサ



図 5-3 左：片麻痺装具 右：計測マーカの装着箇所

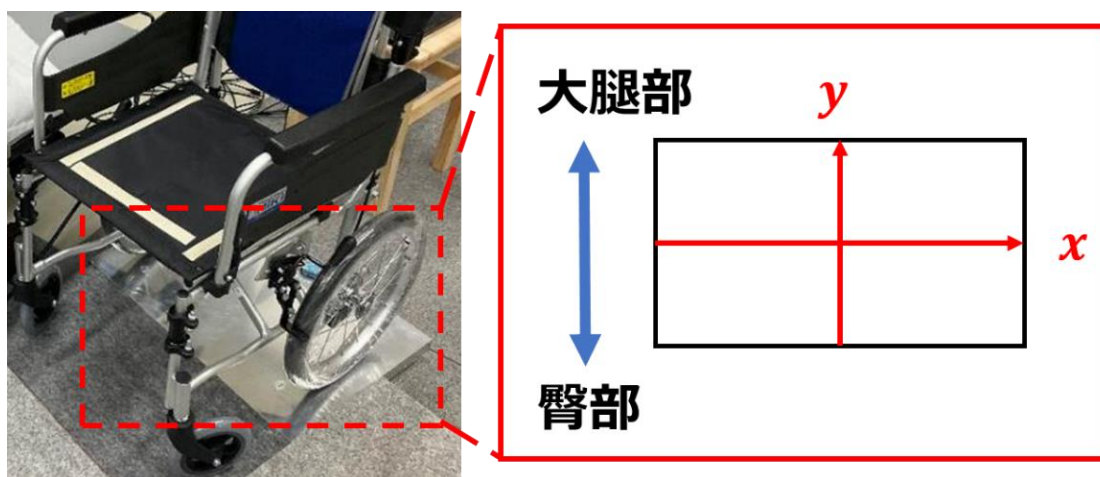


図 5-4 車いす直下に設置した床反力計

表 5-1 被験者情報

	被介護者 (n = 1)	介護初心者 (n = 8)	介護熟練者 (n = 6)
年齢 (歳)	24	22.6±1.6	31.7±3.2
身長 (cm)	163.0	170.4±6.2	171.3±6.0
体重 (kg)	50.0	58.8±5.4	62.0±6.0
業務年数 (年)	—	—	8.3±3.2

図 5-5 に移乗介護動作の流れを示す。(0) 被介護者はベッドに座位状態、介護者は被介護者と向かい合う状態を開始状態とした。(1) 介護者は被介護者の上半身を引き寄せお互いの体を密着させる。(2) ベッドから被介護者を起立させる。(3) 被介護者を車いすへ着座させる。上記の流れでベッドから車いすへの移乗介護動作を被験者 1 人あたり 3 試行ずつおこない、センサ応答評価値 CoG_x , CoG_y と速度係数 α が初心者と熟練者の介護動作の差を反映しているのか検討した。

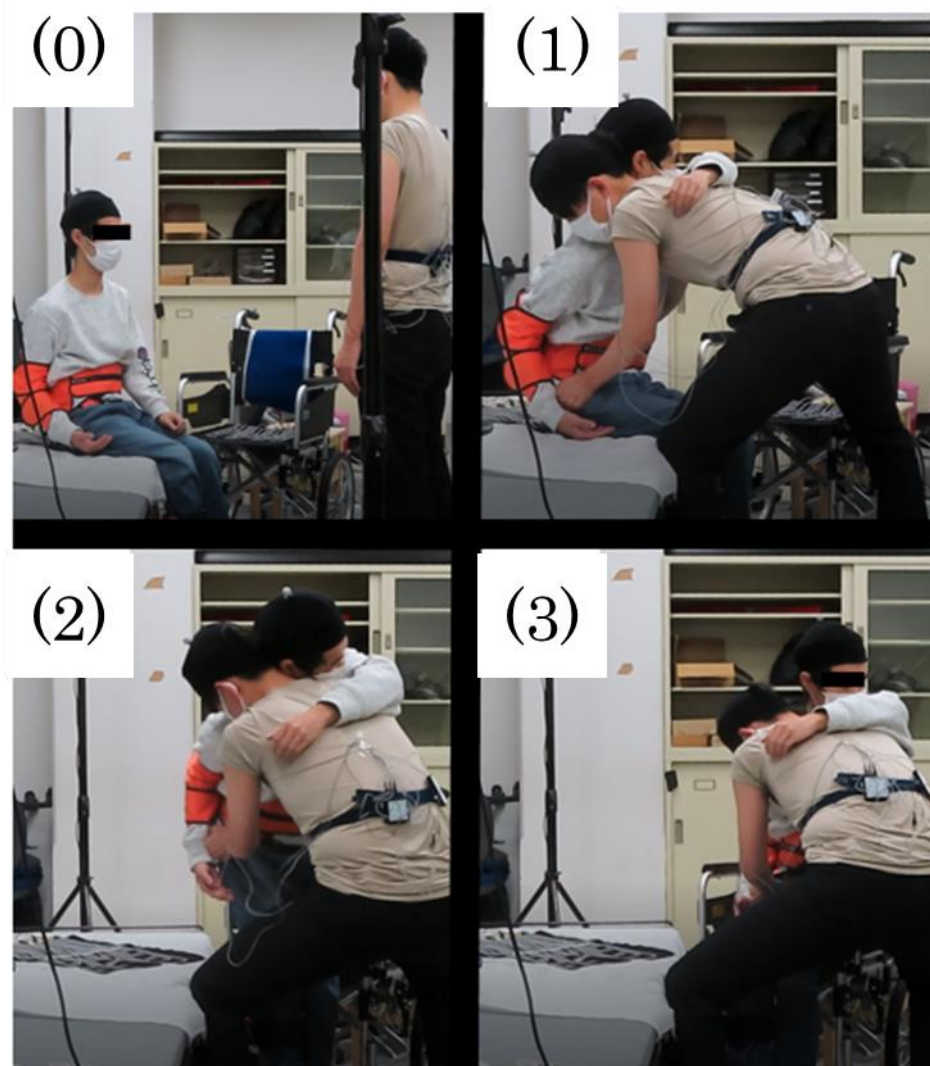


図 5-5 移乗介護動作の流れ

(0) 被介護者はベッドに座位状態、介護者は被介護者と向かい合う状態

(1) 介護者は被介護者の上半身を引き寄せお互いの体を密着

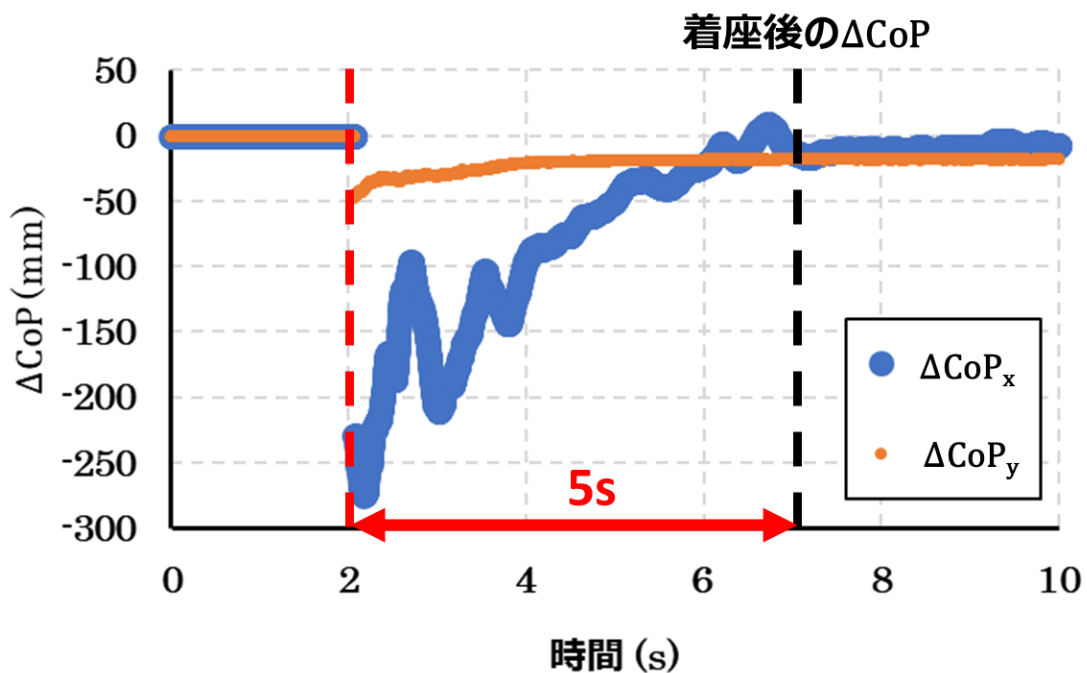
(2) ベッドから被介護者を起立

(3) 被介護者を車いすへ着座

第3節 データの解析方法

第1項 床反力計から算出した圧中心座標 CoP の変化量： ΔCoP

計測開始直後の CoP をゼロに校正した，図 5-4 に示す床反力計から出力される CoP は，着座の前後の変化量 ΔCoP である．図 5-6 には実験から得られた ΔCoP の結果を示す．横軸は時間 (s)，縦軸は圧中心座標の変化量 ΔCoP を示す．車いす座面に被介護者が接触する前の ΔCoP はゼロであるが，被介護者が車いす座面に接触すると ΔCoP の値は変動し，着座後に収束する．本研究では実験の計測結果から， ΔCoP が変動を始めてから完全に着座する 5 秒後を着座完了とみなし，5 秒後における ΔCoP が床反力計から得られる被介護者の着座位置を表す指標と定義した．

図 5-6 解析に使用した ΔCoP

第2項 センサ応答評価値 $\text{CoG}_x, \text{CoG}_y$

本研究では20チャンネルのセンサ応答を総合的に評価する指標として、センサ応答評価値 $\text{CoG}_x, \text{CoG}_y$ を以下の式で定義した。

$$\text{CoG}_x = \frac{\sum_{i=1}^{20} c_i(t)x_i}{\sum_{i=1}^{20} c_i(t)} \quad (5-1)$$

$$\text{CoG}_y = \frac{\sum_{i=1}^{20} c_i(t)y_i}{\sum_{i=1}^{20} c_i(t)} \quad (5-2)$$

図5-7に実験から得られたセンサ応答評価値 $\text{CoG}_x, \text{CoG}_y$ の結果を示す。横軸は時間 (s)，縦軸はセンサ応答評価値 $\text{CoG}_x, \text{CoG}_y$ を示す。車いす座面に被介護者が接近する前の $\text{CoG}_x, \text{CoG}_y$ はゼロに近い値であるが、被介護者が車いす座面に接近し始めると $\text{CoG}_x, \text{CoG}_y$ は変動し、一定値に収束する。本研究では実験の計測結果から、 CoG_y が最大値をとった時間から5秒後を着座完了とみなし、5秒後における $\text{CoG}_x, \text{CoG}_y$ が刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサから得られる被介護者の着座位置を表す指標と定義した。

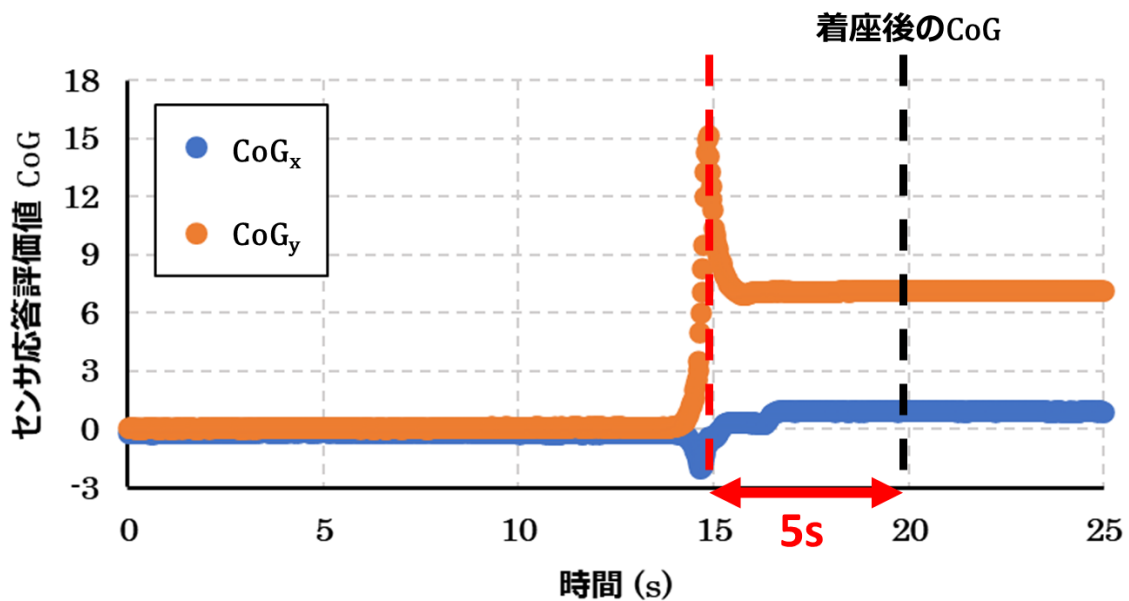


図5-7 解析に使用した $\text{CoG}_x, \text{CoG}_y$

第 3 項 着座動作における速度係数 α の算出

第 4 章では、センサの基本特性を得るために単一のセンサを用いて、速度応答性を求めた。速度応答性を求めるにあたり、センサ応答の計測結果のグラフからフィッティングのモデル式を (4-2) 式のように定めた。

$$c(t) = e^{\alpha(t-\beta)} + \gamma, \quad 1 \ll \gamma \quad (4-2)$$

上記の式において、 $c(t)$ は時間 t におけるカウント値、指数関数の指数部の係数 α は着座時の速度を反映するパラメータ、 β はセンサ応答が立ち上がるタイミングを表すパラメータ、 γ は x 軸に平行な漸近線の値である。指数関数の指数部 α を速度係数と定義した。

本章では、ヒトの着座位置と着座速度を同時計測する必要があるため 20 チャンネルのセンサを車いす座面上に配置した。着座動作の速度係数 α を求めるため、20 チャンネルのセンサの中央部 2 チャンネルのセンサ (No. 13) , (No. 8) を抽出した。図 5-8 に実験で得られたセンサ応答の例を橙枠図 (No. 13) および青枠図 (No. 8) で示す。横軸は時間 (s)、縦軸はカウント値を示す。2 つのセンサ応答の平均値は赤枠図で示した。フィッティングに用いるデータは、2 チャンネルのセンサ応答の平均値からセンサ応答の微分係数が最大の時間を算出し、センサ応答の増加率を最も反映するデータである 1 秒前までのデータを用いた。その応答の平均値を用いて (4-2) 式より、速度係数 α を求めた。

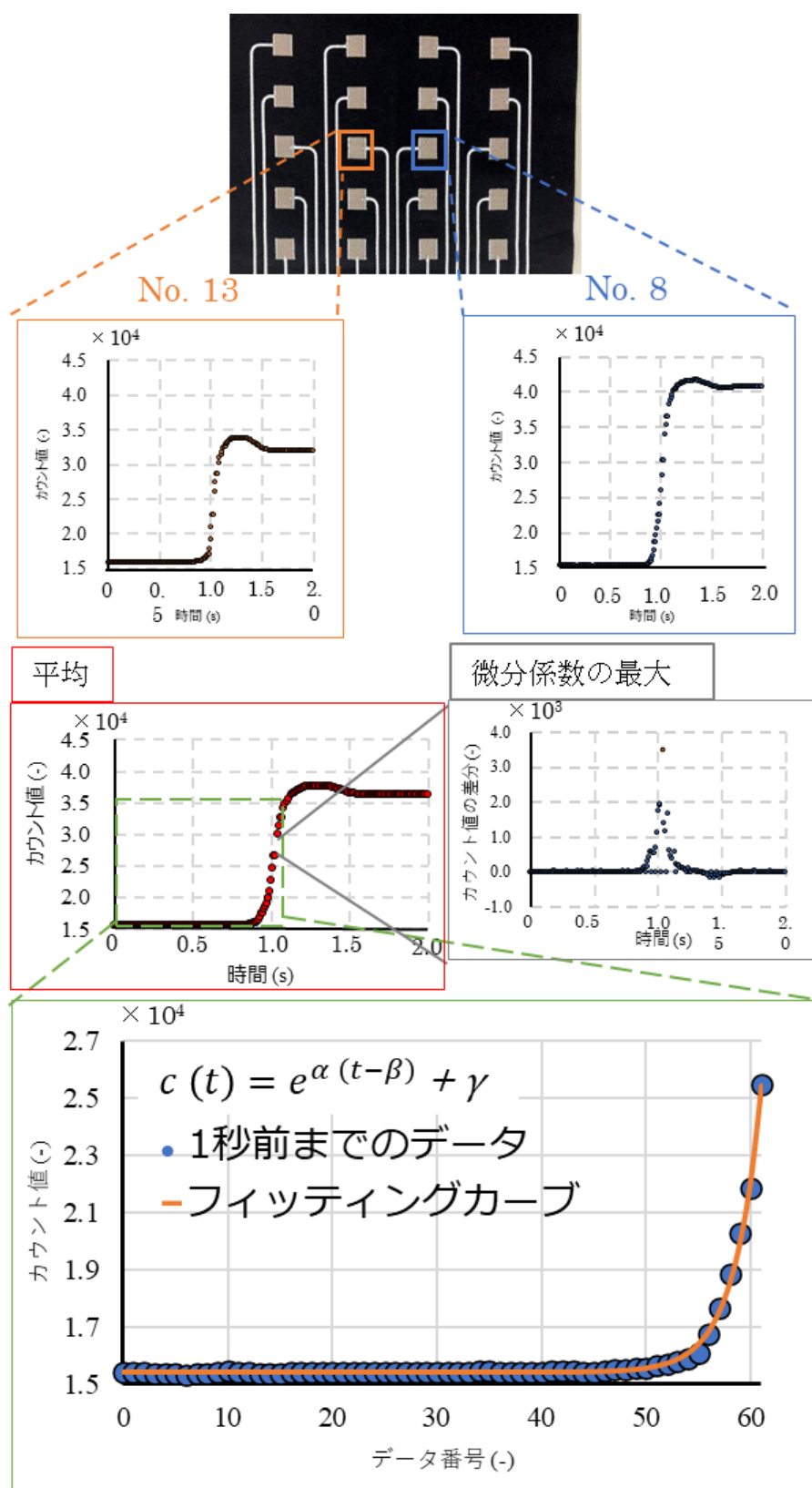


図 5-8 速度係数 α の算出方法

第4項 三次元動作解析装置を用いた着座速度 v の算出

速度係数 α が着座速度を計測できるかを検証するため、比較用として三次元動作解析装置を用いて着座速度を求めた。

図 5-9 (a) にビデオカメラで撮影した移乗介護動作の一例を示す。(1)が立ち上がり開始、(2)が方向転換開始、(3)が着座動作開始を示す。また、図 5-9 (b) に被介護者の頭頂部に装着した図 5-1 に示す三次元動作解析装置の計測マーカの z 軸方向の速度変化を示す。なお、鉛直上向き方向が z 軸の正方向とした。ビデオカメラの映像と計測マーカの速度変化を比較し、被介護者が着座する際の頭頂部速度を着座速度 v (mm/s) とした。

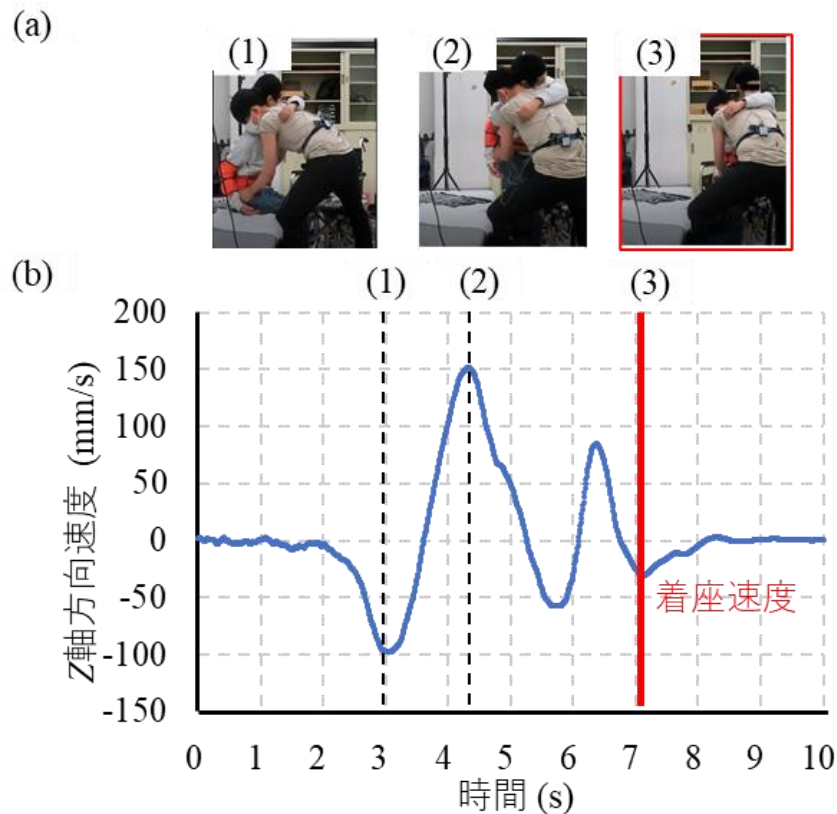


図 5-9 (a) : ビデオカメラ映像, (b) : z 軸方向速度

第 4 節 結果および考察

第 1 項 初心者と熟練者の着座位置

図 5-10, 図 5-11 に床反力計から算出した 圧中心座標変化量 $\Delta\text{CoP}_x, \Delta\text{CoP}_y$ と刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサから算出したセンサ応答評価値 $\text{CoG}_x, \text{CoG}_y$ の相関性を示す．横軸は $\Delta\text{CoP}_x, \Delta\text{CoP}_y$ (mm) を，縦軸は $\text{CoG}_x, \text{CoG}_y$ を示す． $\Delta\text{CoP}_x, \Delta\text{CoP}_y$ を説明変数， $\text{CoG}_x, \text{CoG}_y$ を目的変数として単回帰分析をおこなったところ， ΔCoP_x と CoG_x 間は， $p = 0.17$ ， $t = 1.40$ であることから， CoG_x は ΔCoP_x の値を反映しているとは言い切れない．また， ΔCoP_y と CoG_y 間は， $p < 0.05$ ， $t = 2.07$ であることから， CoG_y は ΔCoP_y の影響によって変化すると考えられる． ΔCoP_x と CoG_x に関係性が見られなかった原因として，床反力計の上に車いすを設置したため x 軸方向に対して車いすが動く余地がなかったことが考えられる．

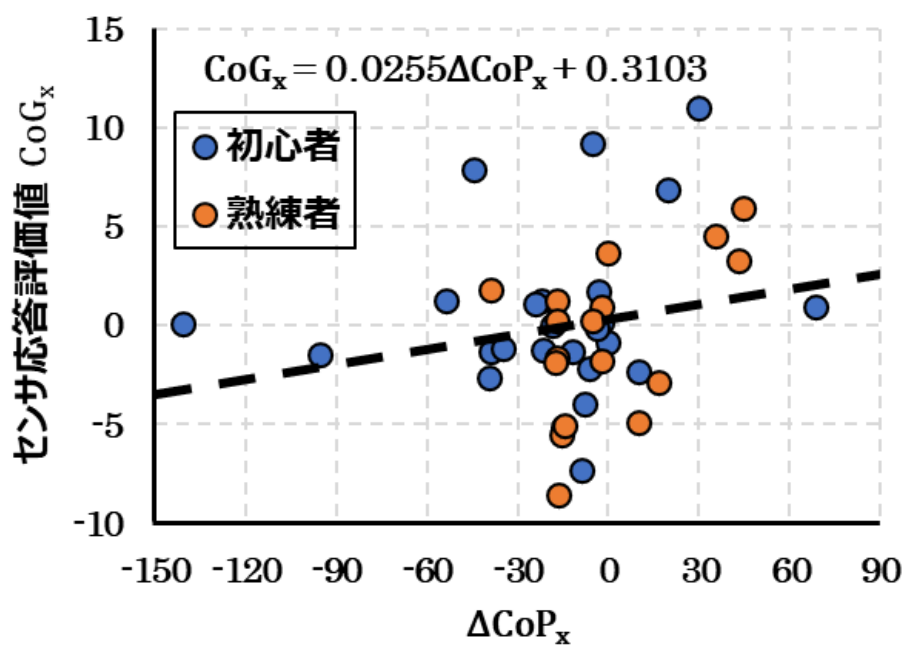


図 5-10 ΔCoP_x と CoG_x の相関性

($N = 42$, 単回帰分析 ($p = 0.17$, $t = 1.40$))

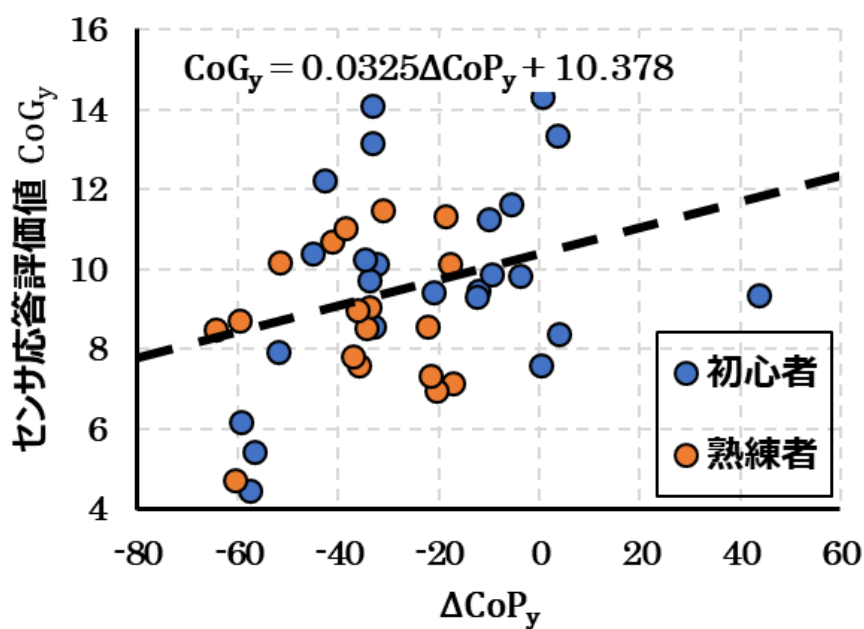


図 5-11 ΔCoP_y と CoG_y の相関性

($N = 42$, 単回帰分析 ($p < 0.05$, $t = 2.07$))

初心者と熟練者のセンサ応答評価値 CoG の箱ひげ図を図 5-12 に示す。箱ひげ図の説明は、箱の中の横線は中央値、箱の下辺は第一四分位数、箱の上辺は第三四分位数、第一四分位数から第三四分位数までの範囲を四分位範囲、上下のひげは第三四分位数 $+1.5 \times$ 四分位範囲より小さい最大値および第一四分位数 $-1.5 \times$ 四分位範囲より大きい最小値を示す。上下のひげより外側にあるプロットは外れ値を示す。横軸はセンサ応答評価値の種類、縦軸はセンサ応答評価値を示す。 CoG_x は、熟練者はひげの上端よりも外側にデータが分布していないのに対して、初心者はひげの上端よりも外側にデータが分布しており、着座位置が座面右に偏った置き方になったと考えられる。 CoG_y は、中央値は初心者が 9.79、熟練者が 8.65 であり、第三四分位数は初心者が 11.54、熟練者が 10.31 である。初心者よりも熟練者のほうが被介護者を座面の奥深くに着座させたことを示している。なお、被験者ごとのセンサ応答評価値 CoG_x, CoG_y の結果は後述する付録の図 7-6 および図 7-7 に示した。

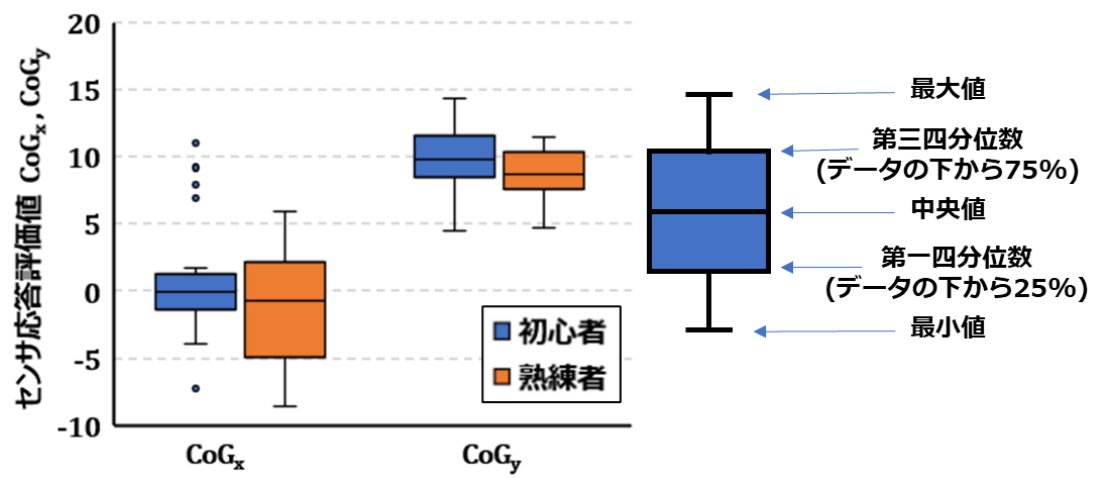


図 5-12 初心者と熟練者のセンサ応答評価値 CoG の分布

センサ応答評価値 CoG を比較した箱ひげ図

第2項 初心者と熟練者の着座速度

三次元動作解析装置を用いて計測した被介護者頭頂部のマーカ座標から算出した着座速度 v (mm/s) と体圧・接近センサから算出した速度係数 α との相関性を図 5-13 に示す。横軸は各試行における着座速度 v (mm/s)，縦軸は各試行における速度係数 α を示す。 v を説明変数， α を目的変数として単回帰分析をおこなったところ， $p < 0.05$ ， $t = 2.24$ であることから α は v の影響によって変化すると考えられる。

初心者と熟練者の α の結果を図 5-14 に示す。横軸は被験者の種類，縦軸は速度係数 α ，エラーバーは標準偏差 (Standard Deviation : S.D.) を示す。速度係数 α の値は，初心者が 0.338 に対して熟練者は 0.261 であり，熟練者のほうが小さくなった。標準偏差では初心者が 0.204 に対して，熟練者は 0.128 であった。初心者のばらつきが熟練者よりも大きい結果であった。なお，初心者と熟練者のデータに対して Mann-Whitney test をおこなったが有意差は認められなかった ($p = 0.18$)。

初心者と熟練者の着座速度 v の結果を図 5-15 に示す。横軸は被験者の種類，縦軸は v (mm/s)，エラーバーは標準偏差 (S.D.) を示す。着座速度 v の値は，初心者が 62.44 (mm/s) に対して，熟練者は 25.60 (mm/s) であった。初心者よりも熟練者のほうが着座速度 v は遅くなった。標準偏差では初心者が 4.79 に対して，熟練者は 2.61 であった。初心者のばらつきが熟練者よりも大きい結果であった。初心者と熟練者の着座速度 v の結果に対して Mann-Whitney test をおこなったところ有意差が認められた ($p < 0.01$)。 α と v に有意な関係性が認められ，かつ初心者の α は熟練者に比べて標準偏差が大きいことから，初心者は熟練者に比べて着座させる速度に差があると考えられる。

以上より，本センサから算出した速度係数 α は，着座速度の情報から介護動作の差を評価可能である．また，各被験者の速度係数 α ，着座速度 v ，フィッティングの二乗平均平方根誤差の結果は後述する付録の図 7-8，図 7-9，図 7-10 に示した．

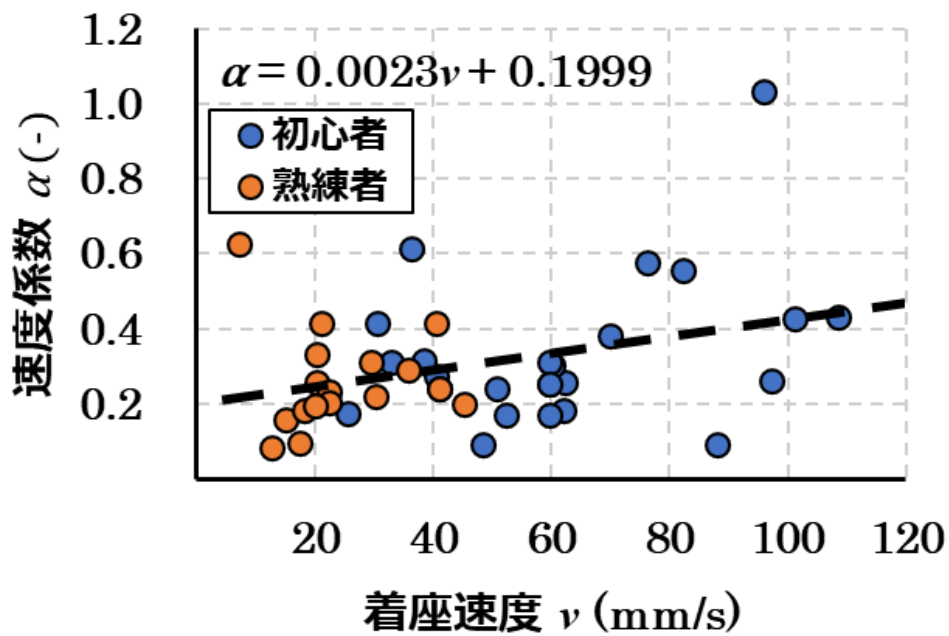


図 5-13 着座速度 v と速度係数 α の相関性

($N = 42$, 単回帰分析, $p < 0.05$, $t = 2.24$)

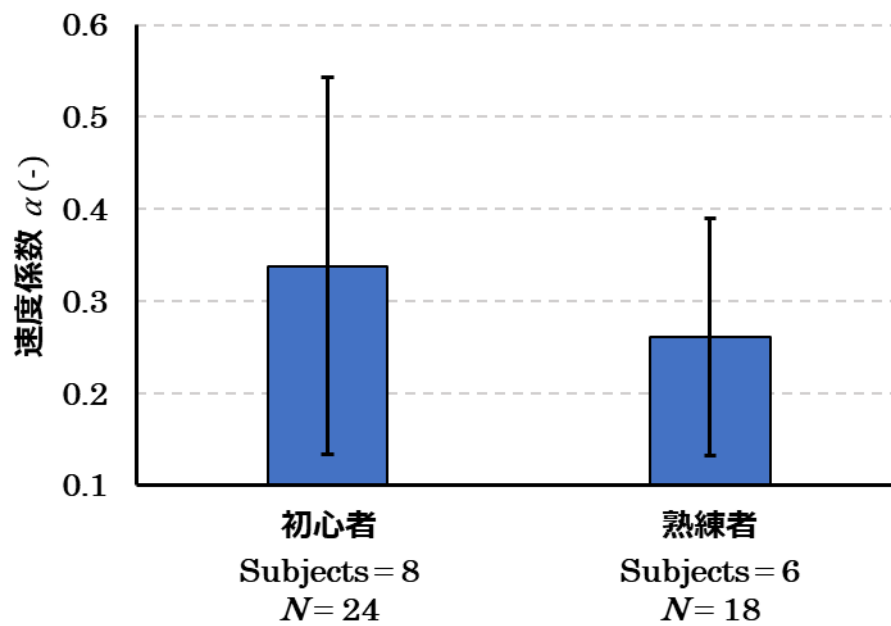


図 5-14 初心者と熟練者の速度係数 α (センサ応答)

(Mann-Whitney test)

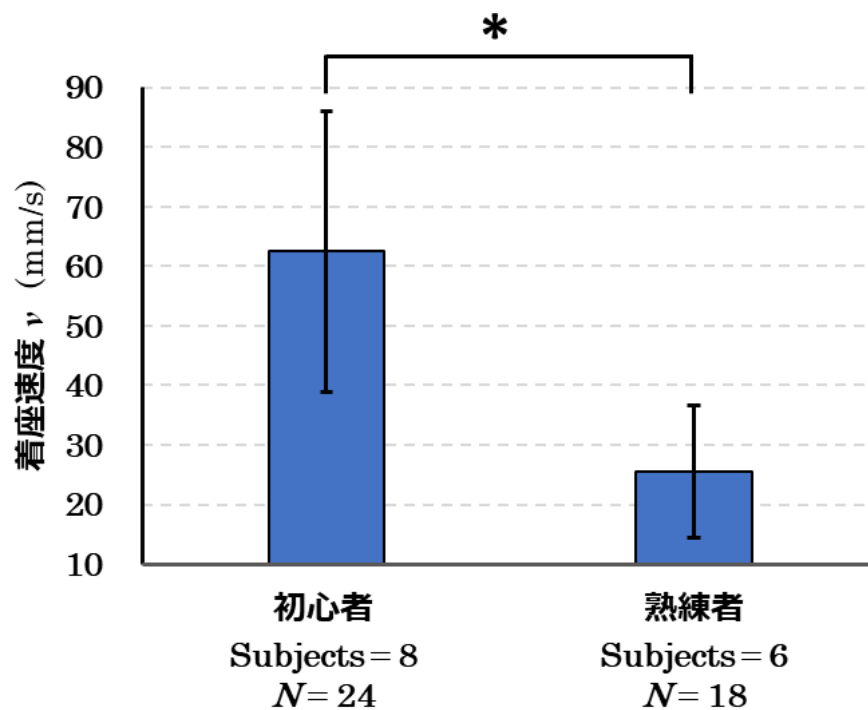


図 5-15 初心者と熟練者の着座速度 v (三次元動作解析装置)

(Mann-Whitney test, * : $p < 0.01$)

第 5 節 まとめ

移乗介護動作における着座動作のセンサ応答を計測した。CoG_x, CoG_y と α の値を初心者 8 名と熟練者 6 名にて比較し、本センサが移乗介護動作を評価可能であるか検討した。介護ベッドと車いす間の移乗介護動作を被験者 1 人あたり 3 試行ずつおこない、センサ応答評価値 CoG_x, CoG_y と速度係数 α が初心者と熟練者の介護動作の差を反映しているか検討した。

その結果、着座位置において CoG_x は、熟練者はひげの上端よりも外側にデータが分布していない。それに対し、初心者は熟練者よりも外れ値が多く、ひげの上端よりも外側にデータが分布しており、着座位置は座面右に偏ったと考えられる。CoG_y は、初心者の中央値が 9.79 に比べて熟練者が 8.65 であることから、被介護者を奥に座らせていることが明らかになった。着座速度では、着座速度 v と速度係数 α に正の相関が認められた。速度係数 α は初心者が 0.338 に対して熟練者は 0.261 であり、熟練者のほうが α の値は小さくなった。標準偏差では初心者が 0.204 に対して、熟練者は 0.128 とばらつきが少なかった。この結果は、熟練者のほうが初心者よりも被介護者を遅い速度で着座させている。

第 3 章および第 4 章で定義したセンサ応答評価値および速度係数を用いることで、初心者と熟練者の介護ベッドと車いす間の着座動作において移乗介護動作の差が計測可能であることを示した。

第 6 章 ベッドからの離床介護動作の計測実験

第 1 節 背景および目的

第 5 章では、開発した刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサから算出したセンサ応答評価値 CoG_x, CoG_y および速度係数 α の両提案指標を用い、介護ベッドと車いす間の移乗介護において、車いす着座時の介護動作が計測できることを明らかにした。

両提案指標は着座動作だけでなく離床動作にも有効であると考えられる。また、介護熟練者の指導により、指導前後の初心者の両提案指標に変化がみられると指導による介護動作の影響を両提案指標から確認できる可能性があると考ええる。

本章では介護初心者群（8 名）と熟練者群（6 名）の離床介護動作を比較し、離床介護動作における本システムの有効性を評価する。センサ応答評価値と速度係数の変化を確認し、本システムを用いて指導前後による移乗介護動作の差が計測できるかを検証する。

第 2 節 方法

図 6-1 にベッドから離床させる移乗介護動作を計測するための実験系を示す。ベッドの端座位から車いすへの移乗を想定し、ベッドの脇に車いすを設置した。このとき、移乗介護動作をおこなう側のベッドのサイドフレームと大腿部側のセンサ短辺との角度は 30 (deg) とした。

図 6-2 に介護ベッドの座面を示す。20 チャンネルの刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサを配置し、被介護者が起立した際に左方向が座面座標系の x 軸の正方向、正面方向が座面座標系の y 軸の正方向とした。このとき、刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサのサンプリング周波数は 62 (Hz) とした。

被介護者は 1 名、介護初心者は 8 名、介護熟練者は作業療法士 2 名と理学療法士 4 名を被験者とした。被験者の年齢、身長、体重、業務年数を表 6-1 に示す (平均値 \pm 標準偏差)。また、全被験者の利き手は右であった。被介護者は片麻痺装具を装着し、片麻痺患者を模擬した。実験は、前橋工科大学人間機能実験倫理審査委員会の承認を得ておこなった (人 22 - 002)。

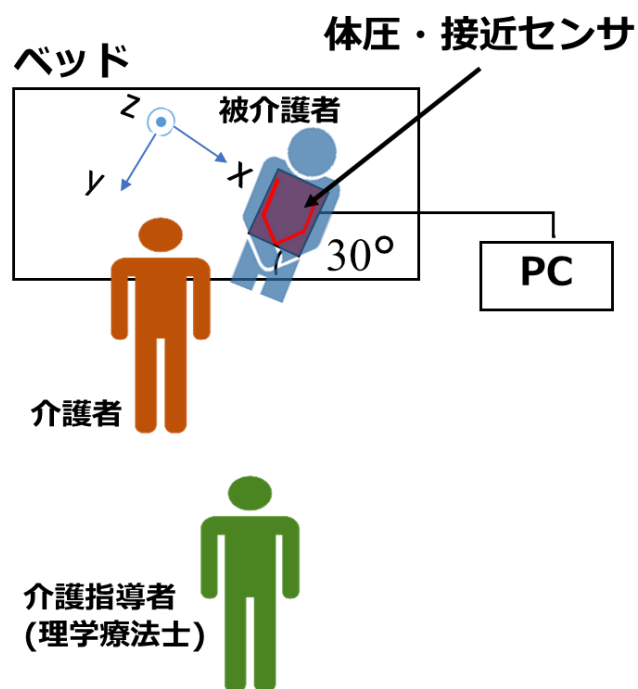


図 6-1 離床介護動作を計測するための実験系

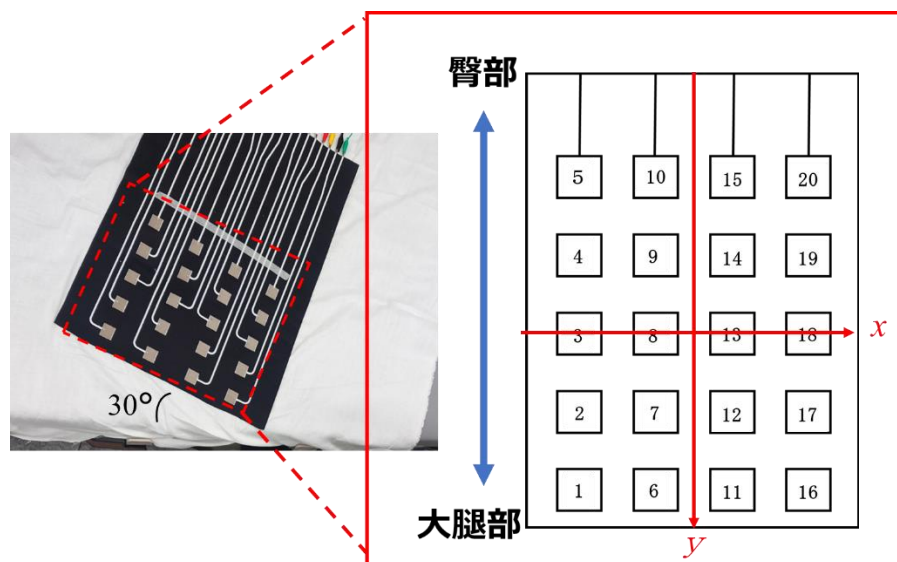


図 6-2 介護動作をおこなう側のベッドのサイドフレームと大腿部側のセンサ短辺との角度を 30 (deg)とし、設置した体圧・接近センサ

表 6-1 被験者情報

	被介護者 (n = 1)	介護初心者 (n = 8)	介護熟練者 (n = 6)
年齢 (歳)	24	22.6±1.6	31.7±3.2
身長 (cm)	163.0	170.4±6.2	171.3±6.0
体重 (kg)	50.0	58.8±5.4	62.0±6.0
業務年数 (年)	—	—	8.3±3.2

図 6-3 に移乗介護動作の流れを示す。(0) 被介護者はベッドに座位状態，介護者は被介護者と向かい合う状態を開始状態とした。(1) 介護者は被介護者の上半身を引き寄せお互いの体を密着させる。(2) ベッドから被介護者を起立させる。(3) 被介護者を車いすへ着座させる。移乗介護動作を被験者 1 人あたり 3 試行ずつおこない，センサ応答評価値 CoG_x, CoG_y および速度係数 α が初心者と熟練者の介護動作の差を反映しているか検討した。その後，介護初心者に対して，介護指導者から口頭指導を 1 度だけおこない，介護ベッドと車いす間の移乗介護動作を再度 3 試行おこなった。介護指導者からおこなった指導内容を図 6-4 に示す。介護指導は近藤健氏（群馬パース大学助教，理学療法士，業務年数 14 年，本研究における共同研究者）がおこなった。指導内容は“標準作業療法学，身体機能作業療法学 第 4 版 [28]”を参考に近藤健氏が作成した。センサ応答評価値 CoG_x, CoG_y および速度係数 α が初心者の指導前後の介護動作の差を反映しているか検討した。

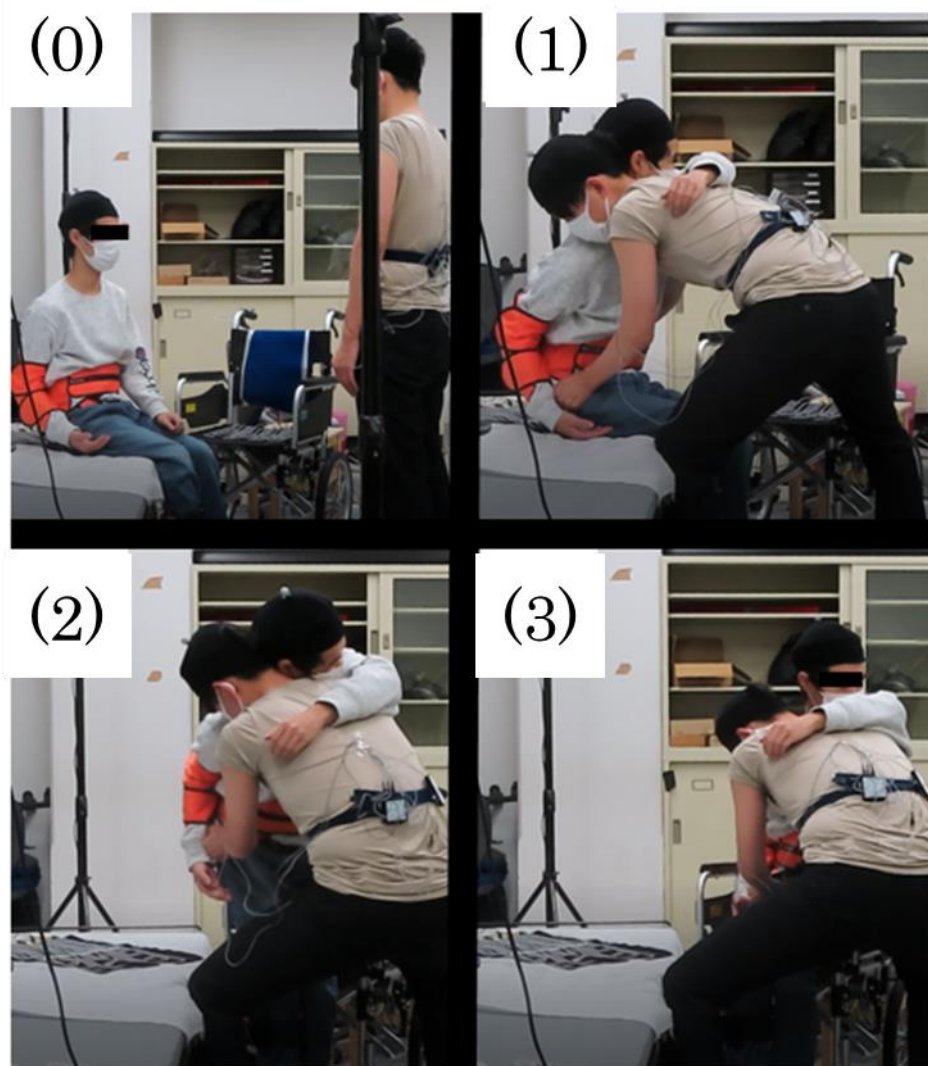


図 6-3 移乗介護動作の流れ

(0) 被介護者はベッドに座位状態，介護者は被介護者と向かい合う状態

(1) 介護者は被介護者の上半身を引き寄せお互いの体を密着

(2) ベッドから被介護者を起立

(3) 被介護者を車いすへ着座

介護指導者より1回の口頭指導

- ・力任せにしないでください。
- ・重心の移動を意識してください。
- ・完全に立ち上がるのではなく、半分立った状態で両ひざを支点に車いすに移動してください。
- ・着座時にゆっくり臀部をおろし、着座させてください。

図 6-4 指導内容

指導内容は“標準作業療法学，身体機能作業療法学 第4版^[28]”を参考に
近藤健氏（群馬パース大学助教，理学療法士，業務年数14年，本研究における
共同研究者）が作成

第 3 節 データの解析方法

第1項 センサ応答評価値 $\text{CoG}_x, \text{CoG}_y$

本研究では 20 チャンネルのセンサ応答を総合的に評価する指標として、第 5 章第 2 項と同様にセンサ応答評価値 $\text{CoG}_x, \text{CoG}_y$ を以下の式で定義した。

$$\text{CoG}_x = \frac{\sum_{i=1}^{20} c_i(t)x_i}{\sum_{i=1}^{20} c_i(t)} \quad (6-1)$$

$$\text{CoG}_y = \frac{\sum_{i=1}^{20} c_i(t)y_i}{\sum_{i=1}^{20} c_i(t)} \quad (6-2)$$

図 6-5 (a) に実験から得られたセンサ応答評価値 $\text{CoG}_x, \text{CoG}_y$ の結果の一例を示す。横軸は時間 (s)，縦軸はセンサ応答評価値 $\text{CoG}_x, \text{CoG}_y$ を示す。ベッドに被介護者が着座している間は $\text{CoG}_x, \text{CoG}_y$ が安定している。その後、被介護者がベッドから離れる離床動作が始まると CoG_y が急激に変動し、 CoG_y が最大値を示した後、 CoG_y が減少した。本研究では、離床時を定義するにあたり、センサ応答評価値 CoG_y 変化量に着目した。臀部がセンサから離れる直前の時間を把握するにあたり、図 6-5 (b) に示すとおり CoG_y の微分係数の最大値を離床時と定義した。センサ応答評価値は定義した離床時から CoG_x および CoG_y を算出した。

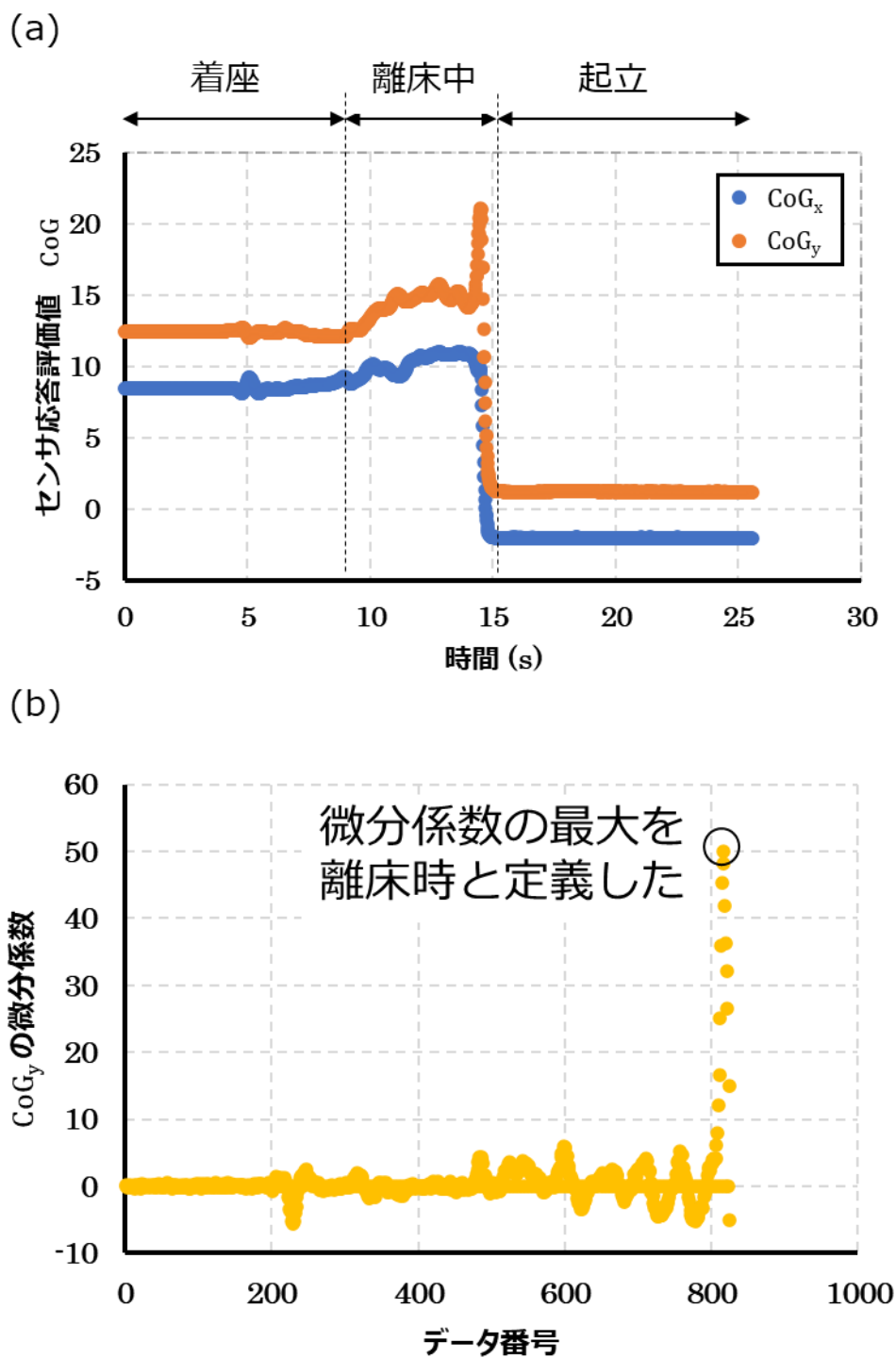


図 6-5 解析に使用した離床時の定義

(a) 実験から得られたセンサ応答評価値 CoG_x , CoG_y

(b) CoG_y の微分係数

第 2 項 離床動作における速度係数 α の算出

図 6-6 に着座動作における速度係数 α の算出方法を示す．第 5 章第 3 項と同様に，座面上 20 チャンネルのセンサ中央部 2 チャンネルのセンサ(No.13)，(No.8)を抽出し，その応答の平均値から速度係数 α を求めた．実験で得られたセンサ応答の例を橙枠図および青枠図で示す．横軸は時間 (s)，縦軸はカウント値を示す．2 つのセンサ応答の平均値は赤枠図で示した．フィッティング方法は実際の計測結果から速度を反映している箇所としてセンサ応答の立ち下がり部分に着目した．第 4 章第 3 項で示した (4-2) 式と同様に指定した関数とフィッティングを適応するデータの誤差が最小となるようなパラメータを推定した．なお，本実験で得られるセンサ応答は被介護者が離床する前はカウント値が安定し，被介護者がセンサから離れるとカウント値が指数的に減少し始める．その後，被介護者が離床を完了するとカウント値は安定した．そのため，フィッティングのモデル式は (6-3) 式のように定めた．

$$c(t) = e^{-\alpha(t-\beta)} + \gamma, \quad 1 \ll \gamma \quad (6-3)$$

上記の式において， $c(t)$ は時間 t におけるカウント値，指数関数の指数部の係数 α は離床時の速度を反映するパラメータ， β はセンサ応答が立ち下がるタイミングを表すパラメータ， γ は x 軸に平行な漸近線の値である．フィッティングに用いるデータは，2 チャンネルのセンサ応答の平均値からセンサ応答の微分係数が最小の時間を算出し，この結果からセンサ応答の減少率を最も反映するデータである 1 秒後までのデータを用いた．

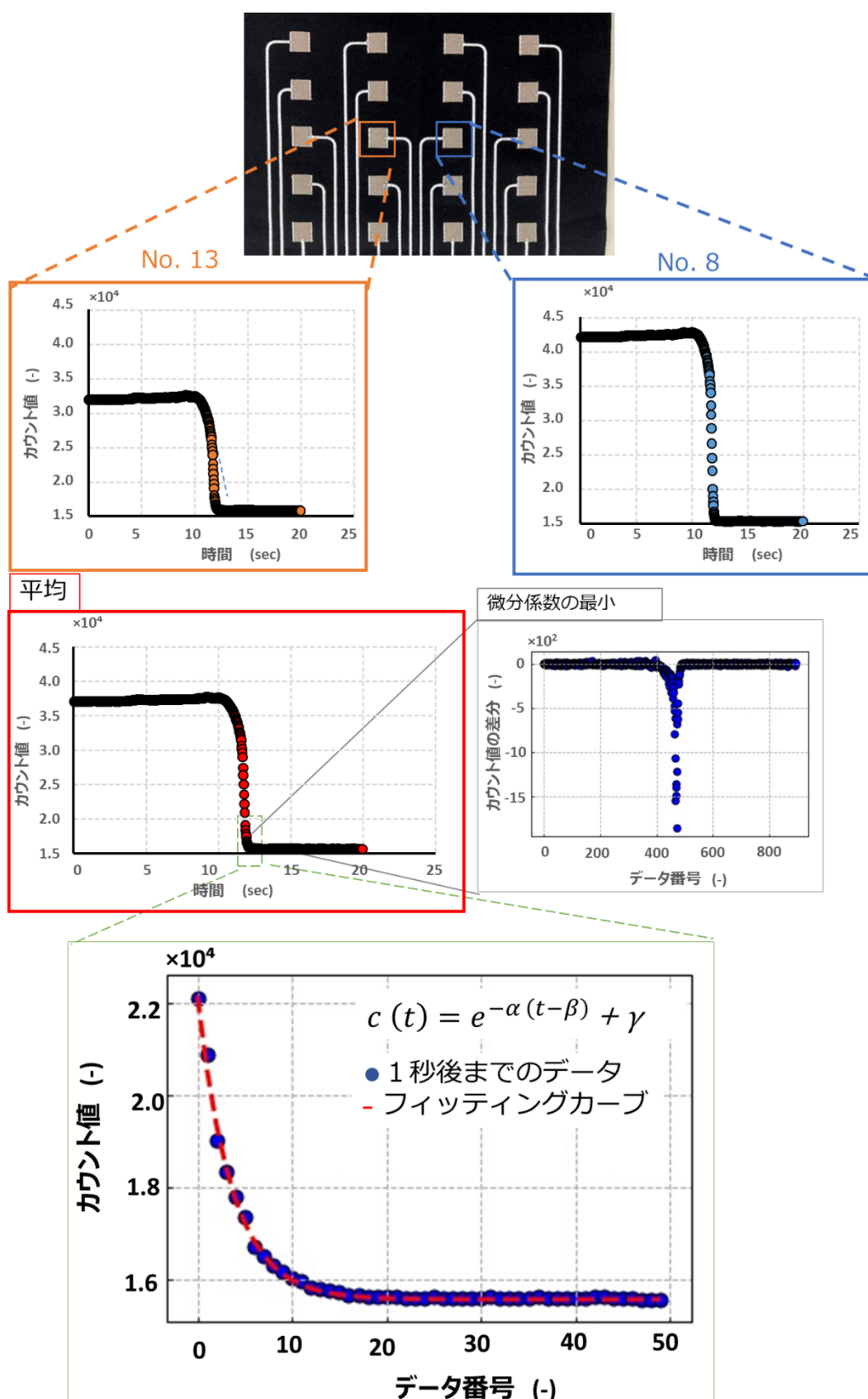
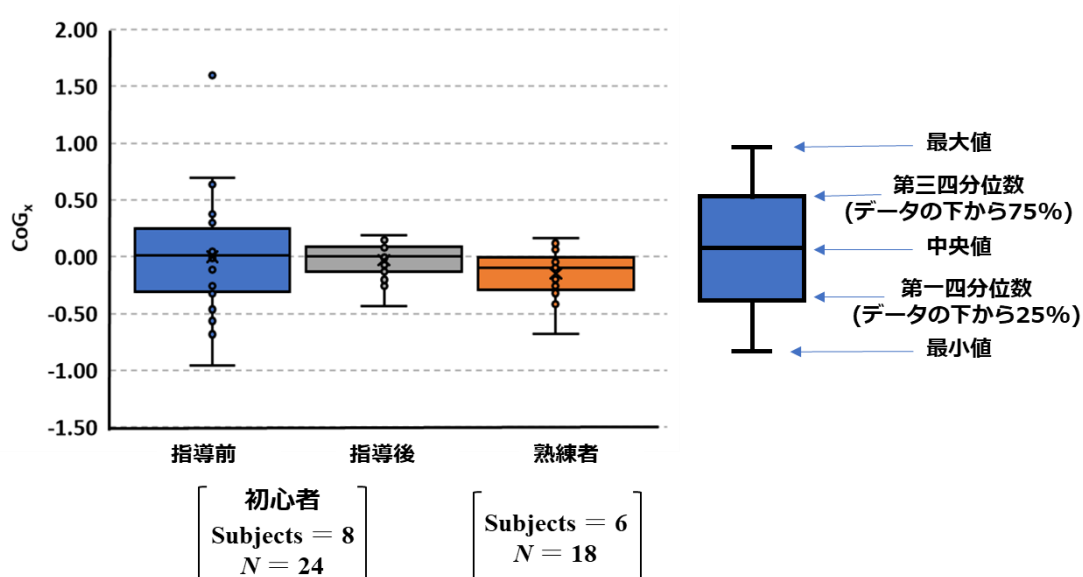


図 6-6 離床動作における速度係数 α の算出方法

第4節 結果および考察

第1項 初心者と熟練者の離床位置

図6-7に初心者と熟練者のセンサ応答評価値 CoG_x の箱ひげ図を示す。箱ひげ図の説明は、箱の中の横線は中央値、箱の下辺は第一四分位数、箱の上辺は第三四分位数、第一四分位数から第三四分位数までの範囲を四分位範囲、上下のひげは第三四分位数 $+1.5 \times$ 四分位範囲より小さい最大値および第一四分位数 $-1.5 \times$ 四分位範囲より大きい最小値を示す。ひげより上にあるプロットは外れ値を示す。横軸は被験者の分類、縦軸はセンサ応答評価値を示す。箱ひげ図の数値を表6-2に示す。指導前の初心者は最大値と最小値の差が1.654であったが、指導後は0.625に減少した。熟練者の差は0.844であった。指導前の初心者は、最大値よりも外側にデータが分布しており、指導後の初心者は、外れ値が無く被介護者の離床位置のばらつきが減少したことが示された。


図 6-7 指導前後初心者と熟練者のセンサ応答評価値 CoG_x の比較

初心者と熟練者のセンサ応答評価値 CoG_x 箱ひげ図

表 6-2 初心者と熟練者のセンサ応答評価値 CoG_x の箱ひげ図の数値

	指導前初心者 (N = 24)	指導後初心者 (N = 24)	介護熟練者 (N = 18)
最大値	0.692	0.187	0.159
第三四分位数	0.244	0.083	-0.010
中央値	0.011	0.001	-0.097
第一四分位数	-0.310	-0.131	-0.291
最小値	-0.962	-0.438	-0.685

図 6-8 に初心者と熟練者のセンサ応答評価値 CoG_y の箱ひげ図を示す。箱ひげ図の説明は、箱の中の横線は中央値、箱の下辺は第一四分位数、箱の上辺は第三四分位数、第一四分位数から第三四分位数までの範囲を四分位範囲、上下のひげは第三四分位数 $+1.5 \times$ 四分位範囲より小さい最大値および第一四分位数 $-1.5 \times$ 四分位範囲より大きい最小値を示す。ひげより下にあるプロットは外れ値を示す。横軸は被験者の分類、縦軸はセンサ応答評価値を示す。箱ひげ図の数値を表 6-3 に示す。指導前の初心者は、中央値から第三四分位数の差が 1.11 であったが、指導後の初心者は 1.69 に増加した。熟練者の中央値と第三四分位数の差は 2.21 であった。指導後の初心者および熟練者は、被介護者を座面座標系 y 軸の正方向である介護者側に離床させている可能性が示された。

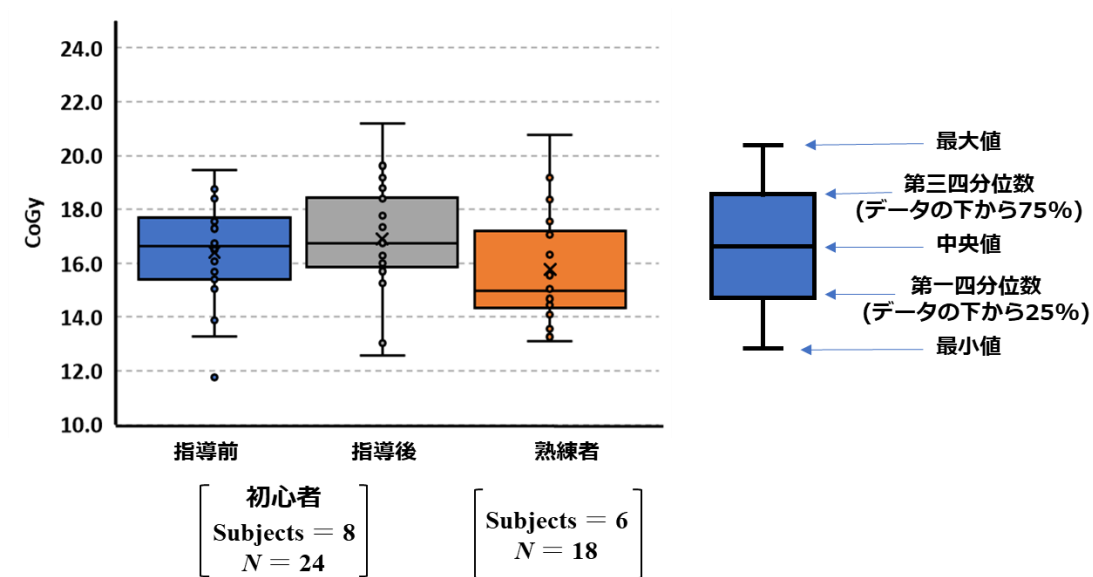


図 6-8 指導前後初心者と熟練者のセンサ応答評価値 CoG_y の比較

初心者と熟練者のセンサ応答評価値 CoG_y 箱ひげ図

表 6-3 初心者と熟練者のセンサ応答評価値 CoG_y の箱ひげ図の数値

	指導前初心者 ($N = 24$)	指導後初心者 ($N = 24$)	介護熟練者 ($N = 18$)
最大値	19.45	21.19	20.77
第三四分位数	17.70	18.44	17.18
中央値	16.61	16.75	14.97
第一四分位数	15.41	15.85	14.35
最小値	13.26	12.57	13.08

第2項 初心者と熟練者の離床速度

図 6-9 に初心者と熟練者の速度係数 α の箱ひげ図を示す。箱ひげ図の説明は、箱の中の横線は中央値、箱の下辺は第一四分位数、箱の上辺は第三四分位数、第一四分位数から第三四分位数までの範囲を四分位範囲、上下のひげは第三四分位数 $+1.5 \times$ 四分位範囲より小さい最大値および第一四分位数 $-1.5 \times$ 四分位範囲より大きい最小値を示す。横軸は被験者の分類、縦軸は速度係数を示す。箱ひげ図の数値を表 6-4 に示す。指導前の初心者の最大値と最小値の差は 0.201 であったが、指導後は 0.165 に減少した。熟練者の最大値と最小値の差は 0.163 であった。指導により、初心者の離床時の介護速度のばらつきが減少し、熟練者の値に近づいたことが示された。

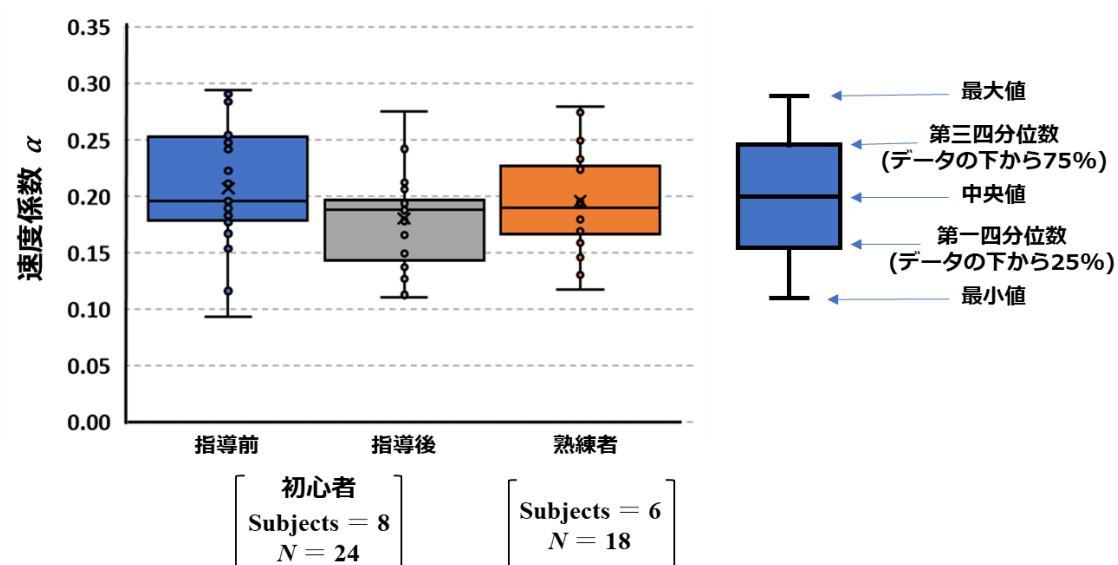


図 6-9 初心者と熟練者の速度係数 α 比較

初心者と熟練者の速度係数 α の箱ひげ図

表 6-4 初心者と熟練者の速度係数 α の箱ひげ図の数値

	指導前初心者 ($N = 24$)	指導後初心者 ($N = 24$)	介護熟練者 ($N = 18$)
最大値	0.294	0.275	0.280
第三四分位数	0.252	0.196	0.227
中央値	0.196	0.188	0.190
第一四分位数	0.178	0.143	0.166
最小値	0.093	0.110	0.117

第 5 節 まとめ

本センサを用いて移乗介護動作における離床動作のセンサ応答を計測した。 $\text{CoG}_x, \text{CoG}_y$ と α の値を初心者 8 名と熟練者 6 名で比較し、本センサが離床動作においても移乗介護動作を評価可能であるか検討した。介護ベッドと車いす間の移乗介護動作を被験者 1 人あたり 3 試行ずつおこない、センサ応答評価値 $\text{CoG}_x, \text{CoG}_y$ と速度係数 α が初心者と熟練者の介護動作の差を反映しているか検討した。また、介護熟練者の指導により、介護初心者の指導前後でセンサ応答評価値 $\text{CoG}_x, \text{CoG}_y$ と速度係数 α に変化がみられるかを検討した。

本研究の結果、離床位置の CoG_x において、指導後の初心者の最大値と最小値の差が指導前に比べて小さく、被介護者の離床位置のばらつきが減少したことが示された。 CoG_y では、初心者の中央値と第三四分位数の差が指導前は 1.11、指導後は 1.69 に増加した。また、速度係数 α は、指導後の初心者の最大値と最小値の差が指導前よりも小さくなったことが示された。

以上の結果から、介護ベッドと車いす間の離床動作において、指導前後の初心者と熟練者の移乗介護動作の差を、センサ応答評価値と速度係数により計測可能であることが示された。

第7章 結論

第1節 まとめ

第1章では、介護現場における身体的ストレス軽減が、介護者と被介護者双方の生活の質を維持するために必要であること、現行の技能評価方法が主観的であり、定量的な評価方法が求められていることを述べた。先行研究から、移乗介護技能の差が被介護者の座面圧力分布および着座速度に反映されることに着目されているが、移乗介護動作を計測するために大掛かりな三次元動作解析装置を用いており、在宅介護や狭いエリアにおいての利用は難しいことが問題であった。そのため、簡易的に移乗介護動作を評価するための着座位置および着座速度を同時に計測する刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサを用いた新たな移乗介護動作計測システムの可能性について考察した。

第2章では、刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサの構造、計測システム、および静電容量の計測原理について述べた。生体がセンサに接近または接触した際のカウント値に与える影響の予備実験をおこない、生体が近づくとセンサ応答値が高くなることを確認した。また、センサの耐洗濯性を評価し、洗濯後の寸法変化率が最大1.6%であり、耐洗濯性があることを示した。センサ応答性は、各センサの標準偏差がカウント値の平均に対して最大で0.6%であり、センサ応答のばらつきが小さく、少なくとも5回の洗濯がセンサ応答に与える影響は少ないと考えられた。

第3章では、本センサの距離応答特性および圧力応答特性を計測した。実験の結果、センサと生体間の距離の変化において、ステンレスブロックの接近に伴い、カウント値の上昇を確認した。圧力の変化では、少なくとも日本の成人男性の平均体重であれば計測可能であることが明らかとなった。セン

サを車いすに設置した着座実験では、着座位置を左、中央、右に着座させることでセンサによる計測が可能であることを検証した。複数チャンネルのセンサ応答を総合的に評価する指標として、センサ応答評価値 CoG を定義した。検証の結果、 CoG_x の中央値は、左が -1.119 、中央が -0.1712 、右が 0.958 であった。各条件間においてもセンサ応答評価値に有意差が認められた。本センサを用いて移乗介護動作における位置情報を計測できることを明らかにした。

第 4 章では、本センサの速度応答性を計測した。着座速度を評価するパラメータとして、速度係数 α を定義した。速度係数 α が移乗介護動作の速度応答に有効かを示すため、ステンレス板の下降速度を変化させセンサに接近させる実験から、本センサの速度の計測範囲は $40 \sim 110 \text{ (mm/s)}$ であることを示した。被介護者のいすへの着座試験から、本センサの着座速度の計測可能な範囲が $40 \sim 120 \text{ (mm/s)}$ であることを明らかにした。以上のことから、本センサが被介護者の着座動作の速度解析に使用できる性能を有していることが示された。

第 5 章では、着座動作のセンサ応答を計測し、 CoG_x , CoG_y と α の値を初心者 8 名と熟練者 6 名にて比較した。本センサが移乗介護動作を計測可能か検討した。箱ひげ図より、 CoG_x では初心者は熟練者よりも外れ値が多く、ひげの上端よりも外側にデータが分布した。 CoG_y の中央値が初心者 9.79 、熟練者 8.65 であることから、熟練者は初心者に比べて被介護者を奥に座らせていることが示された。速度係数 α は、初心者が 0.338 、熟練者が 0.261 であることから、熟練者は初心者よりも被介護者を遅い速度で着座させていることが明らかになった。第 3 章および第 4 章で定義したセンサ応答評価値 CoG および速度係数 α を用いることで、着座動作における移乗介護動作を計測することが可能となり、初心者と熟練者の介護動作の差異が示された。

第 6 章では、離床動作のセンサ応答を計測し、 CoG_x , CoG_y と α を初心者 8 名と熟練者 6 名で比較した。さらに、介護初心者の指導前後でセンサ応答評価値 CoG_x , CoG_y と速度係数 α に変化があるか検討した。本研究の結果、 CoG_x では、指導後の初心者は離床位置のばらつきが小さくなったことが明らかになった。 CoG_y では、初心者の中央値と第三四分位数の差が指導前に 1.11, 指導後には 1.69 に増加した。指導により初心者が熟練者に近い介護動作をおこなっている可能性を示した。速度係数 α では、指導後の初心者は離床時の介護速度のばらつきが指導前よりも減少した。センサ応答評価値および速度係数を用いて、離床動作における指導前後の初心者と熟練者の介護動作の差が計測可能であることが示された。

以上より、センサ応答評価値 CoG および速度係数 α を用いた刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサによる移乗介護動作計測システムは、介護ベッドと車いす間の着座および離床時の介護動作計測に有効であることが示された。

第 2 節 今後の展望と課題

本研究では、介護動作計測システムの開発を目的として、片麻痺患者を想定した 1 名の被介護者に対する移乗介護を実施した。今後の研究の方向性として以下 2 点を考える。1 点目は介護現場での検証である。導電性繊維を用いた体圧・接近センサの開発や動作評価の検証をおこなった結果をもとに、被介護者の年齢、性別、体型など異なる状況におけるシステムの有用性について検証が必要である。2 点目は他の介護動作における本システムの有効性である。本システムは介護ベッドと車いす間の移乗時の離床や着座動作の位置や速度を計測できることを示している。第 1 章でも記したとおり、介護者は、被介護者の起立、移乗、体位変換などの労働集約的な支援活動を頻繁に実施する必要がある。移乗介護動作に着目すると、ベッド以外からの車いすへの移乗もおこなわれるため、本システムが他の移乗介護動作にも有効であるか検証が必要である。

謝辞

本研究を進めるにあたり，多大な助言および熱心なご指導をしてくださった研究指導員である小田垣雅人准教授に感謝いたします．また，本論文をご精読していただき，学位論文予備審査において主査を務めていただきました前橋工科大学の松本浩樹教授，副査を務めていただきました群馬大学の篠崎博光教授，前橋工科大学の王 鋒教授，土倉 泰教授に御礼申し上げます．そして，移乗介護実験の指導をしてくださった群馬大学の李 範爽教授および群馬パース大学の近藤健助教，実験方法の検討に幅広くご助力いただきました群馬県立産業技術センターの近藤康人氏，川原潤也氏，刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサの作製にご尽力いただきました有限会社川島エンブの川島英治氏，藤田欽一氏，最後に実験の際に被験者を引き受けてくださった多くの皆様に感謝いたします．

参考文献

- [1] S. P. Anderson and J. Oakman, “Allied Health Professionals and Work-Related Musculoskeletal Disorders : A Systematic Review” , Saf. Health Work, vol. 7, no. 4, pp. 259–267, Dec. 2016.
- [2] J. Vinstrup, M. D. Jakobsen, P. Madeleine, and L. L. Andersen, “Physical Exposure during Patient Transfer and Risk of Back Injury & Low-back Pain: Prospective Cohort Study” , BMC Musculoskelet. Disord., vol. 21, no.1, p.715, Oct. 2020.
- [3] R. L. Kirby, N. J. Miffen, D. L. Thibault, C. Smith, K. L. Best, K. J. Thompson, and D. A. Macleod, “The Manual Wheelchair-handling Skills of Caregivers and the Effect of Training” , Arch. Phys. Med. Rehabil., vol. 85, no. 12, pp. 2011–2019, Dec. 2004.
- [4] L. Keeler, R. L. Kirby, K. Parker, K. D. McLean, and J. A. Hayden, “Effectiveness of the Wheelchair Skills Training Program : A Systematic Review and Meta-analysis” , Disabil. Rehabil. Assist. Technol., vol. 14, no. 4, pp. 391–409, May 2019.
- [5] S. Hellmers, A. Brinkmann, C. F. Böhlen, S. Lau, R. Diekmann, and A. Hein, “Posture and Mechanical Load Assessment During Patient Transfers” , SN Computer Science, vol. 3, no. 5, p. 375, Jul. 2022.
- [6] S. Hellmers, A. Brinkmann, C. Böhlen, S. Lau, R. Diekmann, and A. Hein, “Assessing Postures and Mechanical Loads during Patient Transfers” , in Proceedings of the 14th International Joint Conference

- on Biomedical Engineering Systems and Technologies , Online Streaming, 2021.
- [7] T. Kikuchi, O. Shimazu, Y. Yamamoto, M. Nakano, S. Ichiyama, S. Kawai, A. Orii, and S. Tanabe, “Motion Analysis of Transfer Operation from Bed to Wheelchair for Care-giver and -receiver with Wearable Motion Capture” , in 2021 IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII), pp. 477–481, Jan. 2021.
 - [8] H. Nakagawa, K. Mori, K. Takahashi, K. Yamashiro, Y. Ogura, and A. Goto, “The Motion Analysis of Transferring from Bed to Wheelchair Conducted in the Nursing Field with Focusing on the Body Pressure Distribution” , in Digital Human Modeling. Applications in Health, Safety, Ergonomics, and Risk Management : Ergonomics and Design, pp. 141–159, 2017.
 - [9] S. Ohashi, A. Shiogo, K. Kaito, and A. Shionoya, “Measurement of Sitting Pressure Distribution with Gradient Changes for Wheelchair Users” , Information Engineering Express, vol. 3, no. 2, pp. 69–77, Jun. 2017.
 - [10] F. Buisseret, L. Catinus, R. Grenard, L. Jojczyk, D. Fievez, V. Barvaux, and F. Dierick, “Timed Up and Go and Six-Minute Walking Tests with Wearable Inertial Sensor: One Step Further for the Prediction of the Risk of Fall in Elderly Nursing Home People” , Sensors, vol. 20, no. 11, Jun. 2020.
 - [11] P. S. Requejo, J. Furumasu, and S. J. Mulroy, “Evidence-Based Strategies for Preserving Mobility for Elderly and Aging Manual

- Wheelchair Users”, *Top. Geriatr. Rehabil.*, vol.31, no.1, pp.26–41, Jan-Mar 2015.
- [12] J. B. Redford, “Seating and Wheeled Mobility in the Disabled Elderly Population”, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol.74, no.8, pp. 877–885, Aug. 1993.
- [13] J. Presperin Pedersen, C. Smith, M. Dahlin, M. Henry, J. Jones, K. McKenzie, M. Sevigny, and L. Yingling, “Wheelchair Backs that Support the Spinal Curves : Assessing Postural and Functional Changes”, *J. Spinal Cord Med.*, vol.45, no.2, pp.194–203, Mar. 2022.
- [14] K. Iwakiri, M. Sotoyama, and M. Takahashi, “Evaluation of Lifting and Lowering Velocities while using a Patient Lift for Transfer during Nursing Care”, *Int. J. Ind. Ergon.*, vol.86, p.103194, Nov. 2021.
- [15] “ISO 10535:2006”, ISO, 2021.
- [16] H. Nakagawa, M. Tukamoto, K. Yamashiro, and A. Goto, “Motion Analysis of Simulated Patients During Bed-to-Wheelchair Transfer by Nursing Students and Skill Acquisition Based on the Analysis”, in *Digital Human Modeling . Applications in Health , Safety , Ergonomics , and Risk Management , Springer International Publishing*, pp193-204, 2018.
- [17] X. Ye, M. Tian, M. Li, H. Wang, and Y. Shi, “All-Fabric-Based Flexible Capacitive Sensors with Pressure Detection and Non-Contact Instruction Capability”, *Coat. World*, vol.12, no.3, p.302, Feb.

- 2022.
- [18] R. Wijesiriwardana , K. Mitcham , W. Hurley , and T. Dias ,
“Capacitive fiber-meshed transducers for touch and proximity-sensing applications” , IEEE Sens. J., vol.5, no.5, pp. 989–994, Oct. 2005.
 - [19] Y. Enokibori, A. Suzuki, H. Mizuno, Y. Shimakami, and K. Mase, “E-textile pressure sensor based on conductive fiber and its structure” , in Proceedings of the 2013 ACM conference on Pervasive and ubiquitous computing adjunct publication , in UbiComp ’13 Adjunct . New York , NY , USA : Association for Computing Machinery, pp. 207–210, Sep. 2013.
 - [20] T. Holleczeck , A. Rüegg , H. Harms , and G. Tröster , “Textile Pressure Sensors for Sports Applications” , in SENSORS, 2010 IEEE, IEEE, pp. 732–737, Nov. 2010.
 - [21] Y. Tsuda, M. Odagaki, and Y. Kondo, “Development of a Sensor with a Conductive Textile for Detecting Decubitus Ulcers” , IEEJ TRANSACTIONS ON ELECTRICAL AND ELECTRONIC ENGINEERING IEEJ Trans, 2020.
 - [22] “家庭洗濯機法（JIS L 1930） - 一般財団法人ボーケン品質評価機構”, 一般財団法人ボーケン品質評価機構 -, Sep. 07 , 2017 .
https://www.boken.or.jp/find_tests/textile_general_performance/dimensional_change/1134/.
 - [23] “パルセーター形家庭用電気洗濯機寸法変化率 (JIS L 1096 G法)”, 一般財団法人カケンテストセンター .
<https://www.kaken.or.jp/test/search/detail/162>.

- [24] “QTEC 基準”，品質試験・検査なら QTEC，Mar. 22，2023．
<https://www.qtec.or.jp/order/standard/>.
- [25] Renesas Electronics, “RX113 Group CTSU 静電容量タッチ検出の基礎 R30AN0218JJ0100 Rev. 1.00”，2014.
- [26] 厚生労働省：「令和元年国民健康・栄養調査報告」
- [27] “scipy.optimize.curve_fit — SciPy v1. 11.3 Manual” .
https://docs.scipy.org/doc/scipy/reference/generated/scipy.optimize.curve_fit.html.
- [28] 山口昇，玉垣努，李範爽，“標準作業療法学，身体機能作業療法学 第4版”，対象者とセラピストのためのボディメカニクス，pp. 63–69，医学書院，2021.
- [29] 名取真人，“マン・ホイットニーの U 検定と不等分散時における代表値の検定法”，霊長類研究，vol.30，no.1，pp.173–185，2014.

研究業績

学術論文 (査読付)

- [1] 黒崎 紘史, 白畑 紘夢, 原 潤也, 近藤 健, 李 範爽, 小田垣 雅人, “導電性繊維を用いた体圧・接近刺繍センサによる車椅子への移乗時における体圧応答の評価”, 電気学会論文誌 C, vol. 142, no. 5, pp. 530–535, 2022.
- [2] Hirofumi Kurosaki, Hiromu Shirahata, Junya Kawahara, Yasuhito Kondo, Ken Kondo, Bumsuk Lee, and Masato Odagaki, “Development of capacitive seating analysis sensor using conductive textile for the evaluation of seating motion”, IEEJ Transactions on Electronics, Information and Systems, vol. 143, no. 5, pp. 532–538, 2023, doi: 10.1002/ecj.12412.
- [3] Hirofumi Kurosaki, Hiromu Shirahata, Junya Kawahara, Yasuhito Kondo, Ken Kondo, Bumsuk Lee, and Masato Odagaki, “Development of an Evaluation System for Transfer Care Skills Using Embroidered Body Pressure and Proximity Sensor”, IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine, vol. 11, pp. 460–468, 2023, doi: 10.1109/JTEHM.2023.3294062.

MSIC

- [1] 近藤 健, 黒崎 紘史, 白畑 紘夢, 小田垣 雅人, Lu Zhang, 李 範爽, 村田和香, “熟練者と初心者のベッド 車椅子間の移乗介助動作の違い”, 日本作業療法研究学会雑誌, vol. 25, no. 1, pp. 57–58, Dec. 2022.

学術発表

- [1] 白畑 紘夢, 小田垣 雅人, 近藤 健, 黒崎 紘史, 川原 潤也, 近藤 康人, “導電性繊維を用いた圧力センサによる介護熟練度評価システムの開発”, 2020 年度学生研究発表会, 2020 年 12 月.
- [2] 白畑 紘夢, 小田垣 雅人, 近藤 健, 黒崎 紘史, 川原 潤也, 近藤 康人, “移乗介助技術評価のための導電性繊維を用いた距離-圧力センサの開発”, 第 11 回電気学会東京支部栃木・群馬支所合同研究発表会, 2021 年 3 月.
- [3] 黒崎 紘史, 白畑 紘夢, 川原 潤也, 近藤 康人, 中村 哲也, 小田垣 雅人, “導電性繊維を用いた圧力・距離センサによる車椅子移乗動作時の座圧分布の評価”, 2021 年電気学会電子・情報・システム部門大会, 2021 年 9 月.
- [4] 黒崎 紘史, 白畑 紘夢, 川原 潤也, 近藤 康人, 中村 哲也, 近藤 健, 李 範爽, 小田垣 雅人, “刺しゅう式自己容量型体圧・接近センサを用いた移乗介護技能評価”, 日本生体医工学会関東支部 若手研究者発表会 2022, 2022 年 12 月.
- [5] 黒崎 紘史, 白畑 紘夢, 川原 潤也, 中村 哲也, 近藤 健, 李 範爽, 小田垣 雅人, “導電性繊維による自己静電型体圧・近接刺繍センサを用いた介護技能評価システムの開発”, 第 62 回日本生体医工学会大会, 2023 年 5 月.
- [6] 榊 幾也, 黒崎 紘史, 川原 潤也, 近藤 康人, 近藤 健, 李 範爽, 小田垣 雅人, “導電性刺しゅう式体圧・接近センサによるベッド-車椅子移乗動作の解析”, 計測自動制御学会 ライフエンジニアリング部門シンポジウム 2023 第 38 回生体・生理工学シンポジウム, 2023 年 9 月.

知的財産権

[1]特許 7384336 号：圧力・近接センサおよび圧力・近接センサシートおよび着座位置検出システム

発明者：川島 英治，藤田 欽一，黒崎 紘史，川原 潤也，近藤 康人，小田垣 雅人

[2]特願 2023-147255：圧力・近接センサおよび圧力・近接センサシートおよび着座位置検出システム（分割出願）

発明者：川島 英治，藤田 欽一，黒崎 紘史，川原 潤也，近藤 康人，小田垣 雅人

付録

第3章の各被験者のセンサ応答評価値 CoG_x

図 7-1 に車いす着座実験における各被験者のセンサ応答評価値 CoG_x を示す。横軸は被験者，縦軸はセンサ応答評価値 CoG_x ，エラーバーは標準偏差 (Standard Deviation : S.D.)，各色は着座位置を示している。

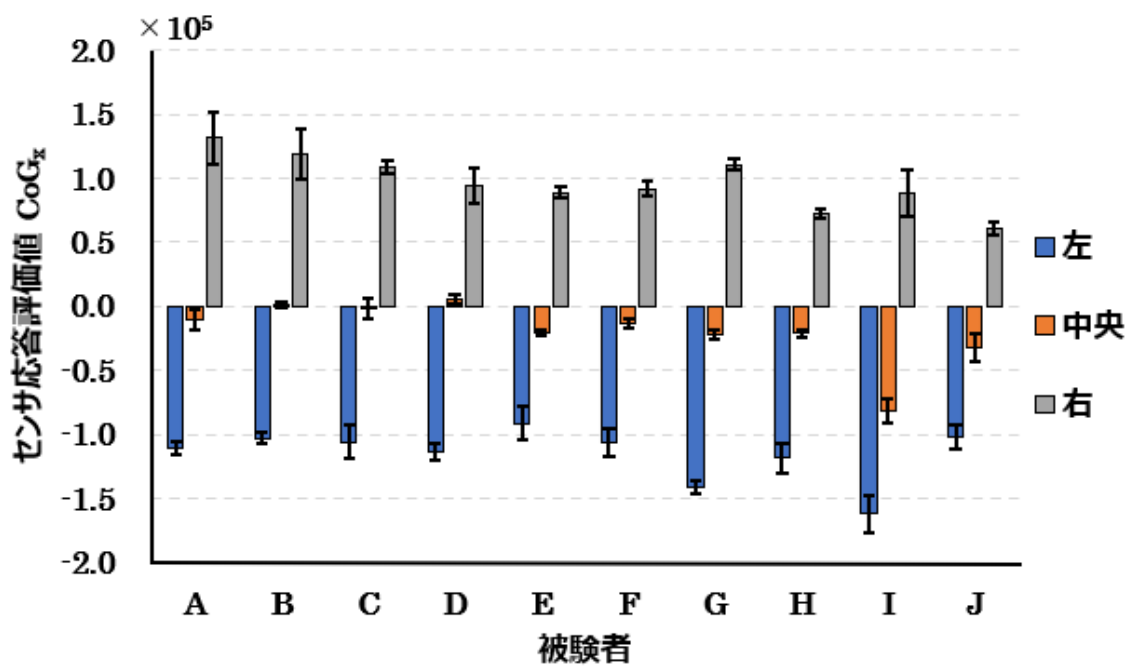


図 7-1 車いす着座実験における被験者ごとのセンサ応答評価値 CoG_x

第4章の各接近速度におけるフィッティングの二乗平均平方根誤差

図 7-2 にステンレスブロックの各接近速度におけるフィッティングの二乗平均平方根誤差を示す。横軸はステンレスブロックを接近させた速度 (mm/s), 縦軸は二乗平均平方根誤差, エラーバーは標準偏差 (Standard Deviation : S.D.) を示す。

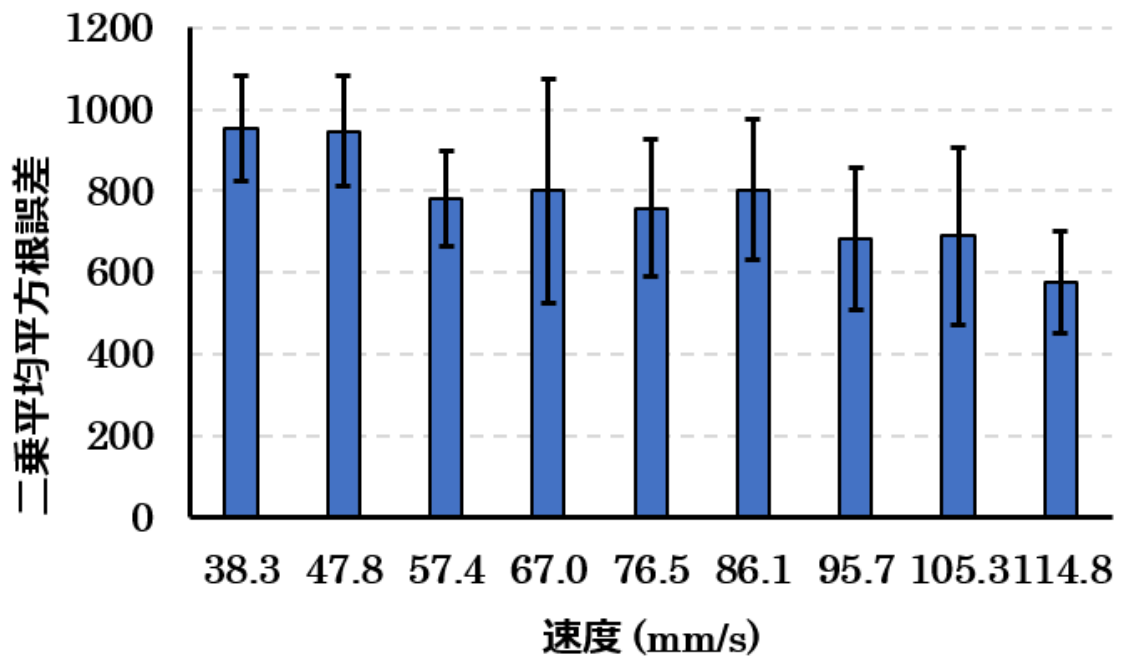


図 7-2 一軸試験におけるフィッティングの二乗平均平方根誤差

第4章の各被験者の着座速度 v

図 7-3 に車いす着座実験における各被験者の着座速度 v を示す。横軸は被験者，縦軸は着座速度 v (mm/s)，エラーバーは標準偏差 (Standard Deviation : S.D.)，各色は被験者に提示した指標の速度 (mm/s)を示す。

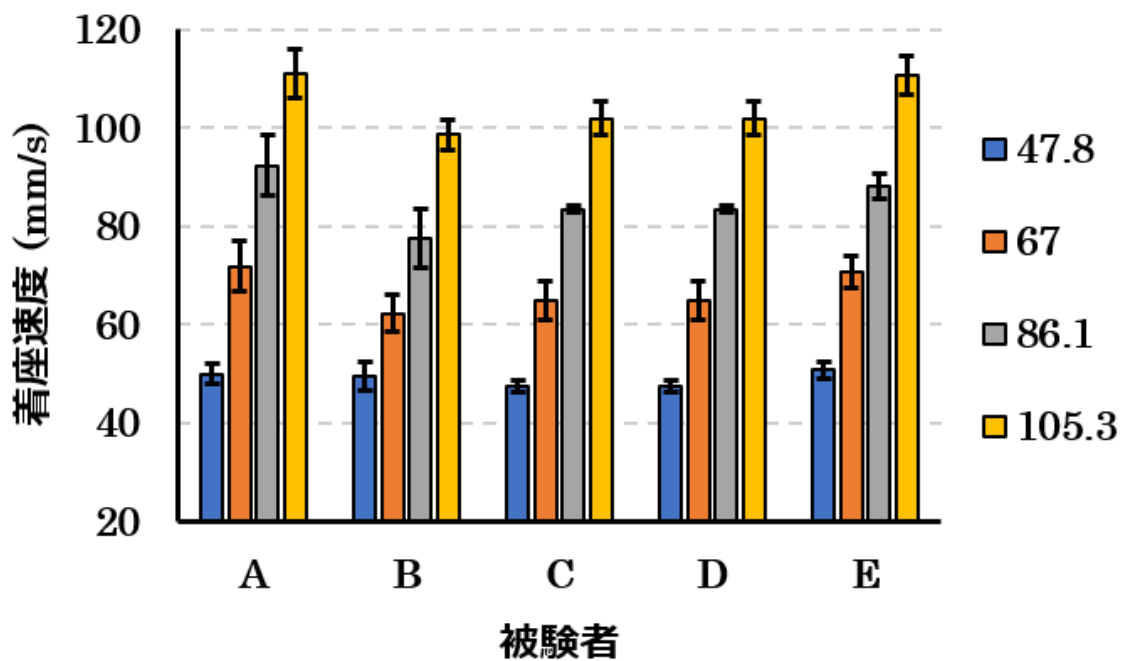


図 7-3 車いす着座実験における被験者ごとの着座速度 v

第4章の各被験者の速度係数 α

図 7-4 に車いす着座実験における各被験者の速度係数 α を示す。横軸は被験者、縦軸は速度係数 α 、エラーバーは標準偏差 (Standard Deviation : S.D.), 各色は被験者に提示した指標の速度 (mm/s)を示す。

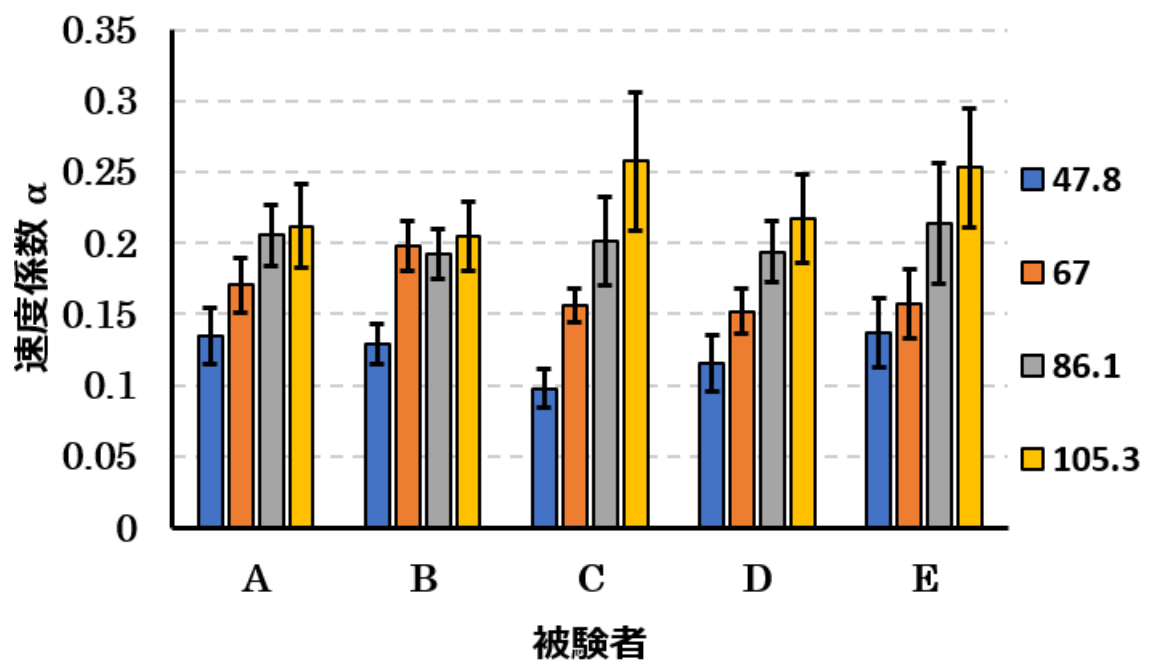


図 7-4 車いす着座実験における被験者ごとの速度係数 α

第4章の各被験者におけるフィッティングの二乗平均平方根誤差

図 7-5 に車いす着座実験における各被験者の速度係数 α の二乗平均平方根誤差を示す。横軸は被験者、縦軸は二乗平均平方根誤差、エラーバーは標準偏差 (Standard Deviation : S.D.)、各色は被験者に提示した指標の速度 (mm/s)を示す。

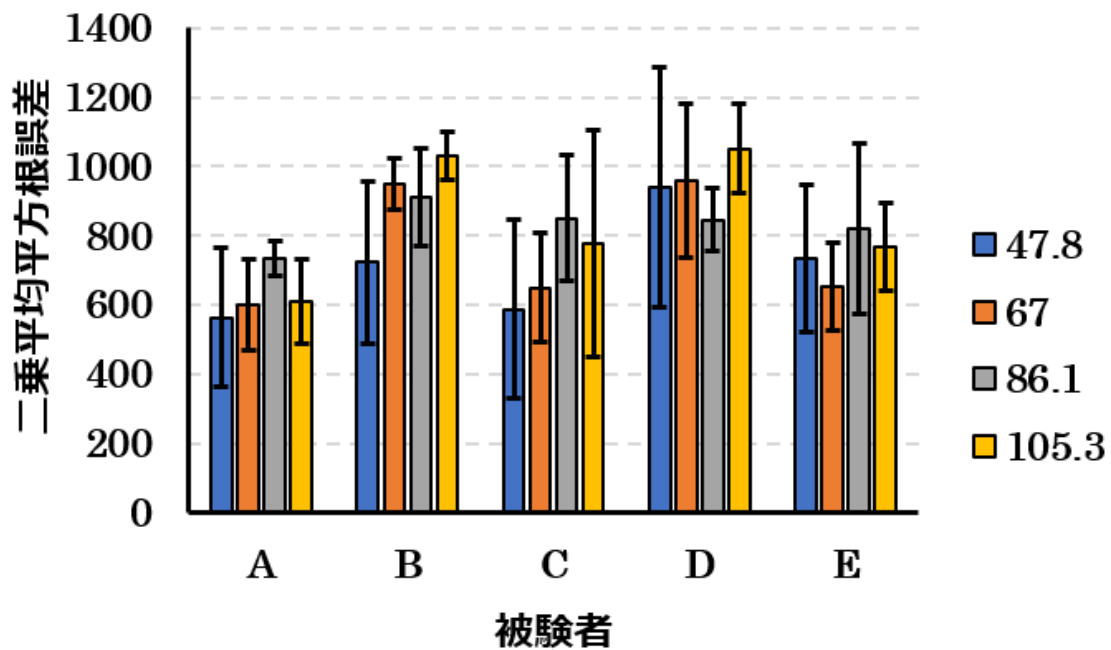


図 7-5 車いす着座実験における被験者ごとの二乗平均平方根誤差

第5章の各被験者のセンサ応答評価値 CoG_x , CoG_y

図7-6に移乗介護実験における被験者ごとのセンサ応答評価値 CoG_x ，図7-7に被験者ごとのセンサ応答評価値 CoG_y を示す．横軸は被験者，縦軸はセンサ応答評価値 CoG_x , CoG_y ，エラーバーは標準偏差 (Standard Deviation : S.D.)を示す．被験者 A~H は介護初心者，I~N は介護熟練者である．

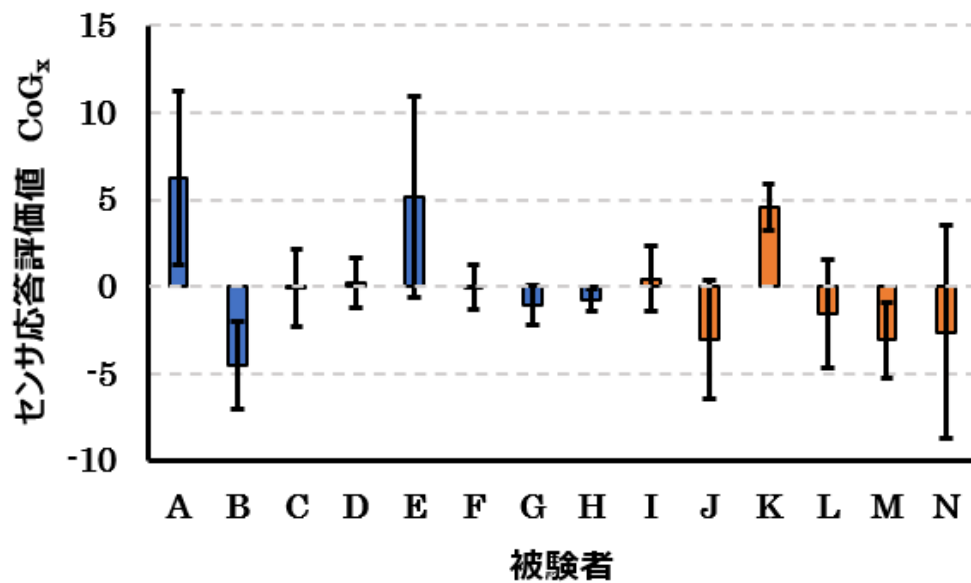


図7-6 移乗介護実験における被験者ごとの応答評価値 CoG_x

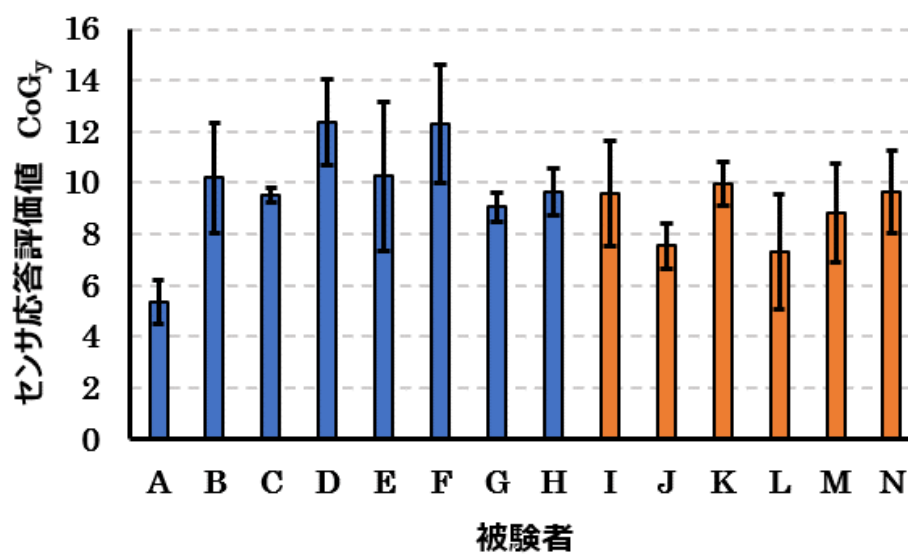


図7-7 移乗介護実験における被験者ごとの応答評価値 CoG_y

第5章の各被験者の着座速度 v

図 7-8 に移乗介護実験における被験者ごとの着座速度 v を示す。横軸は被験者，縦軸は着座速度 v (mm/s)，エラーバーは標準偏差 (Standard Deviation : S.D.) を示す。被験者 A~H は介護初心者，I~N は介護熟練者である。

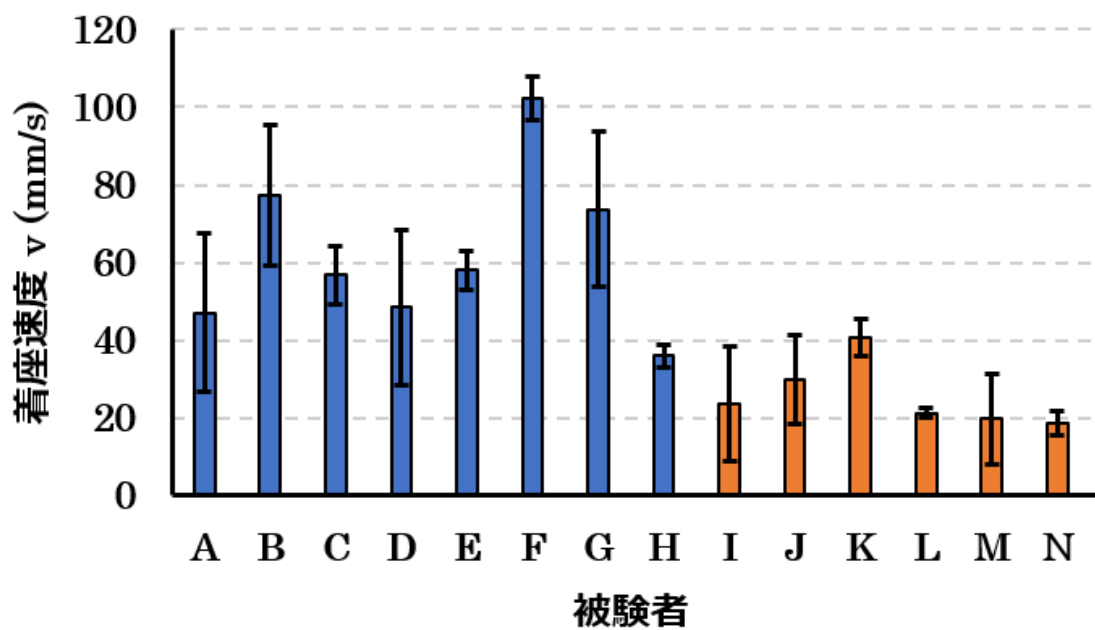


図 7-8 移乗介護実験における被験者ごとの着座速度 v

第5章の各被験者の速度係数 α

図 7-9 に移乗介護実験における被験者ごとの速度係数 α を示す。横軸は被験者、縦軸は速度係数 α 、エラーバーは標準偏差 (Standard Deviation : S.D.) を示す。被験者 A~H は介護初心者、I~N は介護熟練者である。

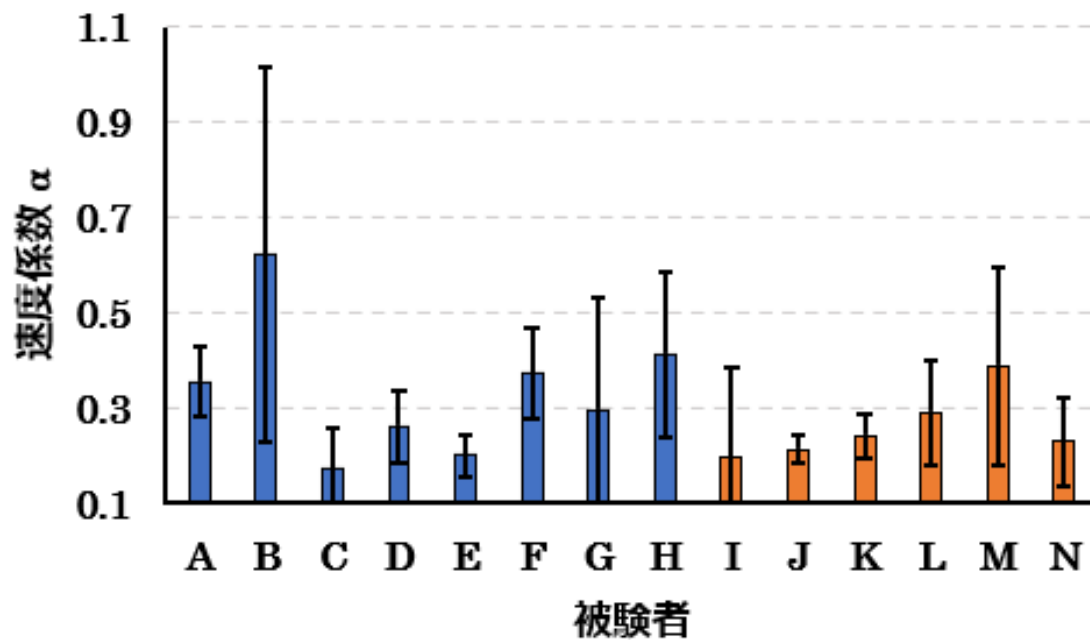


図 7-9 移乗介護実験における被験者ごとの速度係数 α

第5章の各被験者におけるフィッティングの二乗平均平方根誤差

図 7-10 に車いす着座実験における各被験者の速度係数 α の二乗平均平方根誤差を示す。横軸は被験者、縦軸は二乗平均平方根誤差、エラーバーは標準偏差 (Standard Deviation : S.D.) を示す。被験者 A~H は介護初心者、I~N は介護熟練者である。

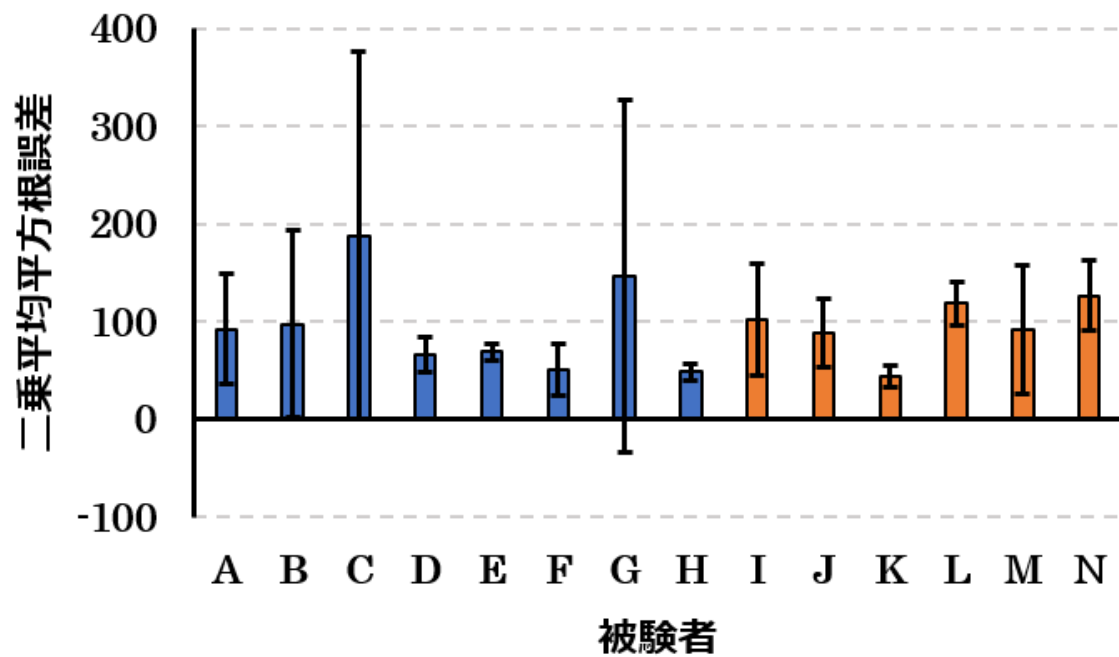


図 7-10 移乗介護実験における被験者ごとの二乗平均平方根誤差