



# HOKKAIDO UNIVERSITY

|                     |                                                                                                 |
|---------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Title               | 足圧中心と体重心の同時フィードバックが静的姿勢制御に与える適応効果                                                               |
| Author(s)           | 武田, 賢太                                                                                          |
| Degree Grantor      | 北海道大学                                                                                           |
| Degree Name         | 博士(保健科学)                                                                                        |
| Dissertation Number | 甲第13194号                                                                                        |
| Issue Date          | 2018-03-22                                                                                      |
| DOI                 | <a href="https://doi.org/10.14943/doctoral.k13194">https://doi.org/10.14943/doctoral.k13194</a> |
| Doc URL             | <a href="https://hdl.handle.net/2115/70163">https://hdl.handle.net/2115/70163</a>               |
| Type                | doctoral thesis                                                                                 |
| File Information    | Kenta_Takeda.pdf                                                                                |



# 学 位 論 文

足圧中心と体重心の同時フィードバックが  
静的姿勢制御に与える適応効果

武 田 賢 太

北海道大学大学院保健科学院

保健科学専攻 総合健康科学科目群

2017 年度

# 目次

|                                   |          |
|-----------------------------------|----------|
| 要約                                | p1 ~ 2   |
| 本論文で用いた略語                         | p3       |
| 本論文で用いた用語                         | p4       |
| 本文                                | p5 ~ 45  |
| 1. 緒言                             | p5 ~ 16  |
| 1-1. 姿勢安定性                        | p5 ~ 10  |
| 1-1-1. 姿勢安定性の概念                   | p5 ~ 8   |
| 1-1-2. 姿勢安定性の加齢による変化と転倒           | p9       |
| 1-1-3. 姿勢安定性の評価                   | p9 ~ 10  |
| 1-2. 適応                           | p11      |
| 1-3. 感覚フィードバック                    | p12 ~ 15 |
| 1-3-1. 感覚フィードバックの概念               | p12      |
| 1-3-2. 姿勢バランスに対する感覚フィードバックトレーニング  | p12 ~ 13 |
| 1-3-3. 静的バランスに対する感覚フィードバックの新たな可能性 | p14 ~ 15 |
| 1-4. 目的と仮説                        | p16      |
| 2. 対象                             | p17 ~ 27 |
| 2-1. 対象者                          | p17      |
| 2-2. 実験機器                         | p18 ~ 21 |
| 2-3. 実験手順                         | p22 ~ 25 |
| 2-4. データ解析                        | p26 ~ 27 |
| 2-5. 統計解析                         | p27      |
| 3. 結果                             | p28 ~ 36 |
| 3-1. 人口統計学的データ                    | p28      |
| 3-2. 前後方向の姿勢安定性                   | p28 ~ 32 |

|                                    |                 |
|------------------------------------|-----------------|
| 3-3. COP-COM の相対的位置関係              | p32 ~ 33        |
| 3-4. COP-COM の相対的位置関係と姿勢安定性の関係     | p34             |
| 3-5. 左右方向の姿勢安定性                    | p35 ~ 36        |
| 4. 考察                              | p37 ~ 40        |
| 4-1. COP・COG 同時フィードバックが姿勢安定性に与える影響 | p37 ~ 38        |
| 4-2. COP 単体フィードバックの限界点             | p38 ~ 40        |
| 4-3. 研究限界と展望                       | p40             |
| 5. 結論                              | p41             |
| 6. 謝辞                              | p41             |
| 7. 文献                              | p42 ~ 45        |
| 業績リスト                              | <u>p46 ~ 53</u> |

## 要約

### 【緒言】

姿勢バランスの改善を目的とする練習方法として足圧中心 (COP) フィードバックを用いた練習がリハビリテーションの現場で広く行われている。しかしながら、静的立位時の COP や身体質量中心 (COM) の支持面への垂直投影点である体重心 (COG) の単体視覚フィードバックによるトレーニング効果は未だ議論の余地がある。一方で、高齢者の片脚立位時の姿勢不安定性を検証した研究や静的立位制御が卓越しているバレエダンサーの片脚立位制御を検証した先行研究などから、静的姿勢バランスに COP と COM の相対的な位置関係 (COP-COM) が関連していることが報告されている。よって本研究では、静的立位において COP 単体のフィードバックトレーニングと比較して COP と COG の同時フィードバックの方がより高い適応効果を示すかどうか検証することを目的とした。

### 【方法】

被験者は、健常若年者 34 名であり、トレーニング課題時に COP と COG の同時フィードバックを用いた 12 名 (COP+COG 群) と COP の単体フィードバックを用いた 11 名 (COP 群)、そして固視点のみを与えた 11 名 (対照群) に無作為に割り当てられた。前後左右方向の COP 座標 ( $COP_{AP}$ ,  $COP_{ML}$ ), COM 座標 ( $COM_{AP}$ ,  $COM_{ML}$ ) を床反力計, 3 次元動作解析装置を用いて計測した。また、前後方向の COG 座標 ( $COG_{AP}$ ) は COP 座標と床反力データから推定した。テスト課題・トレーニング課題ともに被験者はフォームパッド上に立位を取り実験を行った。全被験者はトレーニング課題前後のテスト課題 (Pre-session, Post-session) において、固視点を注視し可能な限り揺れないように立位を保持するように指示された。トレーニング課題において、COP+COG 群の被験者は  $COG_{AP}$  を可能な限り揺れないように保持し、 $COP_{AP}$  を  $COG_{AP}$  に対して上下均等に動かすように指示された。COP 群の被験者は  $COP_{AP}$  を可能な限り揺れないように保持するように指示された。対照群の被験者はテスト課題と同様、固視点を注視し可能な限り揺れないように立位を保持するように指示された。視覚フィードバックは被験者の眼前のスクリーン上に呈示され、実際の  $COP_{AP}$  もしくは  $COG_{AP}$  が前方へ変位するとフィードバックはスクリーン上方へ、後方へ変位するとスクリーン下方へ移動した。

### 【結果】

Pre-session と比較して Post-session において、COP+COG 群と対照群の  $COM_{AP}$  速度が有意に減少した。また、Post-session において、対照群と比較して COP+COG 群の  $COM_{AP}$  速度が有意に低い値であった。一方で COP 群の  $COM_{AP}$  速度はトレーニング課題前後で有意差は認められなかった。COM 位置に対する COP 位置

の前後均等性を反映する  $COP-COM_{even}$  は  $COP+COG$  群において Pre-session と比較して Post-session で有意に向上した。一方、 $COP$  群や対照群では同様の変化は認められなかった。また、Post-session における  $COP+COG$  群の  $COP-COM_{even}$  は  $COP$  群と比較して、有意に低く、より前後均等に  $COP$  を制御できていた。さらに Post-session において、 $COM_{AP}$  速度と  $COP-COM_{even}$  との間に有意な相関が認められた。

### 【考察】

Pre-session と比較して、Post-session において  $COP+COG$  群の  $COM_{AP}$  速度及び  $COP-COM_{even}$  が低下し、さらに  $COM_{AP}$  速度と  $COP-COM_{even}$  との相関が有意であった。一方で  $COP$  群においてトレーニング前後での  $COM_{AP}$  速度の減少は認められなかった。したがって、 $COP$  と  $COG$  の相対的な位置関係をフィードバックしたことにより、 $COM$  に対する  $COP$  の前後均等な制御が獲得され、その結果姿勢安定性が向上したことが考えられる。Kilby らも  $COP$  や  $COM$  の単体のフィードバックでは姿勢安定性を向上させないことを報告しており、 $COP$  と  $COM$  の位相の関係性をフィードバックすることが効果的である可能性を示唆している。したがって  $COP_{AP}$  と  $COG_{AP}$  を同時に用い、その相対的位置関係に焦点を当てたフィードバックトレーニングは  $COP$  単体を用いたフィードバックトレーニングと比較して、フィードバックが存在しない状況下での静的立位時の姿勢動揺を減少させる。本研究は現在広く臨床現場で用いられている  $COP$  単体のフィードバックトレーニングよりも静的姿勢制御に対して効果的な新たなフィードバックトレーニング様式を提案するものである。

## 本論文で用いた略語

COM : center of body's mass (身体質量中心)

COP : center of feet pressure (足圧中心)

COG : center of gravity (体重心)

COP-COM : COP と COM の相対的位置関係

COP-COM<sub>even</sub> : COM に対する COP の前後均等性

COP-COM<sub>close</sub> : COM と COP の平均距離

COM<sub>AP</sub> : COM の前後成分

COM<sub>ML</sub> : COM の左右成分

COP<sub>AP</sub> : COP の前後成分

COP<sub>ML</sub> : COP の左右成分

Pre-session : トレーニング課題を実施する前のテストセッション

Training-session : トレーニング課題を実施している最中のセッション

Post-session : トレーニング課題を実施した後のテストセッション

RMS : 二乗平均平方根

## 本論文で用いた用語

- 姿勢安定性 :  
身体質量中心を支持基底面内で適切に制御する能力. バランスと同義.
- 身体質量中心 :  
身体全体の質量の中心点
- 支持基底面 :  
身体と床面との接地面
- 床反力 :  
足底から支持基底面に作用する力に対して反作用する力
- 足圧中心 :  
床反力分布の中心点. 床反力ベクトルの作用点
- 静的バランス :  
姿勢安定性を確保するため, 支持基底面内で COM の動揺を抑える制御
- 動的バランス :  
一定の安定性を確保しつつ, 身体動作のための機能性を獲得するための制御
- 適応 :  
新規的で予測可能な要求に対応するために, 十分に学習された感覚運動プログラムを, 誤差情報をもとに修正する過程
- 運動学習 :  
熟練したパフォーマンスの能力に比較的永続的变化を導く練習や経験に関連した一連の過程
- 逆さ振り子モデル :  
静止立位時の姿勢バランスが足圧中心の移動によって制御される際に, 身体動揺が足関節軸を中心とした逆振り子様の単一セグメントで動くとは仮定された動作モデル
- 多感覚統合 :  
視覚と体性感覚といった異なる感覚モダリティから得られた情報の統合
- 内在的フィードバック :  
自身の環境への働きかけの結果生じる情報
- 外在的フィードバック :  
パフォーマンスに関して, 他者から提供される情報
- 増大フィードバック :  
他者や物体から与えられるフィードバック. 外在的フィードバックの一部.
- guidance hypothesis :  
トレーニング時の増大フィードバックがパフォーマンスを修正するための "guidance" として働くことでパフォーマンスの保持が阻害されるとする仮説



# 1. 緒言

## 1-1. 姿勢安定性

### 1-1-1. 姿勢安定性の概念

姿勢は体位と構えから構成される。体位は臥位，座位，立位などといった身体軸と重力方向との位置関係によって表現される。構えは体幹や四肢といった体節間の相互的な位置関係によって表現される（肩関節屈曲，膝関節伸展など）。

ヒトは日常生活の中で安全に座位・立位・歩行を行うために，姿勢安定性を保持しながら身体を制御し動作を行っている。ここでいう姿勢安定性とは姿勢バランスとも呼ばれ，支持基底面との関係で身体質量中心（Center of body's mass: COM）を適切に制御する能力であると定義されている（Shumway-Cook and Wollacott, 2011）。支持基底面とは身体（立位時であれば足底）と床面との接地面である。COM は身体の各体節の質量中心位置と質量の関係性を基に加重平均によって求められた身体全体の質量の中心点である。

姿勢バランスは座位や立位の保持といった身体運動を伴わない静的バランスとリーチ動作や歩行といった身体の移動を伴う動的バランスの大きく 2 つに分類される。

静的立位バランスの保持は，COM を支持基底面内に安全に収めておく中枢神経系の機能によって成立する（Shumway-Cook and Wollacott, 2011; Riach and Starkes, 1993）。ヒトの立位姿勢は他の二足動物に比べて重心位置が高く（身長の高さの 54-58%），支持基底面が狭いため，ヒトは非常に不安定な条件下での制御を強いられる（Zatsiorsky, 2002）。よって安静立位時においても，COM は常に変位し続けている。変位し続ける COM を支持基底面内に収めておくために，ヒトは足圧中心（Center of feet pressure: COP）の変位や関節運動などを用いて制御する。COP は足底から支持基底面に作用する力に対して反作用する床反力分布の中心点である（Corriveau et al., 2000）。つまり，床反力分布の合力（床反力ベクトル）の作用点となる（図 1）。立位時など比較的動揺が小さい条件下での静的姿勢制御では，COM の変位に対して，COP から生じる床反力による制御が大きく寄与する（Winter et al., 1998）。例えば COM が前方に変位し支持基底面の境界付近に向かっていくと COP は COM に先行してより前方へ変位する。これにより，COM に対して後方への制動力を産生し COM 位置を修正する（図 2）。つまり，COP の軌跡は COM の不安定性に対する神経・筋の応答の結果であるといえる。静的立位時の姿勢バランスが足底から生じる COP の移動によって制御される際，身体は足関節を中心軸とした逆さ振り子様の単一セグメントで動くことが仮定される（Winter, 2009）。一方，床面移動や体幹の牽引といった外乱による比較的動揺が大きい条件下での静的姿勢制御では，関節運動の寄与がより大きくなる。小さい外乱に対しては足部の筋から順に股関節，体幹筋が活動し制御する足関節戦略が出現し，大きい外乱に対しては体幹筋から順に股関節，

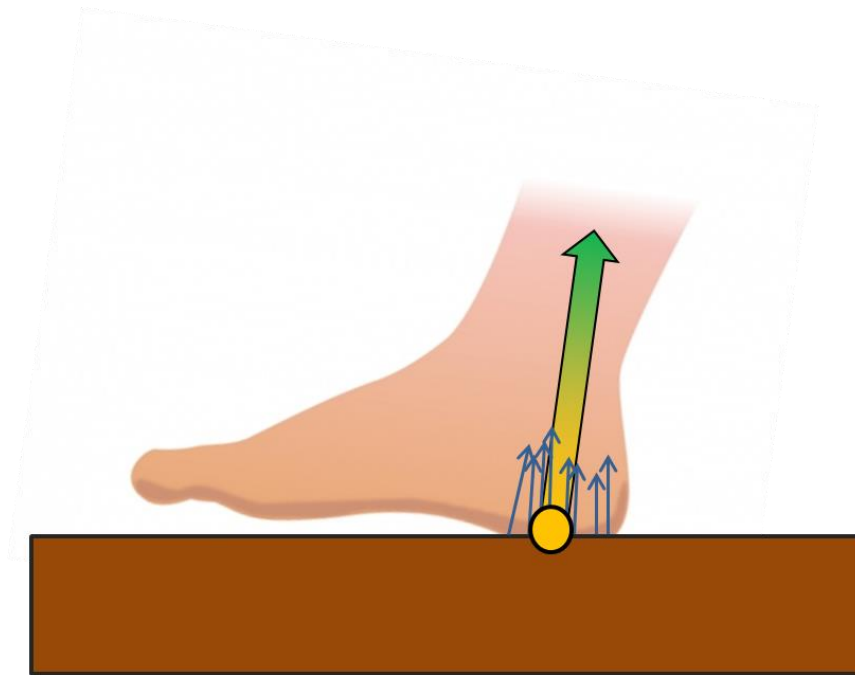


図 1. 足圧中心 (床反力分布と床反力ベクトル)

黄色の丸が足圧中心，緑色の矢印が床反力ベクトル，青色の矢印が設置面内に生じている床反力を表わす．床反力は設置した際に生じる床面への荷重に対して反作用する力であり，その合力（床反力ベクトル）の作用点が足圧中心である．

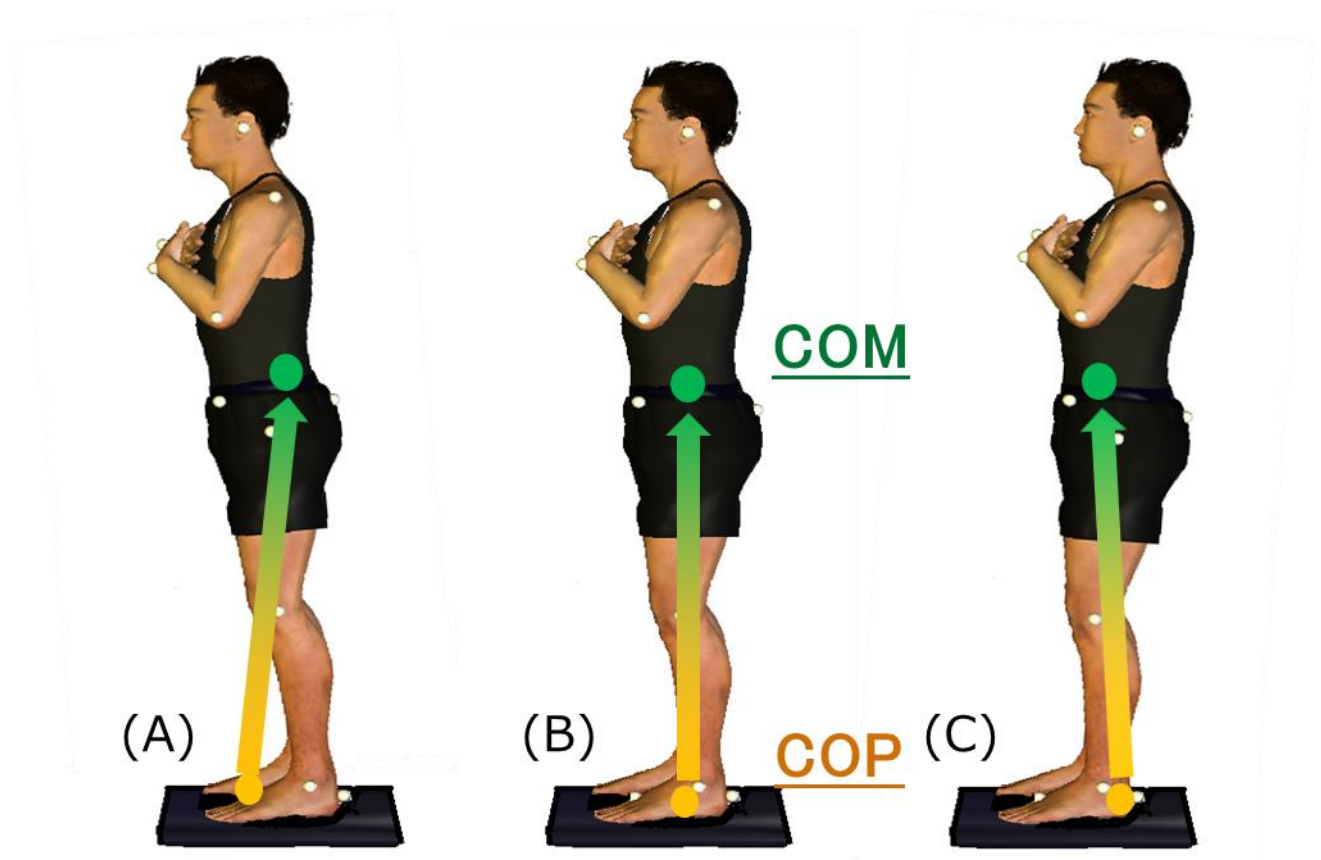


図 2. 静的立位時における COP による COM の制御

A: COM が前方に変位し支持基底面の境界付近に向かっていくと COP は COM に先行してより前方へ変位する. B: COP が COM の直下に存在する時の位置関係. この時, COP と COM との矢状面上の距離はなく, 床反力による COM への制動力・推進力も生じない. C: COM が後方に変位し支持基底面の境界付近に向かっていくと COP は COM に先行してより後方へ変位する. 静的立位において, COM の動揺に対して COP は COM に先行してより大きく動き, COP から生じる床反力によって COM を支持基底面内に留めておくように制御する. その際, 身体は足関節を中心とした単一逆振り子様の動きとなる.

足関節周囲筋が活動し制御する股関節戦略が出現しやすい (Horak and Nashner, 1986). 実際には, 多くの場合において両戦略が混在している混合戦略が出現する (Horak et al., 1997). さらに大きな外乱により, COM を支持基底面内に留めておくことが困難な条件においては, ステップ動作により新たな支持基底面を形成し, その中に COM を収める (Hurt et al., 2011).

動的バランスでは, リーチ動作やステッピング, さらに歩行といった随意的な COM の移動を伴う際の制御が求められる. したがって, 動的バランスにおける COP の役割は静的バランス時とは異なり, COM に対する推進力を産生することである. 静止立位からステップを開始するためには立脚側かつ前方への COM の移動が必要となる. 前方及び立脚側へのモーメントを発生させるために, ステップ開始前に COP を後方かつ遊脚側へ変位させる (Halliday et al., 1998; Rocchi et al., 2006). COP の変位による COP と COM との距離がステップ開始時の推進力を反映する.

以上より, 静的バランスは COM の動揺を抑え安定性を確保するための制御であり, 動的バランスは一定の安定性を担保しつつ, 身体動作のための機能性を獲得するための制御であると言える. よって静的バランスは日常生活動作のあらゆる場面で用いられる制御であり, 片脚立位や両足部の内側を合わせる閉脚立位の保持能力といった静的バランスは転倒と有意に関連することが報告されている (Cho et al., 2004). また, 静的バランス能力は立位だけでなく, 歩行などの動的な場面においても影響することが報告されており (Shubert et al., 2006), 日常生活をより質の高いものにするためにも静的バランスを向上させることは重要である.

### 1-1-2. 姿勢安定性の加齢による変化と転倒

ヒトの姿勢調節機能は視覚、前庭覚、体性感覚の感覚系と神経筋機能、骨・アライメント、高次神経機能によって保たれている。高齢者は筋線維の性質変化 (Tomonaga, 1977) や運動単位 (McComas et al., 1973) の減少といった筋骨格系の変化及び、神経系の退行変化 (McChesney and Woollacott, 2000) による静的バランス機能の低下が生じる。上述した通り、静的バランス機能の低下は転倒リスクを増大させる (Cho et al., 2004)。

65 歳以上の高齢者の 3 人に 1 人が、年に 1 回以上の転倒を経験することが報告されており (Tinetti et al., 1988)、年齢の増加に伴い転倒リスクも増大する。転倒の 5~10%は骨折や頭部外傷、深刻な裂傷といった重大な傷害を併発する (Nevitt et al., 1991)。転倒は通院や入院などによる経済的負担や介助負担の増大だけでなく (Alexander et al., 1992)、転倒恐怖感を誘発し (Vellas et al., 1997)、高齢者の生活範囲を減少させて社会参加を妨げ、ひいては個人の生活の質の低下に繋がることもある (Niino and Nishita, 2008)。以上より高齢者の転倒は緊要な社会問題となっている (Haines et al., 2013)。

### 1-1-3. 姿勢安定性の評価

転倒予防の観点からも、静的バランスの適切な評価やトレーニングは重要である。より効果的なトレーニングを実施するために、バランス機能の要因を姿勢制御に基づいた機能別に分析することが求められる。Horak ら (2009) はバランス機能を (1) 生態力学的制約、(2) 安定性限界と姿勢の鉛直性、(3) 予測的姿勢調節、(4) 姿勢反応、(5) 感覚統合、そして (6) 歩行時の安定性の 6 つの姿勢機能システムとして捉えることを推奨している。上記のシステムのうち、立位バランスに関わる機能は (1) から (5) であり、(1) 生態力学的制約は筋力低下や可動域制限による姿勢の変化、変形などによる支持基底面やアライメントの異常を評価することである。(2) 安定性限界は支持基底面内で COM をどれだけ移動できるかの指標である。姿勢の鉛直性は閉眼で頭部・体幹を傾けた状態から鉛直方向に戻してもらうことで鉛直方向に対する内部表象を評価することができる。(3) 予測的姿勢調節は随意動作に先行して生じるフィードフォワード制御のひとつであり、動作の効率性の獲得や動作開始に伴って生じる姿勢動揺の抑制に寄与する。(4) 姿勢反応は随意動作時や外乱応答時の感覚フィードバックによって生じる姿勢行節機構（立ち直り反応など）を評価する。(5) 感覚統合は開眼から閉眼への変化による視覚情報の有無や、床面上立位からフォームマット上立位への変化による足底感覚情報の増減などを用いて感覚の統合能力を評価する。

臨床場面において、立位バランスを評価するために様々な評価方法が用いられている。日本平衡神経学会 (1992) では立位検査の項目として、(1) 両脚立位

検査, (2) マン検査, (3) 片脚立位検査 (Bohannon, 1984; Allet et al., 2012) の 3 種類を挙げている. マン検査では両側を前後の一直線上で踵とつま先を接した状態で直立位を取りながら立位を保持する (マン肢位). よって両脚立位, マン肢位, 片脚立位と支持基底面を徐々に狭めていくことで生態力学的制約を与えた際の姿勢動揺の変化, またその際のアライメントの異常を評価することが可能となる. また, 開眼時と閉眼時の姿勢動揺を比較することで視覚情報を無効にさせた際の感覚統合システムの評価も可能となる. この際の姿勢動揺を評価する機器として臨床で広く用いられているのが重心動揺検査である. 「重心」という名称ではあるものの, 実際には床反力計を用いて COP の変位を計測している場合が多い. これは COM の計測に必要な 3 次元動作解析装置よりも床反力計の方が安価で利用しやすいという利点が大きく, 静的立位時には COP と COM との距離は非常に小さく, 同様の軌跡を追うという前提のもと, COM の代用として COP が用いられている. しかしながら, COP と COM の距離は姿勢不安定性が高いほど増大することから (Masani et al., 2007; Yu et al, 2008), 正確な姿勢不安定性の評価・測定には COM を用いることが望ましい.

## 1-2. 適応

適応とは新規的で予測可能な要求に対応するために、十分に学習された感覚運動プログラムを、誤差情報をもとに修正する過程であると定義されている (Malone et al., 2011). つまり普段の生活空間とは異なる新たな環境の変化に対応するため (環境適応) や、疾患や事故などによって障害を有した際の機能的動作の再獲得のため (運動適応) の修正過程が適応である。したがって、適応はリハビリテーション現場においても機能回復過程を考察する際の中核を担う概念である。

ヒトは動作を行う際に、絶えず変化し続ける環境から情報を受容し、その情報が脳内において知覚・認識され、運動の指令が発せられる。運動命令に基づいて筋骨格系が働いて身体運動が発現される。そして運動により環境に働きかけた結果で生じた感覚情報が再度受容されるといったように、環境と身体、そして脳の相互作用によって初めて適応的な運動機能が実現される (土屋, 2010)。適応と類似した概念として運動学習が挙げられる。運動学習は熟練したパフォーマンスの能力に比較的永続的变化を導く練習や経験に関連した一連の過程であると定義されている (Schmidt, 1975; Schmidt, 1991)。つまり、新規的な要求に対して適応した後に、そのパフォーマンスがあらゆる環境条件下においても保持された際、運動が学習されたと考えられる。これらの過程には予測的な戦略であるフィードフォワード制御戦略と感覚情報を基にしたフィードバック制御戦略の両方が関わり、既存の運動プログラムを更新する (Schmuelof, 2012)。

運動適応・学習過程は3相に分類することができる (Fitts and Posner, 1967)。第1相は言語・認知段階と呼ばれ、新規的な要求を認識し、運動プログラムが課題に適応し始める時期である。第2相は運動段階と呼ばれ、運動プログラムが更新されながら、エラーの検出や運動パフォーマンスの修正が行われる時期である。この段階において、学習者はリアルタイムでの運動の感覚入力と運動パフォーマンスを比較して、その修正を行うため、結果として運動パフォーマンスのエラーや動作のばらつきも徐々に減少していき、新たな運動プログラムの構築に伴い、運動制御に対する注意を徐々に要さなくなっていく。最後に、第3相は自動化段階と呼ばれ、運動は意識的な制御から意識下の制御へと移行していき、ほとんど注意を必要としなくなる。

### 1-3. 感覚フィードバック

#### 1-3-1. 感覚フィードバックの概念

ヒトは視覚，前庭覚，体性感覚といった様々な感覚情報を統合して姿勢制御や運動を実行している．姿勢制御や運動を行う際に，修正に利用される情報が感覚フィードバックである．視覚情報は網膜に投影される情報の変化や眼球運動に基づき環境と身体との相対的位置関係の情報を提供する．前庭覚は重力や頭部の加速度を検知して，身体の位置や動きの情報を提供する．体性感覚は足底からの表在覚や下肢を中心とした各関節からの固有覚情報に基づき，支持基底面における身体の位置や動きそして全身の協調性についての情報を提供する(樋口，2015)．

感覚フィードバックは自身の環境への働きかけの結果生じる情報である内在的フィードバックと他者から提供される情報である外在的フィードバックに分類することが可能である (Fitts and Posner, 1967)．例えば，凍結路面を初めて歩くという経験をした際に，「足底接地がうまくいかずに転びそうになってしまった」といった自己内発的な感覚が内在的フィードバックである．一方，リハビリテーションやスポーツ場面などでセラピストやコーチから受ける教示などが外在的フィードバックである．また，外在的フィードバックには視覚，聴覚，体性感覚などの感覚情報を利用した増大フィードバックが臨床場面や研究において使用されている (Sigrist et al., 2013)．

#### 1-3-2. 姿勢バランスに対する感覚フィードバックトレーニング

姿勢バランスの改善を目的とする練習方法として，感覚フィードバックを用いた練習がリハビリテーションの現場で一般的に行われている．その姿勢バランスに対する効果は多くの先行研究で示されている (Dault et al., 2003; Hasegawa et al., 2017; Bechly et al., 2012; Chiari et al., 2005; Janssen et al., 2012; Smalley et al., 2018)．過去のシステマティックレビューにおいても，多くの先行研究で，視覚フィードバック，特に COP のフィードバックが静的バランストレーニングにおいて使用されてきたことが報告されている (Zijlstra, 2010)．例えば，Halicka ら (2014) は，COP フィードバックを与えると静的立位時の COP 動揺が減少することを報告している．さらに Sihvonon ら (2004) は，虚弱高齢者を対象に 4 週間の COP フィードバックトレーニングを実施し，COP 速度が減少することを報告している．しかしながら，静的立位時の COP 視覚フィードバックによるトレーニング効果は未だ議論の余地がある．Geiger ら (2001) は，片麻痺患者に対して 4 週間の通常の理学療法のみを実施した群と，通常の理学療法に COP フィードバックトレーニングを併用した群を比較し，どちらの群も歩行機能 (Timed “up and Go” Test) と バランス機能 (Berg Balance Scale) が改善したが，群間の差は認められなかったことを報告している．対して，Freitas ら



(2012) は、固視点のみを与えた場合と比較して、COP をフィードバックした場合に高齢者の COP の変動性が増大することを報告した。この結果は COM に対する制御変数である COP をフィードバックすることの限界を示唆している可能性がある。つまり、COP の動きを制限することは COM に対する制御の自由度を制限することに繋がりうるということである。

多くの研究で COP フィードバックがトレーニングに使用されている一方で、静的立位バランスにおける制御対象である COM や COM の支持基底面への垂直投影点である体重心 (COG: Center of gravity) をフィードバックしている研究も散見される (Kilby et al., 2016; Lakhani and Mansfield, 2015). Kilby ら (2016) は、健常成人の静的立位時の姿勢動揺に単体の COP フィードバック、及び COM フィードバックが共に影響を与えないことを報告した。COP または COM のフィードバックがある条件とない条件との間で、COP 速度・COM 速度共に有意な差が認められなかった。さらに、Lakhani ら (2015) は、COP や COG を視覚フィードバックとして使用した静的立位トレーニングにおいて姿勢安定性の学習効果が認められなかったことを示した。フィードバックが与えられた際に認められた効果はフィードバックを除去し際に消失し、トレーニング前とトレーニング後のフィードバックがない条件下において、COP または COG の二乗平均平方根 (RMS) に有意差は認められなかった。

COP フィードバックにおける制御の自由度の制約という問題点だけでなく、COP と COM (または COG) のフィードバック両方に共通した視覚フィードバックの問題点が影響している可能性が考えられる。その問題点とは視覚フィードバックをトレーニングに用いるとフィードバックに依存的になり、フィードバックを除去した条件において獲得したパフォーマンスを再現できないという点である (Ronsse et al., 2011). この概念は "guidance hypothesis" と呼ばれ、トレーニング時の増大フィードバックがパフォーマンスを修正するための "guidance" として働くことでパフォーマンスの保持が阻害され则认为されている。パフォーマンスの保持、すなわち運動学習には視覚フィードバックから得られた情報を固有覚などの体性感覚と統合していく必要がある (Sigrist et al., 2013) が、フィードバックへの依存性が高い場合、多感覚を用いたより効率的な誤差修正や自己内発的な運動プログラムの形成といった処理が阻害され则认为されている (Salmoni et al., 1984; Schmidt et al., 1989). よってこれらの問題点を解決し、より効率的なフィードバックトレーニング様式を考案することが必要である。

### 1-3-3. 静的バランスに対する感覚フィードバックの新たな可能性

静的立位時の姿勢バランスが足底から生じる COP の移動によって制御される際、身体は逆振り子様の単一セグメントで動くことが仮定され (Winter, 2009), この動力学モデルを逆さ振り子モデルという (Winter et al., 1998). Winter ら (1998) は矢状面上の逆さ振り子モデルでは、足関節が回転軸となり、COP と COM との相対的位置関係が身体の角速度を産生するとして以下の式が示された.

$$COM_{AP} - COP_{AP} = -\frac{I_S \times ACC_{AP}}{mgh}$$

|                   |                   |
|-------------------|-------------------|
| COM <sub>AP</sub> | : 前後方向の COM の位置   |
| COP <sub>AP</sub> | : 前後方向の COP の位置   |
| I <sub>S</sub>    | : 矢状面上の身体の慣性モーメント |
| ACC <sub>AP</sub> | : 前後方向の COM の加速度  |
| m                 | : 足関節より上位の身体部位の体重 |
| g                 | : 重力加速度           |
| h                 | : 足関節から COM までの距離 |

Gage ら (2004) は静的立位時のこのモデルの妥当性を検証し、COP と COM の位置関係が COM の加速度と高い相関を示すことを報告した ( $r = -0.954$ ).

COP と COM の相対的な位置関係 (COP-COM) が、静的姿勢バランスの安定性に与える影響もまた検証されてきた (Corriveau et al., 2001). COP-COM の距離が大きいほど、静的立位時の身体加速度が増大していることが示されてきた (Masani et al., 2007; Yu et al., 2008). 静的立位時の COP-COM の距離は加齢によって増大し、視覚情報の有無にも影響を受ける (Masani et al., 2007; Mani et al., 2015). また、姿勢不安定性は、COP と COM の相対的な位置関係の偏りによって生まれる COM への一方向的なモーメントの結果として生じる可能性も考えられる (Winter, 2009). 事実、Mani ら (2015) は、高齢者の片脚立位保持時間の施行間変動性の原因の 1 つとして COM 位置に対する COP 位置の偏りを指摘している. Mani らは高齢者の片脚立位課題の成功施行 (30 秒間保持が可能であった施行) と失敗施行 (30 秒間保持が不可能であった施行) とを比較して、その失敗要因を検証した. 検証の結果、失敗施行において高齢者は、COM に対して COP を支持脚外側に保持し続け、COM に対する過度なブレーキング、つまり遊脚方向への力を産生し続けていたことが判明した. さらに、Ibuki ら (2017) は、対照群と比較して、バレエダンサーは片脚立位時において、COP-COM の距離を短く、さらに、COM に対して COP を前後左右均等に位置させた制御が可能

であることを報告した．

これらの結果は，COP と COM の相対的位置関係に関する情報をフィードバックした場合，COP 単体をフィードバックした場合よりも，静的バランストレーニングにおけるより高い効果が期待できることを示唆する．また，Sigrist ら (2013) は課題が複雑であり多感覚統合や内発的な戦略の構築が必要な場合，視覚フィードバックを用いても，パフォーマンスの向上に効果的であると述べている．COP と COM を同時に制御するという複雑なトレーニング課題を実施することで，視覚フィードバックへの依存を減少させることが示唆される．

#### 1-4. 本研究の目的

本研究の目的は、静的立位において、COP 単体のフィードバックトレーニングと比較して、COP と COG の同時フィードバックトレーニングの方が、より高い適応効果を示すかどうか検証することであった。

課題の複雑さの増加に伴い視覚フィードバックへの依存が減少するという報告から、本研究の仮説は、同時フィードバックを用いてトレーニングを実施した場合の方が、COP 単体のフィードバックを用いて実施した場合よりも、フィードバックが無い条件下において、より姿勢安定性が改善することとした。本研究結果は、従来から広く使用されている静的姿勢バランスに対するトレーニング様式よりも効果的な介入方法の確立の一助となると考えた。

## 2. 方法

### 2-1. 対象者

対象者は、神経学的・整形外科的疾患を有さず、運動機能や視覚機能に障害を有さない健常若年者 34 名を対象にした。本研究の全プロトコルは、本学の倫理委員会の承諾を得ており（倫理申請番号：16-12）、ヘルシンキ宣言に基づき全被験者に書面にてインフォームドコンセントを得た。各被験者の年齢、性別、身長、体重、及び足長を計測した（表 1）。被験者は、無作為に以下の 3 群に割り付けられた。1 つめは、COP 群であり、トレーニング課題時に COP のリアルタイムフィードバックが呈示された。2 つめは、COP + COG 群であり、トレーニング課題時に COP と COG のリアルタイムフィードバックが同時に呈示された。3 つめは、対照群であり、トレーニング課題時に固視点を注視するように指示された。

## 2-2. 実験機器

運動学的データは、6 台の赤外線カメラを介して 3 次元動作解析装置 (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA) を用いて計測した。サンプリング周波数は 200Hz であった。20 個の赤外線反射マーカを以下のランドマークに貼付した：両側外耳孔，両側肩峰，両側上腕骨外側上顆，両側手関節，両側第 2 中手骨頭，両側大腿骨外側上顆，両側外果，両踵，両側第 2 中足骨頭，第 7 頸椎，第 1 仙椎。これらのマーカ座標は，14 の体節と身体計測モデルに基づいて，前後・左右方向の COM 座標 ( $COM_{AP}$ ,  $COM_{ML}$ ) を算出するために用いられた (Winter, 2009)。床反力計 (Kistler, Winterthur, Switzerland：図 3) は，前後・左右方向の COP 座標 ( $COP_{AP}$ ,  $COP_{ML}$ ) を計算するために使用された。COP 座標の計算式は以下のとおりである。

$$COP_{AP} = \frac{F_y \times (-D_0 - D_{mat}) + (F_{z_1} + F_{z_2} - F_{z_3} - F_{z_4}) \times d_1}{F_{z_1} + F_{z_2} + F_{z_3} + F_{z_4}} \quad (1)$$

$$COP_{ML} = \frac{F_x \times (-D_0 - D_{mat}) + (-F_{z_1} + F_{z_2} + F_{z_3} - F_{z_4}) \times d_2}{F_{z_1} + F_{z_2} + F_{z_3} + F_{z_4}} \quad (2)$$

- $F_x$  : 床反力の左右成分  
 $F_y$  : 床反力の前後成分  
 $F_z$  : 床反力の垂直成分  
 $D_0$  : 床反力計の表面から圧力センサーまでの深さ  
 $D_{mat}$  : フォームパッドの厚さ  
 $d_1$  : 床反力計長軸方向の中央から圧力センサーまでの距離  
 $d_2$  : 床反力計短軸方向の中央から圧力センサーまでの距離

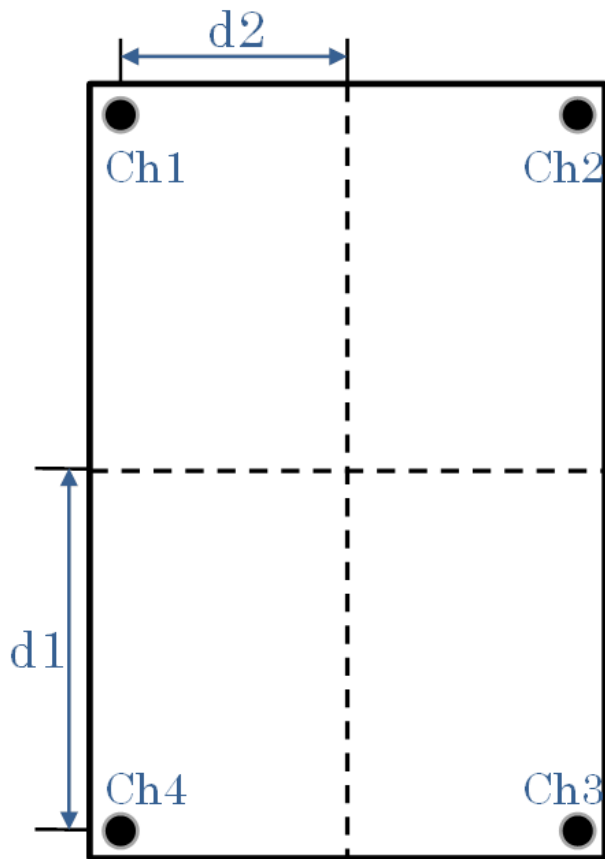


図 3. 床反力計の模式図と圧力センサーの位置

黒い点は圧力センサーの位置を表わしている (Ch1, Ch2, Ch3, Ch4). 本実験では  $d1 = 275\text{mm}$ ,  $d2 = 175\text{mm}$  であった.

床反力データは，サンプリング周波数 1000Hz で収集され，3 次元動作解析システムと同期された．前後方向のリアルタイム COG 座標 ( $COG_{AP}$ ) は，先行研究を基にして，床反力データから推定した (Lakhani and Mansfield, 2015; Masani et al., 2007)．逆振り子モデルに従った静止立位時において，ヒトの前後方向の身体動揺に関して以下の等式が成立する．

$$I\ddot{\theta} = mgh \times \sin \theta - T \quad (3)$$

- m : 足関節より上位の身体部位の体重
- g : 重力加速度
- h : 足関節から COM までの距離
- I : 足関節軸を中心とした矢状面上の身体の慣性モーメント
- $\theta$  : 垂直軸に対する足関節を中心とした前傾角度
- $\ddot{\theta}$  : 身体角加速度
- T : 足関節軸を中心とした関節トルク

さらに，身体動揺が小さい場合は以下の等式が成立する．

$$T \approx mg \times COP \quad (4)$$

$$mgh \times \sin \theta = mg \times COG \quad (5)$$

よって，等式 (3) は以下のように変換可能である．

$$I\ddot{\theta} = -mg \times (COP_{AP} - COG_{AP}) \quad (6)$$

さらに，身体加速度  $\ddot{\theta}$  は以下のように変換可能である．

$$\ddot{\theta} \approx \frac{CO\ddot{M}_{AP}}{h} = \frac{ACC_{AP}}{h} = \frac{Fy}{mh} \quad (7)$$

$ACC_{AP}$  : COM 加速度の前後成分

以上より  $COG_{AP}$  は以下のように推定可能である．

$$COG_{AP} = COP_{AP} - \left( \frac{I}{mgh} \right) \times \frac{Fy}{m} \quad (8)$$



本研究では先行研究及び文献に従い，身体測定変数を以下のように定めた (Winter, 2009; Masani et al., 2007).

$$m = 0.971M \quad (9)$$

$$h = 0.547H \quad (10)$$

$$I = 0.319MH^2 \quad (11)$$

M : 体重

H : 身長

COP<sub>AP</sub> 及び COG<sub>AP</sub> のフィードバックは，LabVIEW (National Instruments, USA) を用いて作成され，被験者の 5m 前方に設置されたスクリーン (高さ 1.8m，幅 2.5m) に呈示された．フィードバックの動きは，上下方向のみであり，COP<sub>AP</sub> または COG<sub>AP</sub> が前方に変位した場合に，フィードバックはスクリーン上方に移動し，COP<sub>AP</sub> または COG<sub>AP</sub> が後方へ変位した場合には，フィードバックはスクリーン下方に移動するように設定された．本研究では，静的立位時における COP と COG の相対的位置関係を基にした課題を実施したため (詳細は 2-3. 実験手順を参照)，被験者が遂行可能な課題難易度を考慮し，視覚フィードバックの動きは前後方向のみに設定した．Cawsey ら (2009) は，フォームパッド上立位時に COP フィードバックの移動量を実際の COP 変位量より大きくするほど COP の RMS が減少するが，天上効果が存在することを報告した．COP<sub>AP</sub> の RMS は，実際の COP 変位量の 16 倍以上に設定してもそれ以上 RMS は減少せず，COP<sub>ML</sub> の RMS は，実際の COP 変位量の 4 倍以上に設定してもそれ以上 RMS は減少しなかった．よって，本研究では，COP<sub>AP</sub> 及び COG<sub>AP</sub> のフィードバックの移動量を，実際の COP<sub>AP</sub> 及び COG<sub>AP</sub> の変位量の 16 倍に設定した．

### 2-3. 実験手順

被験者にはトレーニング前 (Pre-session), トレーニング中 (Training-session), トレーニング後 (Post-session) を通して, 床反力計上に設置されたフォームパッド (厚さ: 6.5cm, 素材: ポリ塩化ビニル, SAKAI Medical, 日本) 上に裸足にて閉脚位で立ち, 手は胸の前で組むように指示した (図 4). 踵から足長の 40% の位置の直下が, 床反力計の前後中央に一致するように足部位置を統制した (Okuni, 2006). また, 足部位置を施行間で一致させるために, フォームパッド上に足部位置をマーキングした. フォームパッドは, 両面テープを用いて床反力計に固定した. 被験者の眼前のスクリーンの高さは上下中央が被験者の目線の高さになるように設定した.

Pre-session と Post-session の課題は, 全被験者において同一であり, 60 秒間スクリーン上の固視点を注視し, フォームパッド上に可能な限り揺れないように立位を保持するように指示した. テスト課題の反復施行による課題への順応を避けるために, Pre-session と Post-session の課題は, 各 1 施行ずつのみ実施した (図 5).

Training-session 中は, スクリーン上に 2 本の水平線が呈示された. 2 本の水平線間の距離は, Pre-session の前に被験者に床反力計上に直接閉脚立位を取らせ計測した  $\text{COG}_{\text{AP}}$  の変位データをもとに決定した. 具体的には 10 秒間の静的立位中の  $\text{COG}_{\text{AP}}$  の変位データから標準偏差値 (SD: Standard Deviation) を算出し, その 2 倍の値 (2SD) となるように設定した (図 6A B). この数値は, 被験者間での課題の難易度を統制し, 且つ実験課題条件より不安定性の低い条件下での測定値を用いることで, 課題難易度を確保するために採択した.

Training-session の課題は群ごとに異なっており, COP 群の被験者には, 40 秒間スクリーン上の黄色い円 (直径 13.5cm) を 2 本の水平線の中央に合わせて, 2 本の線からはみ出さずに立位を保持するように指示した. 黄色い円の中心点が  $\text{COP}_{\text{AP}}$  の座標に一致するように設定した (図 6A). COP+COG 群の被験者には, 40 秒間スクリーン上の青い点 (直径 4.5cm) を 2 本の水平線の中央に合わせて, 2 本の線からはみ出さないように指示した. さらに, この群の被験者には, 黄色い円を青い点に対して上下方向の位置関係において偏らせずに, 可能な限り均等に動かすように指示した. 青い点の中央が  $\text{COG}_{\text{AP}}$  の座標に一致するように設定し, 黄色い円の中心は COP 群と同様,  $\text{COP}_{\text{AP}}$  の座標に一致するように設定した (図 6B). 対照群の被験者には, 40 秒間スクリーン上の固視点を注視し, 可能な限り揺れないように立位を保持するという Pre-session・Post-session と同様の指示を行った. Training-session の課題は, 全 12 施行で, 6 施行目と 7 施行目の間の休憩を 5 分, その他の施行間の休憩を 1 分とした (図 5). また, Pre-session と Training-session の間, Training-session と Post-session の間には 5 分間の休憩を設けた.

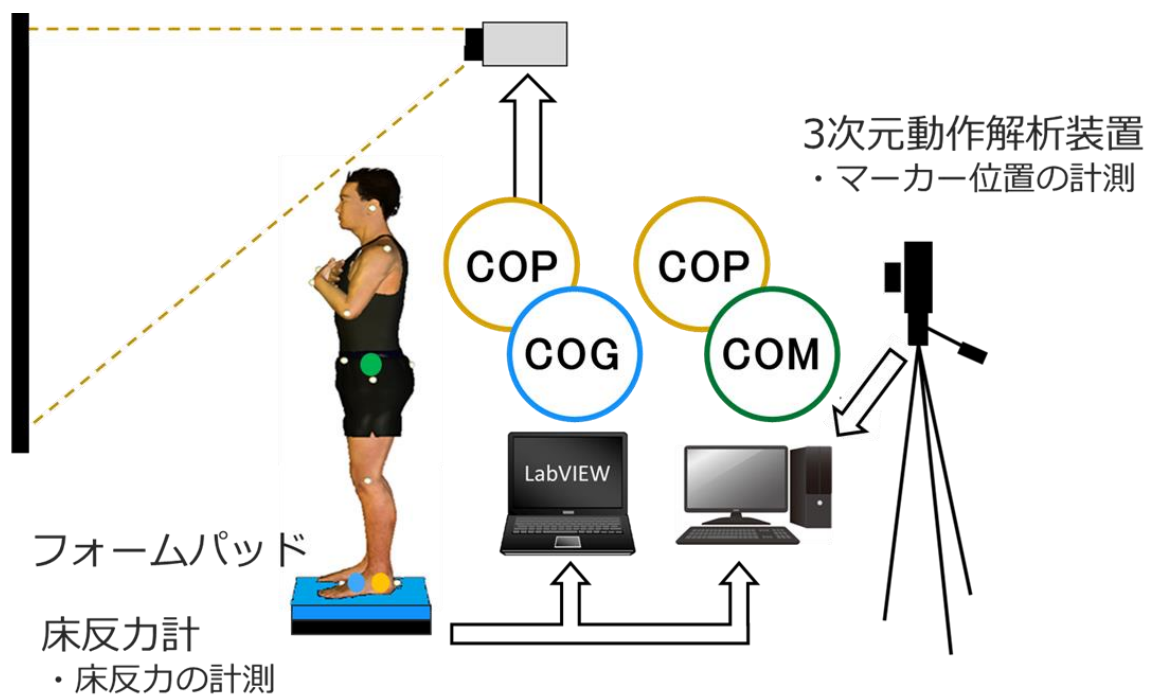


図 4. 実験環境とデータ計測方法の模式図

被験者は図のように胸の前で腕を組んで課題を実施した．被験者は床反力計の上に設置されたフォームパッド上に裸足で立ち，前方 5m に設置されたスクリーンを見ながら課題を実施した．床反力計から測定されたデータをもとに COP 座標を計算し，LabVIEW ソフトウェアを用いて COG 座標を推定した．また 3 次元動作解析装置を用いてマーカ座標を計測し，COM 座標を計算した．

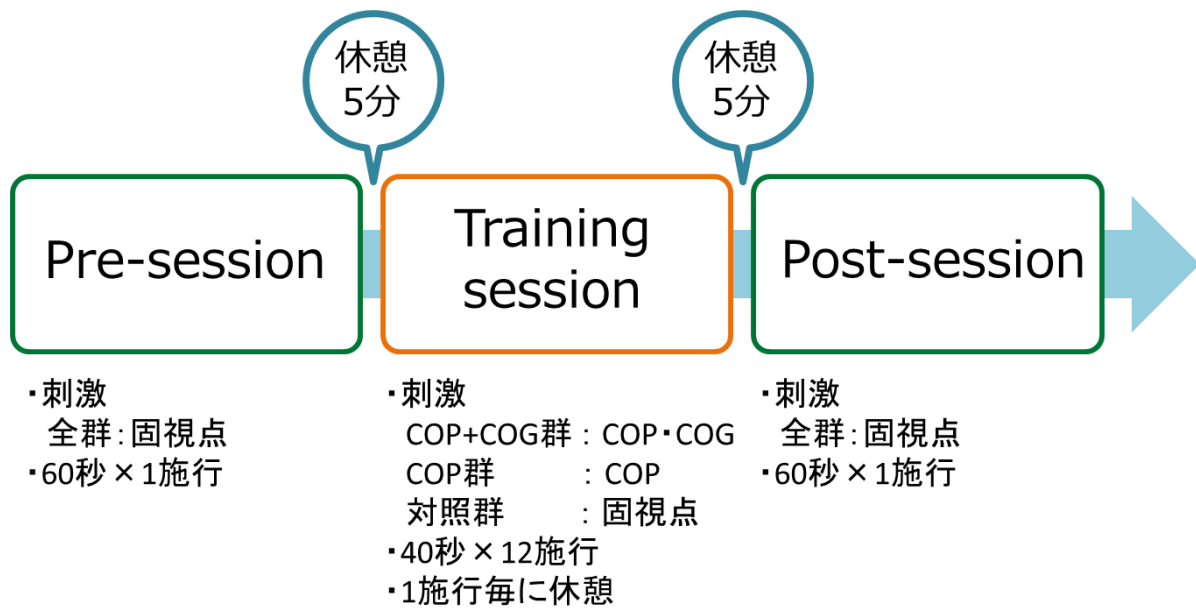
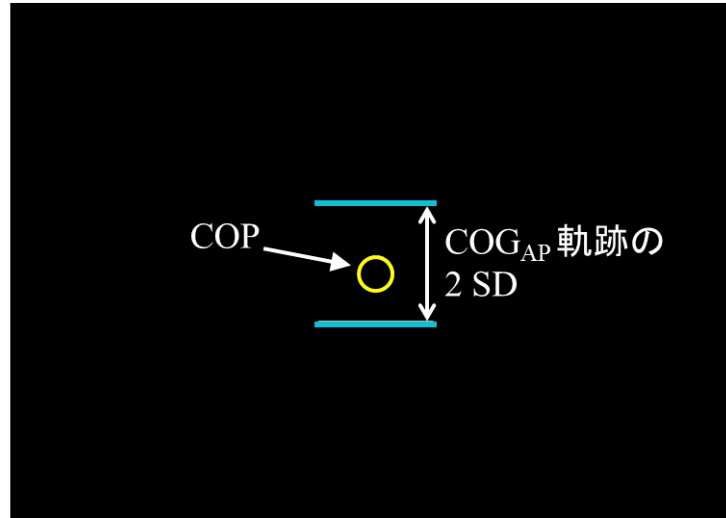


図 5. 実験手順

Pre-session と Post-session では固視点のみを呈示し，被験者は 60 秒間固視点を注視し可能な限り揺れないように立位を保持する課題 1 施行を行った． Training-session では群ごとに異なるフィードバックもしくは固視点が呈示され， 40 秒間 12 施行のトレーニングを実施した． Training-session 前後では各 5 分間の休憩を取り， Training-session の 6 施行目と 7 施行目の間も 5 分， Training-session のその他の施行間では 1 分ずつ休憩を設定した．

(A)



(B)

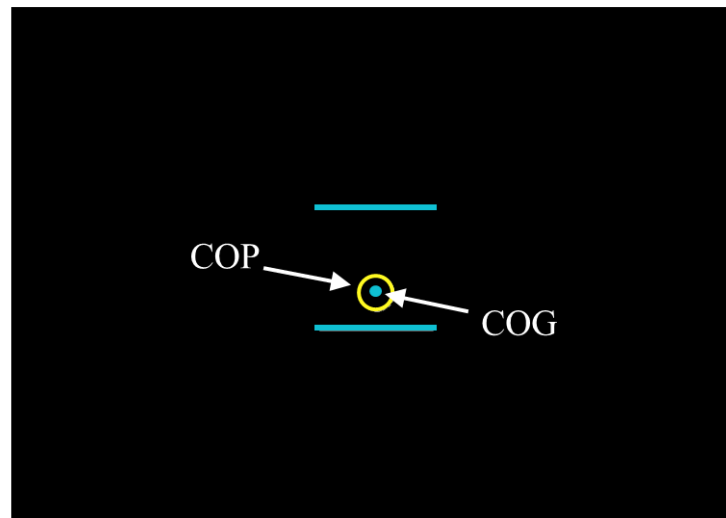


図 6. COP 群 (A) と COP+COG 群 (B) の視覚フィードバック

黄色い円は  $COP_{AP}$  のフィードバックであり、円の中心と  $COP_{AP}$  座標が一致している。また青い点は  $COG_{AP}$  のフィードバックである。これらのフィードバックは  $COP$  または  $COG$  の前後の動きに対応して上下に移動する。移動量は実際の変位量の 16 倍に設定した。2 本の水平線の距離は、各被験者が直接床反力計に静止立位を保持した際の  $COG_{AP}$  の変位の標準偏差の 2 倍 (2SD) に設定した。

## 2-4. データ解析

全データは、MATLAB ソフトウェア (Math Works, Natick, MA, USA) を用いて、オフラインで解析を行った。3 次元動作解析システムのデータは、4 次の Butterworth zero-lag low-pass filter (カットオフ周波数: 20Hz) を用いて処理した。マーカ軌跡データの欠損箇所は Cortex 64 5.5.0.1579 ソフトウェア (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA, USA) を用いて補完処理を行った。床反力データは、4 次の Butterworth zero-lag low-pass filter (カットオフ周波数: 8Hz) を用いて処理した。解析は Pre-session・Post-session のデータのみを対象とし、課題時間 60 秒間のうち前後 5 秒間を除外した 50 秒間を解析対象とした。前後・左右方向の COP と COM の速度の平均絶対速度 (COP<sub>AP</sub> 速度, COP<sub>ML</sub> 速度, COM<sub>AP</sub> 速度, COM<sub>ML</sub> 速度) と RMS (COP<sub>AP</sub> RMS, COP<sub>ML</sub> RMS, COM<sub>AP/ML</sub> RMS, 及び COM<sub>ML</sub> RMS) を姿勢安定性の指標として解析した。RMS は以下の計算式で算出した。

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{t=1}^N (x_t - \bar{x})^2} \quad (12)$$

N : データのサンプル数  
 $x_t$  : t コマ目における COP もしくは COM の座標  
 $\bar{x}$  : COP もしくは COM の平均座標

RMS は、特定の時系列データの平均からの偏差を定量化する指標であり、値が大きいほど軌跡の変動性が高く、より不安定であることを示唆する。さらに、前後方向における COP と COM の相対的位置関係の絶対値の平均 (COP-COM<sub>close</sub> 等式 (13)) と COP-COM の合計の絶対値 (COP-COM<sub>even</sub>, 等式 (14)) を以下の計算式で算出した。

$$\text{COP-COM}_{\text{close}} = \frac{\sum_{t=1}^N |\text{COP}_t - \text{COM}_t|}{N} \quad (13)$$

$$\text{COP-COM}_{\text{even}} = \left| \sum_{t=1}^N (\text{COP}_t - \text{COM}_t) \right| \quad (14)$$

本研究ではフィードバックの移動方向に対応した前後方向のみを解析対象とした。したがって、COP-COM<sub>close</sub> が小さいほど前後方向において COP を COM の近くで保持していることを示す。また、COP-COM<sub>even</sub> が小さいほど COP を COM に対して前後均等に位置するように制御していることを示す。全変数は足

長で正規化した。

## 2-5. 統計解析

人口統計学的データの群間差を検証するために、一元配置分散分析を実施した (要因 群 : COP 群, COP+COG 群, 対照群). 各変数の群間・群内 (Test-session 間) の差を検証するために反復測定二元配置分散分析 (要因 1 群 : COP 群, COP+COG 群, 対照群 ; 要因 2 Test-session : Pre-session, Post-session) を実施した. 事後検定には Bonferroni 法を用いた. また, 姿勢安定性と COP-COM との関係性を検証するため,  $COM_{AP}$  速度と  $COP-COM_{even}$ ,  $COP-COM_{close}$  の相関解析を実施し, ピアソンの相関係数を算出した. 統計学的有意水準は 5%未満とした.

### 3. 結果

#### 3-1. 人口統計学的データ

年齢 ( $F_{2,31} = 0.500, p = 0.611$ ), 身長 ( $F_{2,31} = 1.170, p = 0.324$ ), 体重 ( $F_{2,31} = 0.391, p = 0.680$ ), 及び足長 ( $F_{2,31} = 1.779, p = 0.186$ ) において有意な群の主効果は認められなかった (表 1).

|           | COP+COG群 (n = 12) | COP群 (n = 11) | 対照群 (n = 11)  |
|-----------|-------------------|---------------|---------------|
| 年齢 (歳)    | 22.8 ± 1.6        | 23.2 ± 2.3    | 22.3 ± 2.4    |
| 性別        | 男性 : 8 女性 : 4     | 男性 : 6 女性 : 5 | 男性 : 5 女性 : 6 |
| 身長 (cm)   | 169.2 ± 7.6       | 165.7 ± 6.9   | 164.5 ± 8.3   |
| 体重 (kg)   | 59.7 ± 9.0        | 56.8 ± 7.5    | 57.0 ± 9.2    |
| 足長 (cm)   | 24.5 ± 1.6        | 24.2 ± 1.8    | 23.2 ± 1.7    |
| 平均 ± 標準偏差 |                   |               |               |

表 1. 被験者の人体測定データ

年齢, 身長, 体重, 足長に対して有意差はみられなかった.

(足長については, 左右に有意差が認められなかったため, 右側のみ記載)

#### 3-2. 前後方向の姿勢安定性

図 7・8 にて, Pre-session と Post-session における各群の  $COM_{AP}$  速度 (図 7) と  $COP_{AP}$  速度 (図 8) の時系列変化の代表例を示す. COP+COG 群において, Pre-session と比較して Post-session の  $COM_{AP}$  速度は減少したが,  $COP_{AP}$  速度は変化しなかったことが確認された.

各群の  $COM_{AP}$  速度の結果を図 9A に示す. 群の主効果は認められなかった ( $F_{2,31} = 1.170, p = 0.324$ ) 一方で, Test-session の主効果は認められた ( $F_{1,31} = 42.361, p < 0.001$ ). さらに,  $COM_{AP}$  速度において, 群と Test-session の有意な交互作用が認められた ( $F_{2,31} = 3.391, p = 0.047$ ). 単純主効果検定の結果, Post-session における COP+COG 群の  $COM_{AP}$  速度は対照群の  $COM_{AP}$  速度と比較して有意に低かった ( $p = 0.047$ ). また, COP+COG 群と対照群において, Pre-session と比較して Post-session の  $COM_{AP}$  速度が有意に低かった ( $p < 0.001$ ). しかしながら, COP 群の  $COM_{AP}$  速度において, Test-session 間に有意差は認められなかった ( $p = 0.117$ ). 各群の  $COP_{AP}$  速度の結果を図 9B に示す. 群 ( $F_{2,31} = 0.443, p = 0.646$ ) 及び Test-session ( $F_{1,31} = 2.544, p = 0.121$ ) の主効果は認められなかった. また群と Test-session の有意な交互作用も認められなかった ( $F_{2,31} = 1.520, p = 0.235$ ).



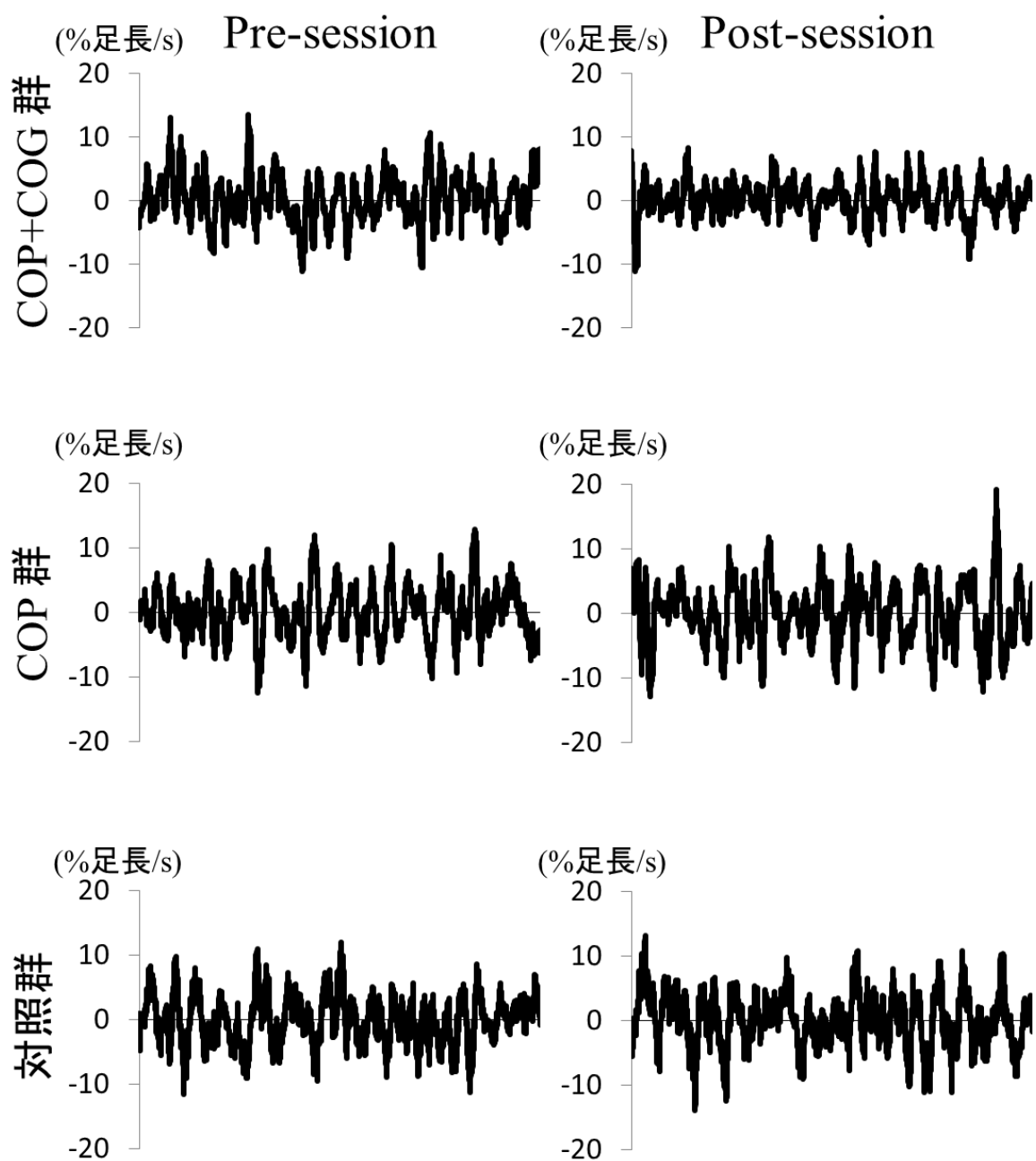


図 7.  $COM_{AP}$  速度の典型的な時系列データ

Pre-session, Post-session における COP+COG 群, COP 群, 対照群の  $COM_{AP}$  速度の典型的な時系列データである. COP+COG 群において,  $COM_{AP}$  速度の減少が確認された. データは全て足長で正規化した.

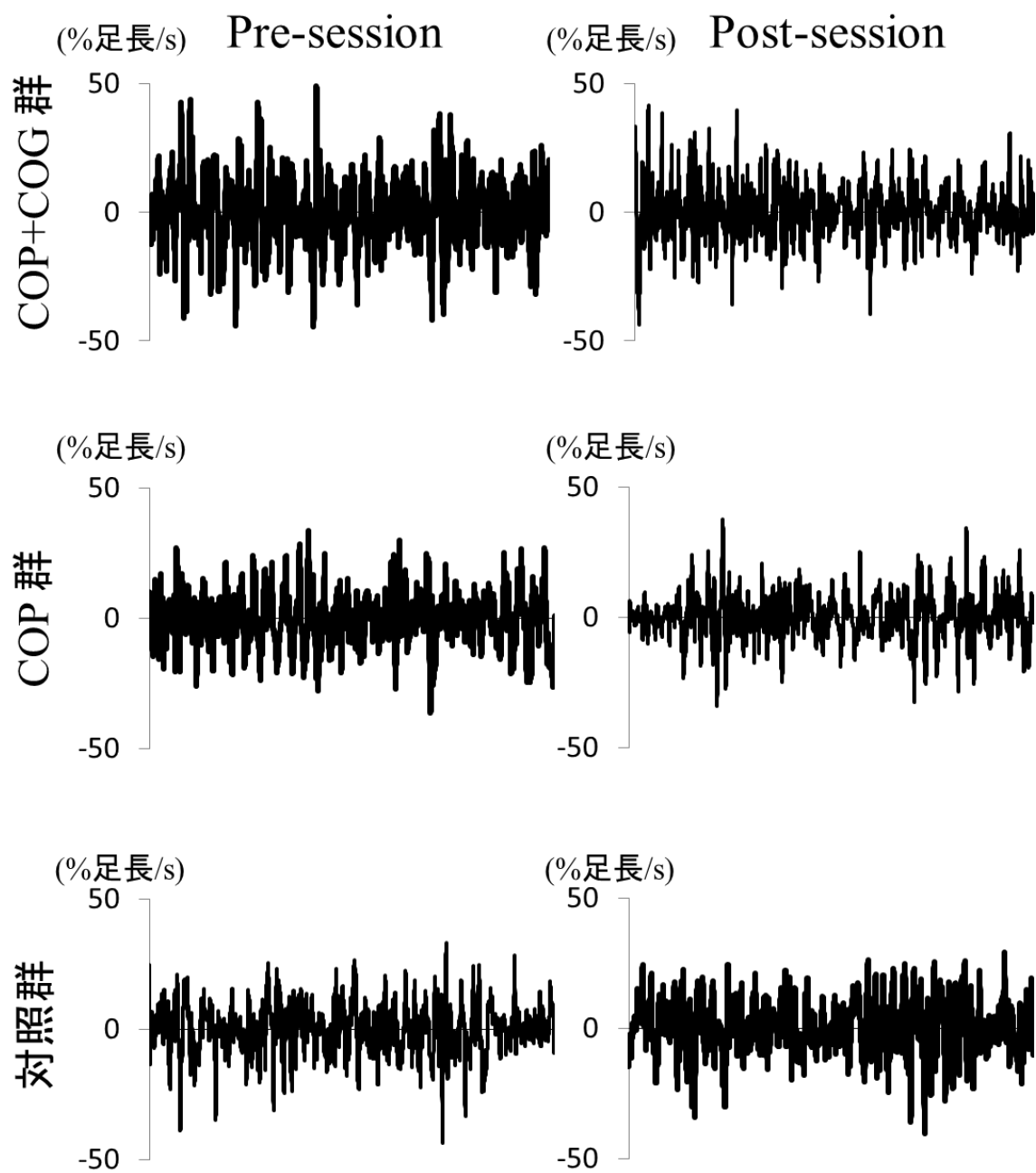


図 8. COP<sub>AP</sub> 速度の典型的な時系列データ

Pre-session, Post-session における COP+COG 群, COP 群, 対照群の COP<sub>AP</sub> 速度の典型的な時系列データである. 全群通して, Training-session 前後で大きな変化は認められなかった. データは全て足長で正規化した.

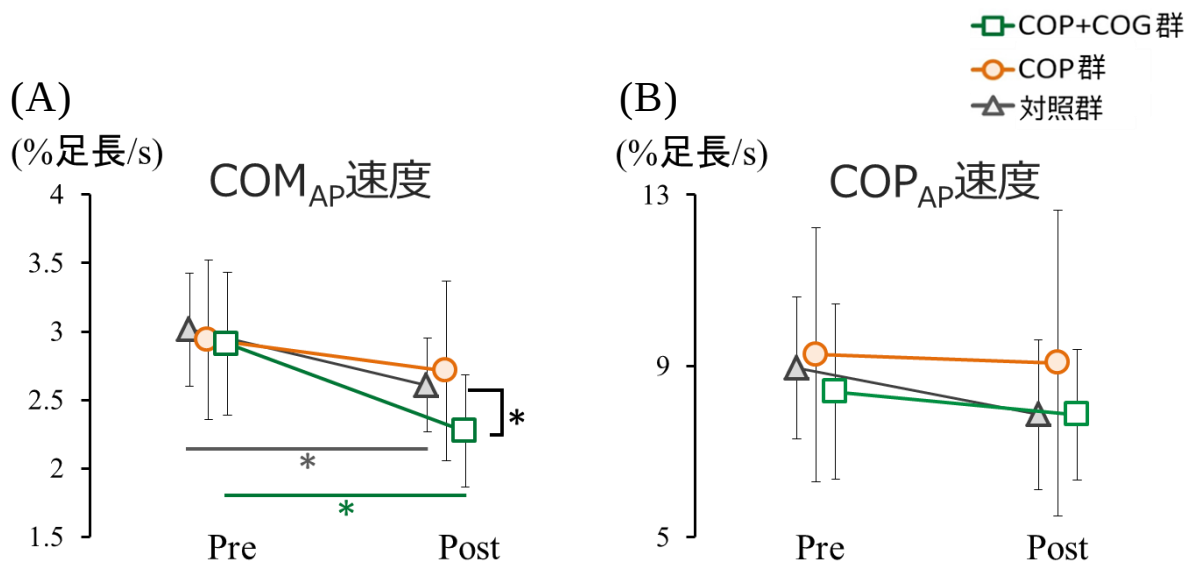


図 9.  $COM_{AP}$  速度 (A) と  $COP_{AP}$  速度 (B) の結果

緑の四角は COP+COG 群，オレンジの丸は COP 群，そして灰色の三角は対照群の結果を表わす．COP+COG 群及び対照群の  $COM_{AP}$  速度は Pre-session と比較して，Post-session において有意に減少していた (両群ともに  $p < 0.001$ )．また Post-session における COP+COG 群の  $COM_{AP}$  速度は対照群と比較して有意に減少していた ( $p = 0.047$ )． $COP_{AP}$  速度に関しては，主効果・交互作用のいずれも認められなかった．全データは各被験者の足長で正規化した．

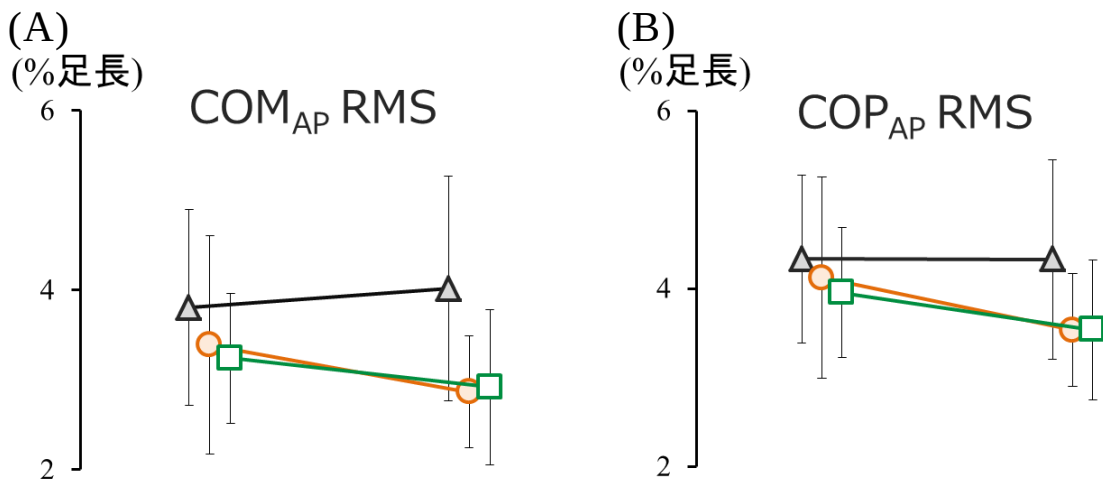


図 10.  $COM_{AP}$  RMS (A) と  $COP_{AP}$  RMS (B) の結果

緑の四角は COP+COG 群の結果，オレンジの丸は COP 群の結果，そして灰色の三角は対照群の結果を表わす． $COM_{AP}$  RMS において，COP+COG 群と対照群との間に有意差が認められた． $COP_{AP}$  RMS に関しては，主効果・交互作用のいずれも認められなかった．全データは各被験者の足長で正規化した．

各群の  $COM_{AP}$  RMS の結果を図 10A に示す. Test-session の主効果 ( $F_{1,31} = 0.979$ ,  $p = 0.330$ ) や有意な交互作用 ( $F_{2,31} = 1.036$ ,  $p = 0.367$ ) は認められなかった. 一方, 群の主効果は認められた ( $F_{2,31} = 4.158$ ,  $p = 0.025$ ). 事後検定により, COP+COG 群の  $COM_{AP}$  RMS は対照群の  $COM_{AP}$  RMS と比較して有意に低かったが ( $p = 0.042$ ), COP 群の  $COM_{AP}$  RMS と対照群の  $COM_{AP}$  RMS との間に有意差は認められなかった ( $p = 0.068$ ). 各群の  $COP_{AP}$  RMS の結果を図 10B に示す. 群 ( $F_{2,31} = 2.199$ ,  $p = 0.128$ ) 及び Test-session ( $F_{1,31} = 3.106$ ,  $p = 0.088$ ) の主効果は認められなかった. また群と Test-session の有意な交互作用も認められなかった ( $F_{2,31} = 0.797$ ,  $p = 0.460$ ).

### 3-3. COP-COM の相対的位置関係

COP-COM<sub>even</sub> において, 群 ( $F_{2,31} = 2.162$ ,  $p = 0.132$ ) 及び Test-session ( $F_{1,31} = 0.047$ ,  $p = 0.829$ ) の主効果は認められなかった. 一方で有意な交互作用が認められた ( $F_{2,31} = 3.517$ ,  $p = 0.042$ ; 図 11A). いずれの主効果も認められなかったため, 各水準の全組み合わせにおける t 検定を Bonferroni 法による補正 (0.05/9) かけて実施した. t 検定の結果, Pre-session と比較して Post-session における COP+COG 群の COP-COM<sub>even</sub> が有意に低下した ( $p = 0.002$ ). 一方, COP 群と対照群において, Test-session 間で有意差が認められなかった (COP 群:  $p = 0.234$ ; 対照群:  $p = 0.644$ ). さらに, Post-session において, COP+COG 群の COP-COM<sub>even</sub> が COP 群 ( $p < 0.001$ ) と比較して有意に低かった.

COP-COM<sub>close</sub> において, 群の主効果 ( $F_{2,31} = 1.457$ ,  $p = 0.248$ ) 及び有意な交互作用 ( $F_{2,31} = 1.267$ ,  $p = 0.296$ ) は認められなかった. 一方, Test-session の主効果は認められた ( $F_{1,31} = 11.884$ ,  $p = 0.002$ ; 図 11B).

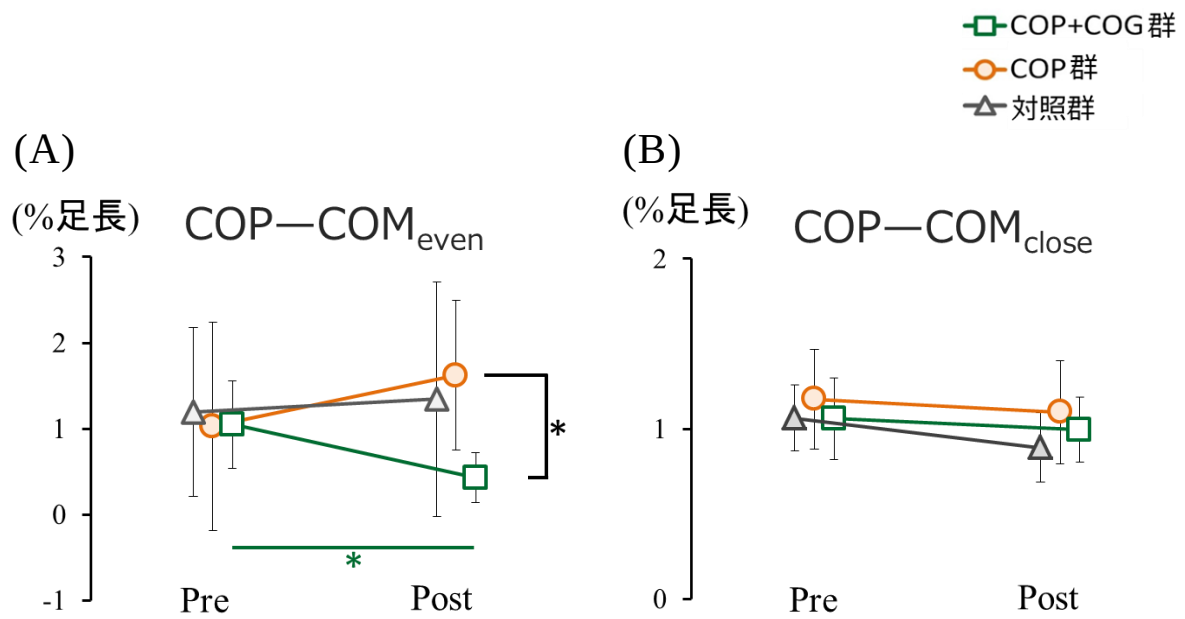


図 11. COP-COM<sub>even</sub> と COP-COM<sub>close</sub> の結果

緑の四角は COP+COG 群，オレンジの丸は COP 群，そして灰色の三角は対照群の結果を表わす．COP+COG 群の COP-COM<sub>even</sub> は Post-session において COP 群よりも有意に低い値となった ( $p < 0.001$ ; A). COP+COG 群の COP-COM<sub>even</sub> は Pre-session 時と比較して Post-session 時に有意に低下していた ( $p = 0.002$ ). COP-COM<sub>close</sub> は Test-session の主効果のみが認められた ( $F_{1,31} = 11.884$ ,  $p = 0.002$ ; B). 全データは各被験者の足長で正規化した．

### 3-4. COP-COM の相対的位置関係と姿勢安定性の関係

Post-session において,  $COM_{AP}$  速度と  $COP-COM_{even}$  との間に有意な相関が認められた ( $r = 0.522, p = 0.002$ ; 図 12A). また,  $COM_{AP}$  速度と  $COP-COM_{close}$  との間にも有意な相関が認められた ( $r = 0.685, p < 0.001$ ; 図 12B).

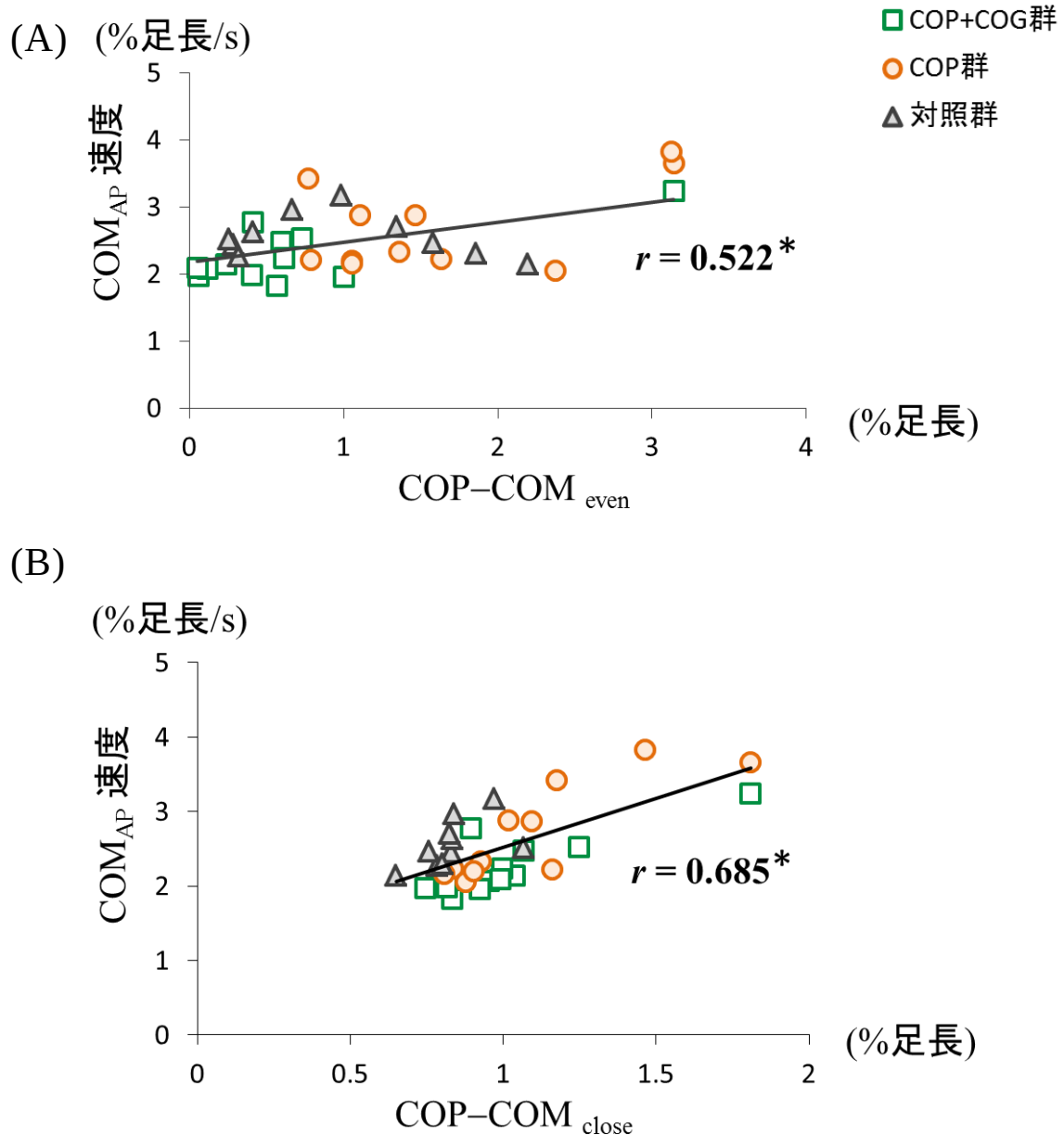


図 12.  $COM_{AP}$  速度と  $COP-COM_{even}$  または  $COP-COM_{close}$  の関係性

緑の四角は COP+COG 群, オレンジの丸は COP 群, そして灰色の三角は対照群の結果を表す. Post-session において,  $COM_{AP}$  速度と  $COP-COM_{even}$  ( $r = 0.522, p = 0.002$ ; A),  $COM_{AP}$  速度と  $COP-COM_{close}$  ( $r = 0.685, p < 0.001$ ; B) との間にそれぞれ有意な相関が認められた. 全データは各被験者の足長で正規化した.

### 3-5. 左右方向の姿勢安定性

COM<sub>ML</sub> 速度 (図 13A) と COM<sub>ML</sub> RMS (図 14A) において, 群の主効果 (COM<sub>ML</sub> 速度:  $F_{2,31} = 2.329$ ,  $p = 0.114$ ; COM<sub>ML</sub> RMS:  $F_{2,31} = 2.842$ ,  $p = 0.074$ ) 及び有意な交互作用 (COM<sub>ML</sub> 速度:  $F_{2,31} = 0.121$ ,  $p = 0.887$ ; COM<sub>ML</sub> RMS:  $F_{2,31} = 2.049$ ,  $p = 0.146$ ) は認められなかった. 一方, COM<sub>ML</sub> 速度と COM<sub>ML</sub> RMS において, Test-session の主効果が認められた (COM<sub>ML</sub> 速度:  $F_{1,31} = 12.497$ ,  $p = 0.001$ ; COM<sub>ML</sub> RMS:  $F_{1,31} = 8.57$ ,  $p = 0.006$ ). 多重比較の結果, COP 群の COM<sub>ML</sub> 速度が Pre-session と比較して Post-session で有意に低かった ( $p = 0.04$ ). しかしながら, COP+COG 群と対照群において, COM<sub>ML</sub> 速度の Test-session 間における有意差は認められなかった (COP+COG 群:  $p = 0.125$ ; 対照群:  $p = 0.056$ ). その一方, Post-session における COP 群の COM<sub>ML</sub> RMS は, Pre-session と比較して有意に増加していた ( $p = 0.009$ ). COP+COG 群と対照群において, COM<sub>ML</sub> RMS の Test-session 間における有意差は認められなかった (COP+COG 群:  $p = 0.82$ ; 対照群:  $p = 0.114$ ).

COP<sub>ML</sub> 速度において, 群の主効果 ( $F_{2,31} = 0.722$ ,  $p = 0.494$ ) 及び有意な交互作用 ( $F_{2,31} = 0.526$ ,  $p = 0.596$ ) は認められなかった (図 13B). 一方, COP<sub>ML</sub> 速度において Test-session の主効果が認められた ( $F_{1,31} = 15.86$ ,  $p < 0.001$ ). 多重比較の結果, COP 群の COP<sub>ML</sub> 速度が Pre-session と比較して Post-session で有意に低かった ( $p < 0.001$ ). しかしながら, COP+COG 群と対照群において, COP<sub>ML</sub> 速度の Test-session 間における有意差は認められなかった (COP+COG 群:  $p = 0.081$ ; 対照群:  $p = 0.195$ ). COP<sub>ML</sub> RMS において, 群 ( $F_{2,31} = 2.697$ ,  $p = 0.083$ ) 及び Test-session ( $F_{1,31} = 0.24$ ,  $p = 0.628$ ) の主効果は認められなかった (図 14B). また群と Test-session の有意な交互作用も認められなかった ( $F_{2,31} = 0.789$ ,  $p = 0.463$ ).

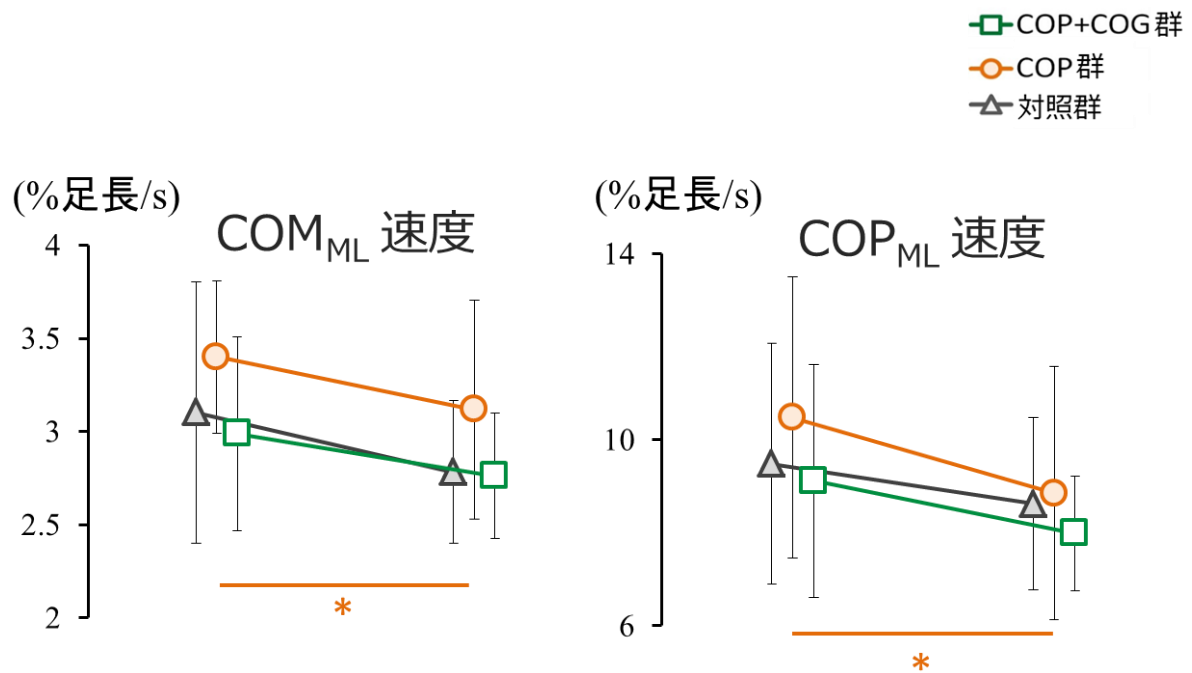


図 13. COM<sub>ML</sub> 速度 (A) と COP<sub>ML</sub> 速度 (B) の結果  
 緑の四角は COP+COG 群の結果，オレンジの丸は COP 群の結果，そして灰色の三角は対照群の結果を表わす．COP 群の COM<sub>ML</sub> 速度・COP<sub>ML</sub> 速度が有意に減少した．全データは各被験者の足長で正規化した．

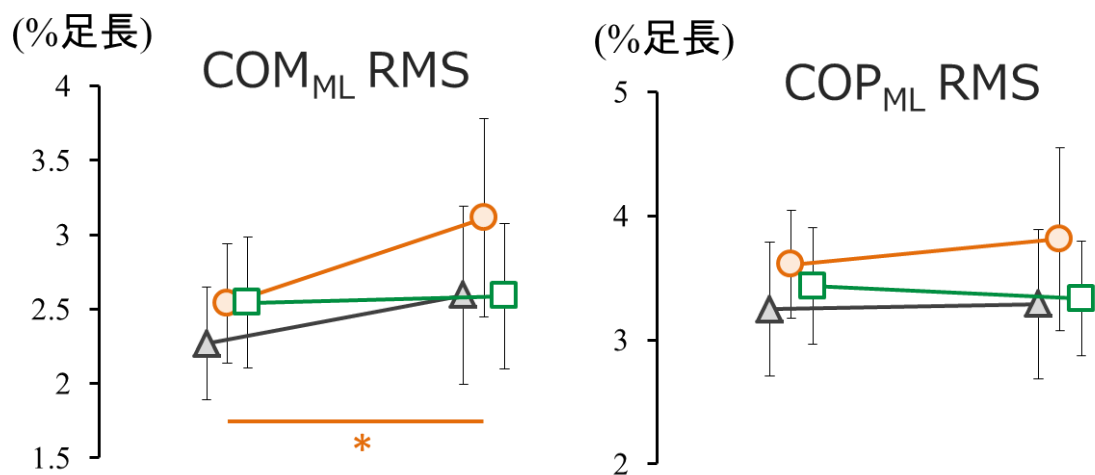


図 14. COM<sub>ML</sub> RMS (A) と COP<sub>ML</sub> RMS (B) の結果  
 緑の四角は COP+COG 群の結果，オレンジの丸は COP 群の結果，そして灰色の三角は対照群の結果を表わす．COP 群の COM<sub>ML</sub> RMS が有意に増大した．全データは各被験者の足長で正規化した．



## 4. 考察

本研究の目的は、静的立位において、COP 単体のフィードバックトレーニングと比較して COP と COG の同時フィードバックの方がより高い適応効果を示すかどうか検証することであった。同時フィードバックに着目した理由として、COG に対する COP の前後均等性や COP と COG との距離といった相対的な位置関係が姿勢安定性に影響を与えること (Mani et al., 2015; Ibuki et al., 2017) や、複雑な課題において視覚フィードバックへの依存性が軽減すること (Sigrist et al., 2013) が報告されていたことが挙げられる。本研究では、姿勢安定性の指標として COM 速度や COM の RMS を用い、フィードバックトレーニング前後のフィードバックが与えられない状況下における適応効果の検証を行った。

本研究の結果では、COP+COG 群と対照群は、介入前後で COM<sub>AP</sub> 速度が改善したが、COP 群は有意に変化しなかった。また、Post-session において、対照群と比較して COP+COG 群の COM<sub>AP</sub> 速度がより低下していた。これらの結果は、COP と COG の同時フィードバックが COP 単体のフィードバックよりも静的姿勢安定性に対するより高い適応効果を有することを示しており、仮説を支持するものであった。

### 4-1. COP と COG の同時フィードバックが姿勢安定性に与える影響

Post-session において、COP+COG 群の COM<sub>AP</sub> 速度、及び COP-COM<sub>even</sub> が低下し、さらに COM<sub>AP</sub> 速度と COP-COM<sub>even</sub> との相関が有意であったことから、COM<sub>AP</sub> 速度の減少は COM<sub>AP</sub> に対する COP<sub>AP</sub> の前後均等な制御による影響が考えられる (図 12A)。COM 速度は、次の瞬間の COM 位置を予測するというリアルタイムの静的バランス制御における指標として有用であり (Masani et al., 2003; Jeka, 2004)、姿勢動揺の指標として高い信頼性と感度を有している (Raymakers et al., 2005; van Dieën et al., 2010)。逆振り子モデルに基づく、COM に対して COP が偏りのない均等な位置関係を保つことができれば、COP から COM への慣性力は、COM を COP のゆらぎの範囲内に留める方向に働き、姿勢安定性を向上させる。なぜなら COP と COM の距離は、COM の加速・減速に関与する慣性モーメントのモーメントアームに相当する (Chang and Krebs, 1999; Jian et al., 1993)。実際、静的バランス制御が卓越しているバレエダンサーは同年代のバレエ未経験者と比較して COM に対する COP の均等性が高く、さらに COP と COM との距離も短いことが報告されている (Ibuki et al., 2017)。対照的に、COM に対する COP の相対的位置の偏りの増大は、COM に対する一方向的な慣性力を産生する (Mani et al., 2015)。以上より、本研究において COP<sub>AP</sub> と COG<sub>AP</sub> を同時に呈示したことにより、2 変数の位置関係がフィードバックされ、姿勢安定性の向上に寄与したものと考えられる。また本研究では前後方向の情報のみ

のフィードバックを使用した。COP+COG 群の  $COM_{ML}$  速度に Training-session 前後で差が認められなかったことから、側方の安静を犠牲にして課題特異的に  $COM_{AP}$  速度の改善が認められたわけではないことが示された。

姿勢動揺範囲・変動性を反映する  $COM_{AP}$  RMS は、COP+COG 群と対照群とで有意差は認められたが、Test-session の主効果が認められなかった。この結果と  $COM_{AP}$  速度が減少したことを合わせて考えると、Training-session 前後で COM を同様の範囲内においてより加速する前に COP によって制動できていたことが示唆される。本研究と同様の推定式による  $COG_{AP}$  をフィードバックとして用いて、健常若年者を対象とした Lakhani らの研究においても、トレーニング前後のフィードバックが無い条件間で  $COM_{AP}$  RMS に変化は認められなかった (Lakhani and Mansfield, 2015)。健常若年者を対象としているため、Pre-session の段階で課題の難易度をある程度確保するために、フォームパッドを用いた結果、Training-session を通して  $COM_{AP}$  速度の改善が認められたことから、一定以上の難易度は確保できていたと考えられるが、動揺の範囲を増大させるほどの課題難易度ではなかったことが示唆される。今後、このトレーニングシステムを高齢者など静的バランス能力が低下している対象者に適用した場合に、速度だけでなく動揺範囲も改善するかどうか検証する必要がある。

COP+COG 群だけでなく、対照群においても Trainin-session を通して  $COM_{AP}$  速度の有意な減少が認められた。対照群は Test 課題と同一の課題を Training-session でも実施していたことから、Pre-session と比較して Post-session で改善が認められたことは妥当な結果である。COP と COG を同時にフィードバックした場合に、それ以上の効果が認められたことに本研究の意義がある。COP と COM との距離を反映する  $COP-COM_{close}$  において、Test-session の主効果は認められたものの、群間差は認められなかった。また、Post-session において、 $COP-COM_{even}$  と  $COP-COM_{close}$  の両方が  $COM_{AP}$  速度に有意な相関関係が認められたことから、やはり姿勢安定性には COM に対する COP の均等性と距離の両方が関与し、同時フィードバックを行ったことで COM と COP との距離だけでなく、均等性も改善したことが対照群と比較して更なる姿勢安定性の獲得に繋がったことが示唆される。

## 4-2. COP 単体フィードバックの限界点

COP+COG 群と異なり, COP 群は  $COM_{AP}$  速度の改善が認められなかった. COP は COM の不安定性に対する神経筋系の応答である (Winter, 2009). つまり COP と COM は制御変数と被制御変数の関係性である. したがって COP をフィードバックし, その動揺範囲を狭めるようにトレーニングを実施するということは COM に対する制御の自由度を減少させてしまう可能性がある. また, 視覚フィードバックに対する依存性も姿勢安定性の向上を阻害した可能性がある. いくつかの先行研究において, 連続的な視覚フィードバックを呈示するとフィードバックを与えている最中はパフォーマンスが向上するが, フィードバックを無くした状況下では再び低下してしまうことを報告されている (Ronse et al., 2011; Lakhani and Mansfield, 2015). この依存性は課題の内容が単純であるほど顕著に認められ (Ranganathan and Newell, 2009; Van der Linden et al., 1993; Winstein et al., 1996), フィードバック依存的な制御から既存の運動プログラムを更新し, 自己内発的な戦略の構築への移行していく過程を踏む必要がなく課題を遂行可能であるためだと考えられている. したがって, 課題内容が複雑で, 多感覚を用いて自己内発的な戦略を構築する必要がある課題を用いれば, フィードバックを除去した状況下でも効果が保持されることが報告されている (Sigrist et al., 2013). COP+COG 群に適応効果が認められたのは COP と COG の 2 変数を同時に制御するというかなり複雑な課題を行っていたことから, 多感覚を統合し自己内発的な戦略構築を必要としたためであったことが示唆される.

一方で, COP 群の  $COM_{ML}$  速度や  $COP_{ML}$  速度は Training-session 後に低下していた. しかしながら, COP 群の  $COM_{ML} RMS$  が Test-session 後に増大したことから, COM の速度は低下しているものの動揺範囲が増大しており, 側方の姿勢安定性が向上したとは一概に言えない結果となった.

興味深いことに,  $COM_{AP}$  速度の結果と異なり,  $COP_{AP}$  速度はいずれの群においても, Test-session 間で有意な改善は認められなかった. 一般的に, 静的立位時において COP と COM との距離は小さく, 同様の軌跡を呈するという前提のもと, 臨床現場では COM 計測の代用として COP を計測していることが多い. したがって, いくつかの研究でも, COM の偏倚の減少は COP の偏倚の減少と同時に生じると考えられている (Horak and MacPherson, 1996). しかしながら, 歩行開始などの動的バランス制御時には, COP は COM から離れることにより, COM に対する慣性力を産生させ, COM の前方への推進力を生み出す. さらに, 外乱応答時においては, COM を支持基底面内に留めておくために, COP は COM より先行して動き COM に対する制動力を産生する (Winter, 2009). よって, 難易度の高い静的バランス課題や, 高齢者などの静的バランス機能が低下している場合にみられる不安定な状況下では, COP と COM の軌跡が乖離していることは十分に考えられる. 本研究は, 健常若年者を対象としているが, フォームパッド上での立位課題であり, 通常の静止立位よりも難易度が高く, さらに,

事前に被験者が床反力計上に直接立位を取った際の COM の動揺範囲をもとに課題の難易度（スクリーン上の 2 本の線の距離）を設定しており，各被験者の静的バランス能力に合わせた難易度設定が行われていたことが考えられる．

Carpenter ら (2010) や Murnaghan ら (2011) は，COM の動きが固定されている際に COP の偏倚が増大することを報告している．彼らは，静止立位において COP の偏倚によって感覚情報を収集するという COP の探索的役割を提唱した．本研究結果は COM<sub>AP</sub> 速度の低下に伴って COP<sub>AP</sub> 速度の低下を示さなかったことから，COM と COP の軌跡が実際には異なっていたことが示唆される．

#### 4-3. 研究限界と今後の展望

本研究では，課題難易度の調整のためにフォームパッドを使用したが生じる力やモーメントがパッドを介して分散されてしまう可能性があり，フォームパッドから床反力計に伝わる力が足底から生じる力と完全に一致していなかった可能性がある．

COP+COG 群において，COM<sub>ML</sub> 速度，COM<sub>ML</sub> RMS，COP<sub>ML</sub> 速度，COP<sub>ML</sub> RMS のいずれも Test-session 間で有意差はなかった．したがって，側方の姿勢安定性の向上は COP+COG 群において認められなかった．本研究では COG<sub>AP</sub> に対する COP<sub>AP</sub> の均等性を意識した課題を実施したため，被験者が遂行可能な課題難易度を考慮し，視覚フィードバックの動きは前後方向のみに設定したが，今後は左右方向のフィードバックを行い効果検証する必要があると考えられる．また，前後または左右の立位姿勢制御は，足関節メカニズムと股関節メカニズムがそれぞれ独立して関与している (Winter et al., 1996)．静止立位時において，これら 2 つのメカニズムに関するフィードバックトレーニングが姿勢制御に与える効果も今後の研究で更に検証していくことが求められる (Rougier, 2009)．

本研究の結果は，静的姿勢制御に対する適応効果を示したことまでに留まる．今後はトレーニング後に時間を空けて再度計測し，適応効果が持続するかどうか，つまり運動学習を促進するかどうかにも検証する必要がある．

## V. 結論

COP と COG を同時に用い、その相対的位置関係に焦点を当てたフィードバックトレーニングは、COP 単体を用いたフィードバックトレーニングと比較して、フィードバックが存在しない状況下での静的立位時の姿勢動揺を減少させる。COG<sub>AP</sub> に対する COP<sub>AP</sub> の前後均等な制御は、COM<sub>AP</sub> 速度を減少させ、静的姿勢バランス保持に効果的である。本研究は現在広く臨床現場で用いられている COP 単体のフィードバックトレーニングよりも静的姿勢制御に対して効果的な新たなフィードバックトレーニング様式を提案するものである。

## VI. 謝辞

本研究は、筆者が北海道大学大学院保健科学院保健科学専攻博士後期課程在学中に、同大学大学院保健科学研究所機能回復学分野浅賀忠義教授による指導のもと行われたものです。本論文の作成にあたり、終始多大なるご指導やご支援を賜りました浅賀忠義教授に心より敬意と感謝の意を表します。また、北海道大学大学院保健科学研究所機能回復学分野萬井太規助教には、本論文の投稿に当たり、親身なご指導やご意見を賜り心より感謝致します。

北海道大学大学院保健科学研究所機能回復学分野の前島洋教授、寒川美奈准教授には、ご多忙の中、本論文の審査員として親身なご指導、ご指摘を賜り心より感謝いたします。

本研究を進めるに当たり、多大なるご協力やご支援を賜り公私に渡り支えてくださった北海道大学大学院保健科学院の浅賀研究室の皆様には深く感謝致します。また、被験者として協力頂いた皆様に感謝致します。

## VII. 文献

1. Allet L, Kim H, Ashton-Miller J, De Mott T, Richardson JK. Frontal plane hip and ankle sensorimotor function, not age, predicts unipedal stance time. *Muscle Nerve*. 2012; 45(4): 578-585
2. Bechly KE, Carender WJ, Myles JD, Sienko KH. Determining the preferred modality for real-time biofeedback during balance training. *Gait & Posture* 2012
3. Bohannon RW, Larkin PA, Cook AC, Gear J, Singer J. Decrease in timed balance test scores with aging. *Phys Ther* 1984; 64(7): 1067-1070
4. Carpenter MG, Murnaghan CD, Inglis JT. Shifting the balance: evidence of an exploratory role for postural sway. *Neuroscience* 2010; 171: 196-204
5. Cawsey RP, Cha R, Carpenter MG, Sanderson DJ. To what extent can increasing the magnification of visual feedback of the centre of pressure position change the control of quiet standing balance? *Gait Posture* 2009; 29: 280-284
6. Chang H, Krebs DE. Dynamic balance control in elders: gait initiation assessment as a screening tool. *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80: 490-494
7. Chiari L, Dozza M, Cappello A, Horak FB. Audio-biofeedback for balance improvement : An accelerometry-based system. *IEEE Trans Biomed Eng* 2005
8. Chiou SC, Chang EC. Bimanual coordination learning with different augmented feedback modalities and information types. *PLoS One*. 2011; 11(2): e0149221
9. Cho BL, Scarpace D, Alexander NB. Tests of stepping as indicators of mobility, balance, and fall risk in balance-impaired older adults. *J Am Geriatr Soc*, 2004;52(7):1168-73.
10. Corriveau H, Hebert R, Prince F, Raiche M. Intrasession reliability of the “Center of pressure minus center of mass” variable of postural control in the healthy elderly. *Arch Phys Med Rehab* 2000; 81: 45-48
11. Corriveau H, Hebert R, Prince F, Raiche M. Postural control in the elderly: An analysis of test-retest and interrater Reliability of the COP-COM variable. *Arch Phys Med Rehab* 2001; 82: 80-85
12. Dault MC, de Haart M, Geurts ACH, Arts IMP, Nienhuis B. Effects of visual center of pressure feedback on postural control in young and elderly healthy adults and in stroke patients. *Hum Mov Sci* 2003; 22: 221–236
13. Fitts PM, Posner MI. Human performance. Books/Cole Publishing Co. 1967
14. Freitas SMSF, Duarte M. Joint coordination in young and older adults during quiet stance: Effect of visual feedback of the center of pressure. *Gait Posture* 2012; 35: 83-87
15. Geiger RA, Allen JB, O’Keefe J, Hicks RR. Balance and mobility following stroke: Effects of physical therapy interventions with and without biofeedback/forceplate training. *Phys Ther* 2001; 81: 995-1005
16. Haines TP, Hill AM, Hill KD, Brauer SG, Hoffmann T, Etherton-Beer C, McPhail SM. Cost effectiveness of patient education for the prevention of falls in hospital: economic evaluation from a randomized controlled trial. *BMC Med*. 2013; 22: 11: 135.
17. Halicka Z, Lovotkova J, Buckova K, Hlavacka F. Effectiveness of different visual biofeedback signals for human balance improvement. *Gait Posture* 2014; 39: 410-414

18. Halliday SE, Winter DA, Frank JS, Patla A, Prince F. The initiation of gait in young, elderly, and Parkinson's disease subjects. *Gait Posture* 1998; 8: 8-14
19. Hasegawa N, Takeda K, Sakuma M, Mani H, Maejima H, Asaka T. Learning effects of dynamic postural control by auditory biofeedback versus visual biofeedback training. *Gait Posture*. 2017; 58: 188-193
20. Horak FB, Henry SM, Shumway-Cook A. Postural perturbations: New insights for treatment of balance disorders. *Phys Ther* 1997; 77: 517-533
21. Horak FB, MacPherson JM. Postural orientation and equilibrium. in: Rowell LB, Shepherd JT (Eds.), *Handbook of physiology, Section 12, Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems*. New York: Oxford University Press; 1996: 255-292
22. Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol* 1986; 55: 1369-1381
23. Horak FB, Wrisley DM, Frank J. The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Phys Ther*. 2009; 89(5): 484-498. doi: 10.2522/ptj.20080071.
24. Hurt CP, Rosenblatt NJ, Grabiner MD. Form of the compensatory stepping response to repeated laterally directed postural disturbances. *Exp Brain Res* . 2011; 214: 557-566
25. Ibuki A, Mani H, Takeda K, Hasegawa N, Yamamoto K, Maejima H, Asaka T. Characteristic relationship between the centre of pressure and the centre of mass during quiet standing in female ballet dancers. *Int Phys Med Rehab J* 2017; DOI: 10.15406/ipmrj. 2017.01.00009
26. Janssen M, Pas R, Aarts J, Janssen-Potten Y, Vles H, Nabuurs C, van Lummel R, Stokroos R, Kingma H. Clinical observational gait analysis to evaluate improvement of balance during gait with vibrotactile biofeedback. *Physiother Res Int* 2012
27. Jeka J, Kiemel T, Creath R, Horak F, Peterka R. Controlling human upright posture: Velocity information is more accurate than position or acceleration. *J Neurophysiol* 2004;92:2368-79
28. Jian Y, Winter DA, Ishac MG, Gilchrist L. Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait. *Gait Posture* 1993; 1: 9-22
29. Kilby MC, Slobounov SM, Newell KM. Augmented feedback of COM and COP modulates the regulation of quiet human standing relative to the stability boundary. *Gait Posture* 2016; 47: 18-23
30. Lakhani B, Mansfield A. Visual feedback of the centre of gravity to optimize standing balance. *Gait Posture* 2015; 41: 499-503
31. Malone LA, Vasudevan EVL, Bastian AJ. Motor adaptation training for faster relearning. *J Neurosci* 2011; 31(42): 15136-15143
32. Mani H, Hsiao SF, Takeda K, Hasegawa N, Tozuka M, Tsuda A, Ohashi T, Suwahara T, Ito K, Asaka T. Age-Related Changes in Distance From Center of Mass to Center of Pressure During One-Leg Standing. *J Mot Behav* 2015; 47: 282-290
33. Masani K, Popovic MR, Nakazawa K, Kouzaki M, Nozaki D. Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet standing. *J Neurophysiol* 2003;90:3774-82
34. Masani K, Vette AH, Kouzaki M, Kanehisa H, Tukunaga T, Popovic MR. Larger center of pressure minus center of gravity in the elderly induces larger body acceleration during quiet standing. *Neurosci Lett* 2007; 422: 202-206

35. McChesney JW, Woollacott MH. The effect of age-related declines in proprioception and total knee replacement on postural control. *J Gerontol* 2000; 55A: M658-M666
36. McComas AJ, Upton ARM, Sica REP. Motoneuron disease and aging. *Lancet* 1973; 2: 1477-1480
37. Murnaghan CD, Horslen BC, Inglis JT, Carpenter MG. Exploratory behaviour during stance persists with visual feedback. *Neuroscience* 2011; 195: 54-59
38. Nevitt MC, Cummings SR, Hudes ES. Risk factors for injurious falls: a prospective study. *J Gerontol* 1991; 46(5): M164-M170.
39. Niino N, Nishita Y. Muscle and bone health as a risk factor of fall among the elderly. Fear of falling and the post-fall syndrome. *Clin Calcium* 2008;18(6):790-4. doi: CliCa0806790801
40. Okuni I, Uchi M, Harada T. Sagittal-plane spinal curvature and center of foot pressure in healthy young adults. *J Med Soc Toho Univ* 2006; 53: 254-260
41. Ranganathan R, Newell KM. Influence of augmented feedback on coordination strategies. *J Mot Behav* 2009; 41(4): 317-330
42. Raymakers JA, Samson MM, Verhaar HJ. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait Posture* 2005; 21: 48-58
43. Riach CL, Starkes JL. Stability limits of quiet standing postural control in children and adults. *Gait Posture* 1993; 1: 105-111
44. Rocchi L, Chiari L, Mancini M, Carlson-Kuhta P, Gross A, Horak FB. Step initiation in Parkinson's disease: Influence of initial stance conditions. *Neurosci Lett*. 2006; 406: 128-132
45. Ronsse R, Puttemans V, Coxon JP, Goble DJ, Wagemans J, Wenderoth N, Swinnen SP. Motor learning with augmented feedback : Modality-dependent behavioral and neural consequences. *Cereb Cortex*. 2011; 21(6): 1283-1294
46. Rougier PR. Undisturbed stance control in healthy adults is achieved differently along anteroposterior and mediolateral axes: evidence from visual feedback of various signals from center of pressure trajectories. *J Mot Behav* 2009; 41:197-206
47. Salmoni AW, Schmidt RA, Walter CB. Knowledge of results and motor learning: a review and critical reappraisal. *Psychol Bull*. 1984, 95(3): 355-386
48. Schmidt RA. A schema theory of discrete motor skill learning. *Psychol Rev*. 1975; 82(4): 225-260
49. Schmidt RA. Motor learning and performance : From principles to practice. Human Kinetic Publishers. 1991
50. Shubert TE, Schrodtt LA, Mercer VS, Busby-Whitehead J, Giuliani CA. Are scores on balance screening tests associated with mobility in older adults? *J Geriatr Phys Ther*. 2006; 29(1): 35-39
51. Schmidt RA, Young DE, Swinnen S, Shapiro DC. Summary knowledge of results for skill acquisition: support for the guidance hypothesis. *J Exp Psychol Learn Mem Cogn*. 1989, 15(2): 352-359
52. Schmuelof L, Krakauer JW, Mazzoni P. How is a motor skill learned? Change and invariance at the levels of task success and trajectory control. *J Neurophysiol*. 2012; 108(2): 578-594
53. Shumway-Cook A, Wollacott M. Motor Control: Translating Research into Clinical Practice. fourth ed. Philadelphia: Lippincott Williams &Wilkins; 2011



54. Sigrist R, Rauter G, Riener R, Wolf P. Augment visual, auditory, haptic, and multimodal feedback in motor learning: A review. *Psychon Bull Rev* 2013; 20: 21-53
55. Sihvonen SE, Sipila S, Era PA. Changes in postural balance in frail elderly women during a 4-week visual feedback training: a randomized controlled trial. *Gerontology* 2004; 50(2): 87-95
56. Smalley A, White SC, Burkard R. The effect of augmented somatosensory feedback on standing postural sway. *Gait Posture* 2018; 60: 76-80
57. Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Eng J Med* 1988; 319(26): 1701-1707
58. Tomonaga M. Histochemical and ultrastructural changes in senile human skeletal muscle. *J Am Geriatr Soc* 1977; 25: 125-131
59. van der Linden DW, Cauraugh JH, Greene TA. The effect of frequency of kinetic feedback on learning an isometric force production task in nondisabled subjects. *Phys Ther* 1993; 73(2): 79-87
60. van Dieën JH, Koppes LL, Twisk JW. Postural sway parameters in seated balancing; their reliability and relationship with balancing performance. *Gait Posture* 2010; 31: 42-46
61. Vellas BJ, Wayne SJ, Romero LJ, Baumgartner RN, Garry PJ. Fear of falling and restriction of mobility in elderly fallers. *Age Ageing* 1997; 26(3): 189-93.
62. Winstein CJ, Phl PS, Cardinale C, Green A, Scholtz L, Waters CS. Learning a partial-weight-bearing skill: Effectiveness of two forms of feedback. *Phys Ther* 1996; 76(9): 985-993
63. Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. fourth ed. Hoboken: Wiley & Sons, 2009
64. Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac MG, Gielo-Perczak K. Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol* 1998; 80: 1211-1221
65. Winter DA, Prince F, Frank JS, Powell C, Zabjek KF. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet standing. *J Neurophysiol* 1996; 75: 2334-2343
66. Yu E, Abe M, Masani K, Kawashima N, Eto F, Haga N, Nakazawa K. Evaluation of postural control in quiet standing using center of mass acceleration: Comparison among the young, the elderly, and people with stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2008; 89: 1133-1139
67. Zattsiorsky VM. Inertial properties of the human body. In: *Kinetics of Human Motion*, Champaign: Human Kinetics, 2002
68. Zijlstra A, Mancini M, Chiari L, Zijlstra W. Biofeedback for training balance and mobility tasks in older populations: a systematic review. *J Neuroeng Rehabil* 2010; 7: 58
69. 土屋和雄, 高草木薫, 荻原直道編. 身体適応 —歩行運動の神経機構とシステムモデル— (シリーズ移動知 第2巻). オーム社, 東京, 2010
70. 日本平衡神経科学会編. 平衡機能検査の実際. 第2版, 南山堂, 東京, 1992
71. 樋口貴広, 建内宏重. 姿勢と歩行 協調からひも解く. 三輪書店, 東京, 2015

## 業績リスト

### 1. 著書

なし.

### 2. 学会誌又は学術雑誌への論文掲載

#### I. 論文発表

1. Adaptation effects in static postural control by providing simultaneous visual feedback of center of pressure and center of gravity.  
Takeda K., Mani H., Hasegawa N., Sato Y., Tanaka S., Maejima H., Asaka T.  
J Physiol Anthropol., 36(1): 31. 2017
2. Autistic traits modulate the activity of the ventromedial prefrontal cortex in response to female faces.  
Murakami Y., Sakai S., Takeda K., Sawamura D., Yoshida K., Hirose T., Ikeda C., Mani H., Yamamoto T., Ito A.  
Neurosci Res., in press
3. Characteristic relationship between the centre of pressure and the centre of mass during quiet standing in female baller dancers.  
Ibuki A., Mani H., Takeda K., Hasegawa N., Yamamoto K., Maejima H., Asaka T.  
Int Phys Med Rehab J., 1(2): 00009. 2017
4. Learning effects of dynamic postural control by auditory biofeedback versus visual biofeedback training.  
Hasegawa N., Takeda K., Sakuma M., Mani H., Maejima H., Asaka T.  
Gait Posture., 58:188-193. 2017
5. Adaptation of postural control while standing on a narrow unfixed base of support. Mani H., Hsiao SF., Konishi T., Izumi T., Tsuda A., Hasegawa N., Takeda K., Colley N., Asaka T.  
Int J rehabil Res., 39(1): 92-95. 2016
6. Age-related changes in distance from center of mass to center of pressure

during one-leg standing.

Mani H., Hsiao SF., Takeda K., Hasegawa N., Totsuka M., Tsuda A., Ohashi T., Suwahara T., Ito K., Asaka T.

J Mot Behav., 47(4): 282-290. 2015

7. クロスステップ反復練習による片脚立位動作時の姿勢安定性への効果.  
萬井太規, 長谷川直哉, 武田賢太, 佐久間萌, 伊吹愛梨, 石川啓太, 前島洋, 浅賀忠義.  
理学療法科学. 31 (4): 601-607. 2016
8. 視覚フィードバックと聴覚フィードバックによる動的バランスの学習効果の違い.  
長谷川直哉, 萬井太規, 武田賢太, 佐久間萌, 笠原敏史, 浅賀忠義.  
理学療法科学. 42 (6): 474-479. 2015

## II. 学会発表

### II -1. 国際学会

1. Adaptation effects in static postural control by providing simultaneous visual feedback of center of pressure and center of gravity.  
Takeda K., Mani H., Hasegawa N., Maejima H., Asaka T.  
The Third FHS International Conference, Hokkaido, Japan, July 2017.
2. Adaptation effects of postural control during standing on a tilting board in patients with Parkinson's disease.  
Hasegawa N., Takeda K., Mani H., Maejima H., Asaka T.  
The Third FHS International Conference, Hokkaido, Japan, July 2017.
3. Autistic traits affect vmPFC activity associated with preference-related valuation.  
Murakami Y., Sakai S., Takeda K., Sawamura D., Yoshida K., Hirose T., Ikeda C., Mani H., Yamamoto T., Ito A.  
The Third FHS International Conference, Hokkaido, Japan, July 2017.
4. Influences of visual field loss for postural stability during quiet standing in healthy young adults.  
Taneda K., Tanaka S., Takeda K., Hasegawa N., Kodama Y., Mani H., Asaka T.  
The Third FHS International Conference, Hokkaido, Japan, July 2017.

5. Cortical processes to predict timing gait initiation through visual information.  
Takeda K., Nishi Y., Mani H., Hasegawa N., Ishigaki T., Takamura Y., Osumi M., Nobusako S., Maejima H., Morioka S., Asaka T.  
Neuroscience 2016, San Diego, CA, USA, November 2016.
6. Different learning effects of dynamic postural control by visual or auditory feedback training.  
Hasegawa N., Sakuma M., Tanaka S., Sato Y., Takeda K., Mani H., Maejima H., Asaka T.  
Neuroscience 2016, San Diego, CA, USA, November 2016,.
7. Effects of visual feedback training using center of gravity along with center of pressure for static postural balance.  
Mani H., Takeda K., Hasegawa N., Sato Y., Tanaka S., Suda Y., Maejima H., Asaka T.  
Neuroscience 2016, San Diego, CA, USA, November 2016.
8. Personality traits contribute to voluntary pain-related avoidance behavior.  
Nishi Y., Osumi M., Nobusako., Takeda K., Morioka S.  
Neuroscience 2016, San Diego, CA, USA, November 2016,.
9. Practice of predicted step responses improves postural stability during unpredicted step responses.  
Tanaka S., Suwahara T., Takeda K., Mani H., Saito H., Maejima H., Asaka T.  
The 2<sup>nd</sup> FHS international Conference, Hokkaido, Japan, July 2015
10. Effects of timing of vanishing target on anticipatory timing during gait initiation.  
Takeda K., Mani H., Hasegawa N., Suwahawa T., Tsuda A., Totsuka M., Ohashi T., Ishikawa K., Ibuki A., Sakuma M., Maejima H., Asaka T.  
International Symposium on Modern Health Sciences, Kaohsiung, Taiwan, February 2015.
11. Difference of the relative distances from center of pressure to center of mass between the young and elderly people during one-leg standing.  
Mani H., Hasegawa N., Takeda K., Nanbu M., Totsuka M., Tsuda A., Ito K., Ohashi T., Suwahara T., Zhao J., Hsiao SF., Asaka T.  
The 1st Asia - Pacific Conference on Coaching Science, Hokkaido, Japan, July 2014.  
**APCOCS 2014 ‘Young Coaching Scientist’s Award (YCSA)’**

12. Different effects of motor learning between visual and auditory feedback exercises in dynamic postural balance.  
Hasegawa N., Sakuma M., Mani H., Totsuka M., Tsuda A., Ito K., Ohashi T., Suwahara T., Takeda K., Zhao J., Hsiao SF., Kasahara S., Asaka T.  
The 1st Asia - Pacific Conference on Coaching Science, Hokkaido, Japan, July 2014.
13. The relationship between center of mass and center of pressure in the limits of stability.  
Totsuka M., Ibuki A., Mani H., Hasegawa N., Ohashi T., Suwahara T., Takeda K., Ito K., Tsuda A., Zhao J., Asaka T.  
The 1st Asia - Pacific Conference on Coaching Science, Hokkaido, Japan, July 2014.
14. Age-related Changes in the Relative Distances from Center of Pressure to Center of Mass during One-leg Standing.  
Mani H., Hsiao SF., Hasegawa N., Takeda K., Asaka T.  
The 67<sup>th</sup> Congress of the Taiwan Physical Therapy Association, Taipei, Taiwan, March 2014.
15. Learning effects of dynamic postural balance by visual or auditory feedback exercise.  
Hasegawa N., Hsiao SF., Mani H., Takeda K., Asaka T.  
The 67<sup>th</sup> Congress of the Taiwan Physical Therapy Association, Taipei, Taiwan, March 2014.

## Ⅱ-2. 国内学会発表

1. 動的バランスにおける感覚フィードバック練習の学習効果の違い.  
長谷川直哉, 武田賢太, 萬井太規, 浅賀忠義.  
第3回北大・部局横断シンポジウム 研究ネットワーク促進プログラム,  
北海道, 2018年1月.
2. 視覚フィードバック練習が立位における重心動揺のカオス性に及ぼす影響.  
丸谷孝史, 武田賢太, 萬井太規, 浅賀忠義.  
日本健康行動科学会第16回学術大会, 北海道, 2017年9月.

3. 自閉症傾向が顔の選好判断及び脳活動に与える影響.  
村上優衣, 境信哉, 武田賢太, 澤村大輔, 吉田一生, 廣瀬喬道, 池田千紗, 萬井太規, 山本徹, 伊藤文人.  
日本健康行動科学会第 16 回学術大会, 北海道, 2017 年 9 月.  
**大会長優秀発表賞**
4. 周辺視野狭窄が姿勢安定性に及ぼす影響について.  
種田健二, 田中晨太郎, 武田賢太, 長谷川直哉, 小玉祐矢, 萬井太規, 浅賀忠義.  
日本健康行動科学会第 16 回学術大会, 北海道, 2017 年 9 月.
5. 片脚立位保持の姿勢戦略の発達について.  
萬井太規, 宮城島沙織, 小玉祐矢, 武田賢太, 小塚直樹, 浅賀忠義.  
日本健康行動科学会第 16 回学術大会, 北海道, 2017 年 9 月.
6. 歩行開始における予測的姿勢調節の発達.  
小玉祐矢, 萬井太規, 宮城島沙織, 武田賢太, 小塚直樹, 浅賀忠義.  
日本健康行動科学会第 16 回学術大会, 北海道, 2017 年 9 月.
7. 立位姿勢反応と安定性限界が改善したパーキンソン病患者の一症例—  
足圧中心随伴型床面移動刺激装置を用いた練習効果—.  
武田賢太, 花木里穂, 長谷川直哉, 萬井太規, 菅田葉月, 浅賀忠義.  
日本健康行動科学会第 16 回学術大会, 北海道, 2017 年 9 月.
8. 傾斜台上立位保持がパーキンソン病患者の安定性限界と歩行に与える  
即時効果.  
長谷川直哉, 佐藤祐樹, 武田賢太, 大橋哲朗, 田中晨太郎, 丸谷孝史,  
加藤新司, 中山恭秀, 萬井太規, 浅賀忠義.  
第 52 回日本理学療法学術大会, 千葉, 2017 年 5 月.
9. バランスボード上の姿勢戦略の順応効果.  
萬井太規, 長谷川直哉, 武田賢太, 佐藤祐樹, 田中晨太郎, 吳瑕, 前島  
洋, 浅賀忠義.  
第 52 回日本理学療法学術大会, 千葉, 2017 年 5 月.
10. 反復後方ステップ練習による非予測的外乱時の即時効果.  
田中晨太郎, 長谷川直哉, 武田賢太, 大橋哲朗, 佐藤祐樹, 丸谷孝史,  
金雪梅, 萬井太規, 浅賀忠義.  
第 52 回日本理学療法学術大会, 千葉, 2017 年 5 月.

11. 傾斜台上立位がパーキンソン病患者の静的立位保持と安定性限界に与える即時効果.  
佐藤祐樹, 長谷川直哉, 成田雅, 武田賢太, 石川啓太, 大橋哲朗, 田中晨太郎, 呉瑕, 丸谷孝史, 金雪梅, 加藤新司, 萬井太規, 中山恭秀, 浅賀忠義.  
第 14 回日本神経理学療法学会学術集会, 宮城, 2016 年 11 月.
12. 視覚情報を用いたタイミング予測下における歩行開始時の皮質処理.  
武田賢太, 長谷川直哉, 田中晨太郎, 呉瑕, 浅賀忠義.  
第 15 回日本健康行動科学会, 大阪, 2016 年 9 月.
13. 周期的な動作課題における視覚と聴覚フィードバック練習の学習効果の違い.  
長谷川直哉, 武田賢太, 田中晨太郎, 呉瑕, 萬井太規, 浅賀忠義.  
第 15 回日本健康行動科学会, 大阪, 2016 年 9 月.
14. 足圧中心と体重心の同時視覚フィードバック練習による静的立位バランスの効果.  
呉瑕, 武田賢太, 長谷川直哉, 田中晨太郎, 浅賀忠義.  
第 15 回日本健康行動科学会, 大阪, 2016 年 9 月.  
**大会長優秀発表賞**
15. 予測的な反復後方ステップ練習による非予測的外乱時の即時効果.  
田中晨太郎, 長谷川直哉, 武田賢太, 呉瑕, 浅賀忠義.  
第 15 回日本健康行動科学会, 大阪, 2016 年 9 月.  
**大会長優秀発表賞**
16. クラシックバレエ経験者と非経験者における立位姿勢制御の比較.  
伊吹愛梨, 長谷川直哉, 武田賢太, 石川啓太, 佐久間萌, 佐藤祐樹, 田中晨太郎, 萬井太規, 前島洋, 浅賀忠義.  
第 51 回日本理学療法学会学術大会, 北海道, 2016 年 5 月.
17. 口頭指示の違いが姿勢安定性と姿勢戦略に与える影響.  
佐久間萌, 長谷川直哉, 武田賢太, 伊吹愛梨, 石川啓太, 田中晨太郎, 佐藤祐樹, 呉瑕, 萬井太規, 前島洋, 浅賀忠義.  
第 51 回日本理学療法学会学術大会, 北海道, 2016 年 5 月.
18. バランスボード上における姿勢制御の順応効果について.  
萬井太規, 長谷川直哉, 武田賢太, 佐久間萌, 伊吹愛梨, 石川啓太, Shi-Fen Hsiao, 浅賀忠義.

第 51 回日本理学療法学術大会，北海道，2016 年 5 月．

19. クロスステップ練習が片脚立位動作時の姿勢安定性を向上させるか？  
萬井太規，武田賢太，伊吹愛梨，長谷川直哉，浅賀忠義．  
第 14 回日本健康行動科学会，大阪，2015 年 9 月．  
**大会長優秀発表賞**
20. 優れた静的バランス能力のメカニズム解明に関する研究．  
伊吹愛梨，萬井太規，長谷川直哉，武田賢太，浅賀忠義．  
第 14 回日本健康行動科学会，大阪，2015 年 9 月．
21. ターゲットの消失タイミングが歩行開始におけるタイミング予測に与える影響．  
武田賢太，長谷川直哉，伊吹愛梨，萬井太規，浅賀忠義．  
第 14 回日本健康行動科学会，大阪，2015 年 9 月．
22. 口頭指示の違いが前方水平外乱における後方ステップに与える影響．  
諏訪原司，武田賢太，大橋哲朗，萬井太規，長谷川直哉，戸塚満久，  
津田章代，趙静，石川啓太，伊吹愛梨，佐久間萌，前島洋，浅賀忠義．  
第 1 回日本第 1 回日本基礎理学療学会学術集会及び日本基礎私学療学会第 4 回学術大会合同学会，名古屋，2014 年 11 月．
23. 視覚消失タイミングが歩行開始のタイミング予測に与える影響．  
武田賢太，萬井太規，諏訪原司，長谷川直哉，戸塚満久，津田章代，  
大橋哲朗，趙静，石川啓太，伊吹愛梨，佐久間萌，前島洋，浅賀忠義．  
第 1 回日本基礎理学療学会学術集会及び日本基礎私学療学会第 4 回学術大会合同学会，名古屋，2014 年 11 月．
24. 着座動作の足関節可動域制限による姿勢と座面圧への影響について．  
大橋哲朗，萬井太規，諏訪原司，佐久間萌，長谷川直哉，戸塚満久，  
津田章代，武田賢太，伊吹愛梨，石川啓太，趙静，前島洋，浅賀忠義．  
第 1 回日本基礎理学療学会学術集会及び日本基礎私学療学会第 4 回学術大会合同学会，名古屋，2014 年 11 月．
25. 加齢に伴う片脚立位動作の不安定性要因について－体重心と足圧中心との位置関係に着目して－．  
萬井太規，長谷川直哉，戸塚満久，津田章代，武田賢太，大橋哲朗，伊藤久美子，諏訪原司，趙静，Shi-Fen Hsiao，浅賀忠義．  
第 49 回日本理学療法学術大会，横浜，2014 年 5 月．



26. 感覚フィードバックの違いが動的バランスの学習効果に与える影響.  
長谷川直哉, 萬井太規, 戸塚満久, 津田章代, 武田賢太, 大橋哲朗, 伊藤久美子, 諏訪原司, 趙静, Shi-Fen Hsiao, 浅賀忠義.  
第 49 回日本理学療法学会大会, 横浜, 2014 年 5 月.

27. 感覚フィードバックの違いが動的バランスの運動学習に与える影響について.  
長谷川直哉, 萬井太規, Shi-Fen Hsiao, 戸塚満久, 津田章代, 伊藤久美子, 大橋哲朗, 諏訪原司, 武田賢太, 趙静, 浅賀忠義.  
日本健康行動科学会第 12 回学会大会, 北海道, 2013 年 9 月.  
**優秀演題賞**

28. 片脚立位パフォーマンスの再現性における加齢の影響について.  
萬井太規, Shi-Fen Hsiao, 長谷川直哉, 戸塚満久, 津田章代, 武田賢太, 大橋哲朗, 諏訪原司, 伊藤久美子, 趙静, 浅賀忠義.  
日本健康行動科学会第 12 回学会大会, 北海道, 2013 年 9 月.

### 3. 総説・解説

なし.

### 4. 学会賞・学術賞の授与

なし

### 5. その他

1. 台湾・高雄にて国際交流・ワークショップに参加,  
Presentation Title: “HomePro”  
2017 Asian Smart Living International School. KaohSiung, Taiwan. 22th – 26th March, 2017
2. 北海道大学で開催された国際交流・ワークショップに参加  
さくらサイエンス, 北海道, 2016 年 8 月 28 日 – 9 月 3 日.
3. インドネシア Dr. Kariadi 病院にて国際交流・研修会に参加  
Semarang, Indonesia, 21th-23th September, 2014