



Title	視覚および聴覚のフィードバック練習による動的バランスの学習効果に関する研究
Author(s)	長谷川, 直哉
Degree Grantor	北海道大学
Degree Name	博士(保健科学)
Dissertation Number	甲第13195号
Issue Date	2018-03-22
DOI	https://doi.org/10.14943/doctoral.k13195
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/70172
Type	doctoral thesis
File Information	Naoya_Hasegawa.pdf



学位論文

視覚および聴覚のフィードバック練習による
動的バランスの学習効果に関する研究

長谷川 直哉

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 ~ 44
I. 緒言	p5 ~ 15
I - 1. 姿勢バランス	p5 ~ 7
I - 1 - 1. 姿勢バランスの分類	p5 ~ 6
I - 1 - 2. 姿勢バランス課題	p7
I - 2. 運動学習	p8
I - 3. 感覚フィードバック	p9 ~ 12
I - 3 - 1. 感覚フィードバックの分類	p9
I - 3 - 2. 感覚フィードバックにおける学習効果の仮説	p9 ~ 10
I - 3 - 3. 上肢課題における感覚フィードバック	p11 ~ 12
I - 3 - 4. 姿勢バランス課題における感覚フィードバック	
I - 4. 本研究の目的	p15
II. 対象と方法	p16 ~ 24
II - 1. 対象	p16
II - 2. 使用機器	p16
II - 3. 実験環境	p16 ~ 17
II - 4. 課題設定	p18 ~ 21
II - 4 - 1. COP 最大移動課題	p18
II - 4 - 2. 実験課題	p18 ~ 19
II - 4 - 3. フィードバック練習課題	p20 ~ 21

II - 5.	実験手順	p22
II - 6.	データ解析	p23
II - 7.	統計学的解析	p24
III.	結果	p25 ~ 29
III - 1.	人口統計学的データ	p25
III - 2.	pre-test と retention の COP 軌跡の典型例	P26
III - 3.	空間的な指標	p27
III - 4.	時間的な指標	p28
III - 5.	空間的な指標と時間的な指標の関連性	p29
IV.	考察	p30 ~ 36
IV - 1.	感覚様式の特徴	p30 ~ 32
IV - 1 - 1.	視覚フィードバックの特徴	p30 ~ 31
IV - 1 - 2.	聴覚フィードバックの特徴	p31 ~ 32
IV - 1 - 3.	視覚と聴覚の違い	p32
IV - 2.	運動学習の空間的側面と時間的側面	p33 ~ 34
IV - 2 - 1.	空間的側面	p33
IV - 2 - 2.	時間的側面	p33 ~ 34
IV - 2 - 3.	空間的側面と時間的側面の関連性	p34
IV - 3.	総合考察	p35
IV - 4.	研究限界と今後の展望	p36
V.	結論	p37
VI.	謝辞	p38
VII.	引用文献	p39 ~ 44
	<u>業績リスト</u>	<u>p45 ~ 51</u>

要約

【緒言】

立位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一般的に行われている。感覚フィードバックには主として視覚・聴覚・体性感覚が使用されており、その効果は多くの先行研究で示されている。しかし、用いる感覚の違いによって効果を比較検討している研究は少なく、特に姿勢バランス課題において比較検討した研究は筆者が知る限り見当たらない。従って、本研究の目的は動的バランス課題の一つである周期的な動作における視覚フィードバック練習と聴覚フィードバック練習の学習効果の違いを比較検討することとした。

【方法】

被験者は、健常若年者 18 名であり、無作為に聴覚刺激をフィードバックに用いた 9 名（聴覚群）と視覚刺激をフィードバックに用いた 9 名（視覚群）に割り当てられた。被験者は、床反力計上に裸足で立ち、前後方向に移動するターゲットと自身の足圧中心（COP）を一致させる前後の姿勢動揺課題を 30 秒間行った（実験課題）。ターゲットは被験者の COP 最大移動距離の前方 80% から後方 70% を周波数 0.23Hz の正弦波で移動するように LabVIEW ソフトウェアを用いて作成し、各周期の前後の変曲点でのみビープ音とモニター上の点を表示した。フィードバック練習課題ではターゲットと COP との間の距離の情報を各群に合わせたフィードバックで与えた（聴覚群：スピーカーからの音、視覚群：モニター画面上の黄色い円）。また、視覚フィードバックと聴覚フィードバックの感覚量は Stevens' power law を用いて同等になるように調節した。課題はフィードバック練習課題を計 40 施行行い、実験課題は練習前（pre-test）、20 施行終了後（mid-test）、練習後（post-test）、3 日目（retention）の計 4 回行った。また、動作開始時の影響を取り除くために、1 施行 7 周期から最初の 1 周期を除外した 6 周期を解析対象とした。また、床反力計を使用して COP 位置を算出して指標として用いた。

【結果】

pre-test の全ての指標で群間（聴覚、視覚）の有意差はみられなかった。ターゲットと COP との間の距離の平均（ D_{ave} ）については、実験課題間で主効果が認められたが（ $p < 0.05$ ）、群間の主効果や交互作用は認められなかった（ $p > 0.05$ ）。聴覚群では pre-test と比較して mid-test, post-test, retention でターゲットと COP との間の距離の標準偏差（ D_{SD} ）が有意に減少したが（ $p < 0.05$ ）、視覚群では pre-test と比較して他の実験課題で有意差は認められなかった（ $p > 0.05$ ）。また、mid-test と retention において、聴覚群は視覚群よりも有意に小さな値を示した（ $p < 0.05$ ）。ターゲットと COP との間の coherence も同様に、聴覚群では pre-test と

比較して mid-test, post-test, retention で有意な増加を示したが ($p < 0.05$), 視覚群では pre-test と比較して他の実験課題で有意差は認められなかった ($p > 0.05$). また, mid-test, post-test, retention において, 聴覚群は視覚群よりも有意に大きな値を示した ($p < 0.05$). さらに, 聴覚群において, pre-test から retention への D_{SD} の変化率と coherence の変化率との間には有意な負の相関が示された ($r = -0.70, p < 0.05$).

【考察】

pre-test での群間比較で D_{SD} や Coherence に有意差がみられず, retention では聴覚群と視覚群との間に有意差が認められた. さらに, 両指標において, 聴覚群では pre-test と retention との間に有意差がみられ, 視覚群では有意差がみられなかった. 従って, 周期的な動作課題において, 聴覚フィードバック練習は視覚フィードバック練習よりも姿勢バランスの学習効果の時間的な側面と空間的な側面の両方を向上させたと考えられる. 多くの先行研究において視覚フィードバック練習は視覚刺激に対する依存を増加させることが示されている. また, Ronsse らは, 両手の協調運動を用いて視覚フィードバック練習では視覚刺激に対する依存が強まり学習効果が認められなくなったが, 聴覚フィードバックを用いた練習の場合には聴覚刺激に対する依存は徐々に弱まり, フィードバックのない条件で利用される固有受容感覚システムの統合が促進され, 学習効果が高まることを明らかにした. したがって, 本研究で用いた周期的な動作を用いた動的バランス課題においても Ronsse らの上肢課題と同様に, 聴覚フィードバックの方が視覚フィードバックよりも運動学習に有効であったと考えられる.

【結論】

本研究は随意的に荷重を移動させる動的バランス課題を用いて聴覚フィードバック練習と視覚フィードバック練習の学習効果の違いを比較検討し, 視覚フィードバック練習では動的バランス制御の学習効果が得られにくい, 聴覚フィードバック練習では動的バランス制御の学習効果を得られやすい可能性が示唆された. つまり, 聴覚フィードバック練習によって, より有効な学習効果が期待できる可能性が示唆される. また, 本研究は動的バランスにおける感覚フィードバック練習の基礎的なエビデンスや理論的な展望を提供するだけでなく, スポーツやリハビリテーション領域における視覚フィードバックの依存性を防ぐ手掛かりを与えると考えられる.

本論文で用いた略語

COM : center of mass

COP : center of pressure

D_{ave} : ターゲットと COP との間の距離の平均

D_{SD} : ターゲットと COP との間の距離の標準偏差

fMRI : functional magnetic resonance imaging.

機能的核磁気共鳴断層装置

Relative coherence : pre-test から retention への coherence の変化率

Relative D_{SD} : re-test から retention への D_{SD} の変化率

本論文で用いた用語

- coherence : 2つの波形の間のパワー・スペクトル密度の関数であり, 各周波数領域での2つのシグナルの位相の揃い具合を示す. 本研究ではターゲットと COP との間のパワー・スペクトル密度の関数を表し, 動作パフォーマンスの時間的な同調性を示す.
- guidance hypothesis : 増大フィードバック練習における学習仮説の一つ. 練習中の増大フィードバックが運動パフォーマンスを改善するための ”guidance” として働き, 一方で, より効率的なエラー修正や運動プログラムの形成といった運動学習の保持に必要な他の感覚の情報処理との関連性を除外することを意味する.
- specificity-of-learning hypothesis : 増大フィードバック練習における学習仮説の一つ. 学習された運動は練習環境に限局的であり, 練習を行ったときに利用できる感覚情報に限局すること意味する.
- 安定性限界 : バランスを崩さずに支持基底面内で質量中心をどこまで動かすことができるかという範囲.
- 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変化を導く練習や経験に関連した一連の過程. つまり, 練習によって引き起こされる比較的永続的な運動パフォーマンスの変化. 本研究では増大フィードバックを除去した条件での課題の運動パフォーマンスで計測した.
- 運動プログラム : ある運動を引き起こす元になると考えられている抽象的な概念・枠組み. 本研究では運動プログラムを引き起こす脳の神経回路も含む. 内的モデルとも呼ばれる.
- 支持基底面 : 身体が接している面の外周で囲まれた範囲.
- 姿勢バランス : 支持基底面に対して質量中心を適切にコントロールする能力. 姿勢安定性とも表現される. 本研究では4つのレベルに分類した.
- 質量中心 (COM) : 身体全体の重心位置.
- 静的バランス : 支持基底面が維持された状態で質量中心のみが動いている状態, または身体位置の移動を伴わない状態における姿勢保持.
- 増大フィードバック : 他者や他の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.
- 足圧中心点 (COP) : 床反力計シグナルより算出される圧力の中心点.
- 動的バランス : 支持基底面および COM がともに移動・変化する状態, または身体位置の移動を伴う運動における姿勢保持.
- 内在的フィードバック : 動作を行った結果として提供される情報.
- フィードフォワード制御 : 目標とする状態に基づいて運動指令を生成する制御機構. open-loop 制御とも呼ばれる.
- フィードバック制御 : 目標の状態と感知された状態間のシグナルの誤差を用いて運動指令の形成に利用する制御機構. closed-loop 制御とも呼ばれる.

I . 緒言

I - 1. 姿勢バランス

I - 1 - 1. 姿勢バランスの分類

姿勢バランスとは姿勢安定性とも表現され、支持基底面に対して質量中心 (center of mass : COM) を適切にコントロールする能力と定義されている¹⁾。姿勢バランスは静的バランスと動的バランスの 2 つに分類されるが、その定義は必ずしも明確ではない。Shamway-Cook ら¹⁾は、静的バランスは支持基底面が維持された状態で COM のみが動いている状態としており、この場合のバランス課題は安定性限界もしくは支持基底面内に COM を維持することである。また、動的バランスは支持基底面および COM がともに移動・変化する状態で、COM が支持基底面内に必ずしも保持されないとしている。ここで言う安定性限界とは、バランスを崩さずに支持基底面内で COM をどこまで動かすことができるかという範囲を表す²⁾。また、中村らは身体位置の移動を伴わない運動での姿勢保持を静的バランス、身体位置の移動を伴う運動での姿勢保持を動的バランスとしている⁸⁴⁾。さらに、藤澤⁸⁶⁾は静的バランスと動的バランスをさらに 4 つのレベルに分類した (図 1)。すなわち、レベル 1 は支持基底面内のある一点に COM を保持できること (静的バランス)、レベル 2 は支持基底面内の広範囲で COM を保持できること、つまり、安定性限界付近での静的バランスを意味する。また、レベル 3 は支持基底面内で自由に COM を移動できること、つまり、同一支持基底面内での動的バランスであり、最後に、レベル 4 は支持基底面を適切に変えながら目的の場所へ COM を移動できること (動的バランス) である。本研究では、藤澤の姿勢バランスの分類を基に、姿勢バランスを静的バランスと動的バランスの 2 つに分類して研究を進めた。

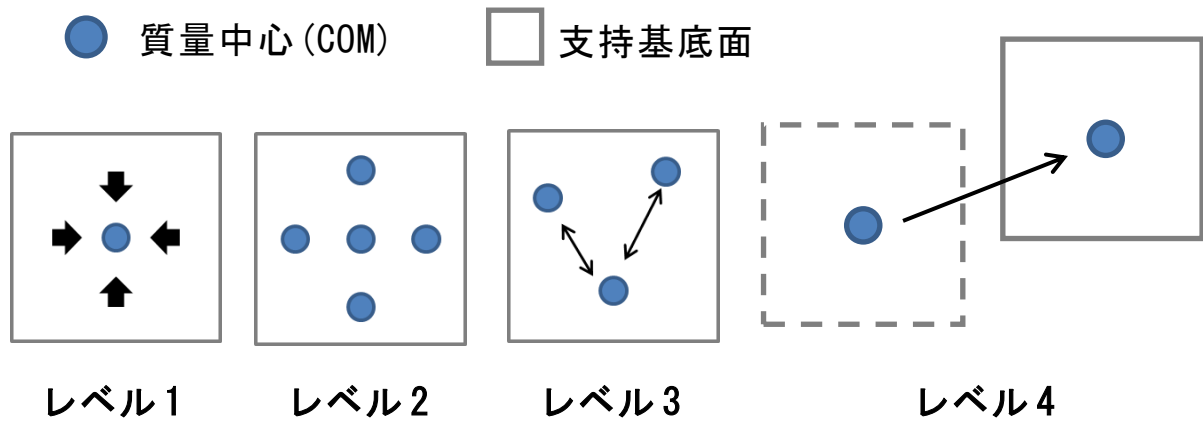


図 1 : 修正バランス分類.

レベル1は支持基底面内のある一点にCOMを保持できること(静的バランス),
 レベル2は支持基底面内の広範囲でCOMを保持できること(静的バランス),
 レベル3は支持基底面内で自由にCOMを移動できること(動的バランス),
 レベル4は支持基底面を適切に変えながらCOMを目的の場所へ移動できること
 (動的バランス)を示す. 本研究ではレベル3の動的バランスを実験課題として
 いる.(文献86改変)

I - 1 - 2. 姿勢バランス課題

上述した姿勢バランスは多くの姿勢バランス課題を用いて計測・評価されている。代表的な課題として、開眼や閉眼での静止立位テスト³⁾、閉脚静止立位テスト³⁾、タンデム立位テスト²⁻⁴⁾や片脚立位テスト²⁻⁵⁾、外乱応答テスト⁶⁾、**Functional reach test**^{2,3,7)}、**Timed up and go test**^{2,8)}などが臨床場面や研究場面で利用されている。開眼や閉眼での静止立位テストはレベル1での静的バランス、タンデム立位テストや片脚立位テストではレベル1とレベル2の両方の静的バランス、特にレベル2での静的バランスを評価し、外乱応答テストではレベル2での静的バランスを評価している。また、**Functional reach test**は安定性限界を計測するテストとして広く利用され、レベル2とレベル3の姿勢バランスを評価しており、**Timed up and go test**はレベル4の動的バランスを評価していると考えられる。このように、レベル3の動的バランスを評価する課題としては**Functional reach test**が広く利用されているが、この課題ではCOMもしくは足圧中心 (**center of pressure : COP**) を最大限に移動し、その場所に保持することを目的としていられると考えられ、筆者は主にレベル2の静的バランスを評価している課題として考えている。一方で、姿勢バランスの改善を目的とした練習課題として、指標を用いた随意的な前後の姿勢動揺が臨床場面で用いられている⁹⁾。この課題は視覚的もしくは聴覚的に与えられたターゲットをCOPで追従するという課題であり¹⁰⁾、支持基底面内で連続的にCOPを移動するレベル3での動的バランス課題と考えることができる。

過去の先行研究において、Tinettiらは高齢者の転倒の多くは静的な場面ではなく、歩行など動的な場面で起きていることを示しており¹¹⁾、Shubertらは立位や歩行には静的バランスと動的バランスの両方が必要であるが、歩行速度は動的バランスとの相関が強いとしている¹²⁾。これらの研究にもある通り、日常生活動作（歩行など）の姿勢バランスを向上させるためには、静的バランスの練習だけでなく、動的バランスの練習が必要である。また、van Peppenらはレベル3で示されるような荷重移動練習により、片麻痺患者の歩行能力やBerg balance scaleの改善が得られることを報告しており、レベル4の動作課題よりも安全なレベル3の動作練習により、歩行能力や全般的なバランス能力が改善することを示した。そこで、本研究ではレベル3での動的バランスを評価する随意的な荷重移動課題を用いて研究を行った。

I - 2. 運動学習

運動障害への適応や日常生活動作の再獲得のためのリハビリテーションは運動学習の考えに則って行われている。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^{13,14)}。つまり、練習によって引き起こされる比較的永続的な運動パフォーマンスの変化として説明することができる。この定義から考えても、運動学習はリハビリテーションの本質に関わる目的の1つであることは明らかである。さらに、Schmuelofら¹⁵⁾は、運動学習には運動プログラムのパラメータ化も含まれ、フィードフォワード制御（open-loop 制御）の基礎を形成するだけでなく、フィードバック制御を介して運動プログラムの形成とそれに伴う新規的な動作のばらつき減少も引き起こすと示している。

行動学的なレベルにおいて、運動学習は3つ相対的に異なる段階に分けることができる¹⁶⁾。第1相は言語-認知段階（verbal-cognitive stage）と呼ばれ、学習の初期にみられる運動パフォーマンスの処理や運動プログラムが課題に適応するようになる時期である。第2相は運動段階（motor stage）と呼ばれ、運動プログラムがより洗練され、エラーの検出や運動パフォーマンスの修正が改善する時期である。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する。最後に、第3相は自動化段階（autonomous stage）と呼ばれ、運動は自動化され、ほとんど注意を必要としなくなる。このように、運動学習は段階が進むにつれて、徐々に注意を必要としなくなることが示されている。

また、大橋は運動制御と運動学習は一連の過程に含まれる要素であると述べている⁸³⁾。つまり、運動制御に含まれる姿勢バランスも一連の過程に含まれる要素であると考えることができる。したがって、姿勢バランスに対する練習効果を調べるためには運動学習による学習効果を調べる必要がある。

I - 3. 感覚フィードバック

I - 3 - 1. 感覚フィードバックの分類

感覚フィードバックは主に内在的フィードバック (intrinsic feedback) と外在的フィードバック (extrinsic feedback) の2つに分けられる¹⁶⁾。内在的フィードバックは生得的フィードバックとも呼ばれ、動作を行った結果として提供される情報を意味する。たとえば、歩行中の身体の動きや靴が地面を踏むことで生じる音などがこのフィードバックに当てはまる。一方で、外在的フィードバックとは他者や他の物体から与えられるフィードバックを意味し、コーチによる指導やリハビリテーション時の鏡に映った鏡像などが当てはまる。この外的フィードバックには増大フィードバック (augmented feedback) と呼ばれるフィードバックがあり、臨床場面や研究場面で利用されている¹⁷⁾。また、この増大フィードバックでは主として視覚、聴覚、体性感覚が用いられている。

I - 3 - 2. 感覚フィードバックにおける学習効果の仮説

多くの研究者は、感覚フィードバックによる運動学習は closed-loop から open-loop への制御の変化を引き起こすとしている^{14,15)}。つまり、反復的なフィードバックを基盤としたエラー修正過程を通して、徐々に運動プログラムが形成され、学習者は独立して動作を実行可能になるということである (図2)。

しかしながら、増大フィードバックを利用した運動学習においては、2つの上述したメカニズムとは異なる学習効果の仮説が提唱されている。1つ目は "specificity-of-learning hypothesis" と呼ばれ、独立した運動プログラムを形成する代わりに、中枢神経処理と感覚フィードバックによって構成された複雑な感覚運動メカニズムを形成すると述べている¹⁸⁾。つまり、学習された運動は練習環境に限局的であり、練習を行ったときに利用できる感覚情報に限局することを意味する。したがって、運動パフォーマンスは練習時と実際の運動時との間で同じ感覚情報を利用できるときに最大となる。2つ目は、"guidance hypothesis" と呼ばれ、練習中の増大フィードバックが運動パフォーマンスを改善するための "guidance" として働き、一方で、より効率的なエラー修正や運動プログラムの形成といった運動学習の保持に必要な他の感覚の情報処理との関連性を除外すると述べている^{19,20)}。つまり、与えられた増大フィードバックが除去された条件では運動パフォーマンスが低下するということを意味する。以上のことから、臨床場面において、これら2つの仮説の影響を最小限にした増大フィードバックを用いた練習方法もしくはフィードバックデザインの開発が必要である。

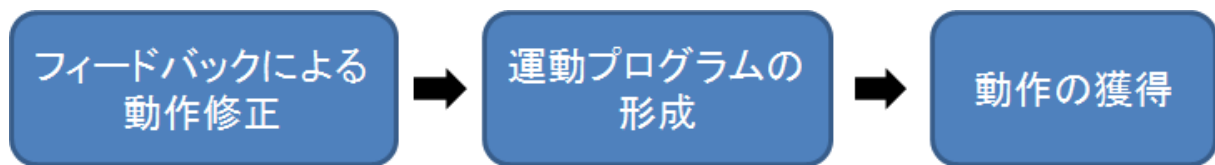


図 2：運動学習のイメージ図。

感覚フィードバックによる練習を繰り返すことによって、フィードバックによるエラー修正から運動プログラムの形成、動作の獲得へと学習の段階が進むことを示す。

I - 3 - 3. 上肢課題における感覚フィードバック

上肢課題における増大フィードバック練習の効果は、ターゲットを追従する課題²¹⁻²³⁾や上肢の協調性課題²⁴⁻²⁸⁾を用いて調べられている。Blandin ら²⁴⁾は一側上肢の協調性課題を用いて視覚フィードバックを与える頻度の影響を報告しており、練習中のフィードバック頻度が大きい方がフィードバックを除去した条件において運動パフォーマンスの低下が大きくなることを示した。同様に、上肢課題の研究の多くで視覚フィードバックが用いられているが、視覚フィードバック練習は動作の獲得時にパフォーマンスを向上させるが、獲得された動作の保持時には効果を示さないことが示されている²¹⁻²⁶⁾。つまり、視覚フィードバック練習は学習効果を示しにくいということが報告されている。

また、筆者が知る限り視覚フィードバック練習と他の感覚によるフィードバック練習の学習効果を比較検討した研究は聴覚フィードバック練習と比較した研究のみであり、上肢の周期的な協調性運動課題を用いていた^{26,27)}。Ronsse ら²⁶⁾は、手関節の周期的な掌背屈課題を用いて、連続的な視覚フィードバック練習と断続的な聴覚フィードバック練習の学習効果を比較検討した。結果として、フィードバックのある条件で視覚と聴覚のフィードバック練習による運動パフォーマンスの差はみられないが、フィードバックのない条件での学習効果は断続的な聴覚フィードバックを用いて練習した群でしか認められなかったと報告している。さらに、彼らは機能的核磁気共鳴断層装置 (fMRI) を用いて、視覚フィードバックを用いて練習した群では練習期間に視覚領域の脳活動が増加していることを示し、対照的に、聴覚フィードバックを用いて練習した群では聴覚領域の脳活動が減少し、聴覚と固有受容覚のネットワークに関連する領域の脳活動が増加することを報告している。一方で、Chiou らは両上肢の周期的な協調性運動課題を用いて、連続的な視覚フィードバック、断続的な視覚フィードバック、断続的な聴覚フィードバックを用いた練習の学習効果を比較検討しており、断続的な視覚フィードバックと断続的な聴覚フィードバックを用いて練習したそれぞれの群でフィードバックのない条件での学習効果を示したと報告されている²⁷⁾。しかしながら、これらの研究では聴覚フィードバックと視覚フィードバックとの間にある感覚量の大きさの違いを調整していない²⁹⁾ (図 3)。

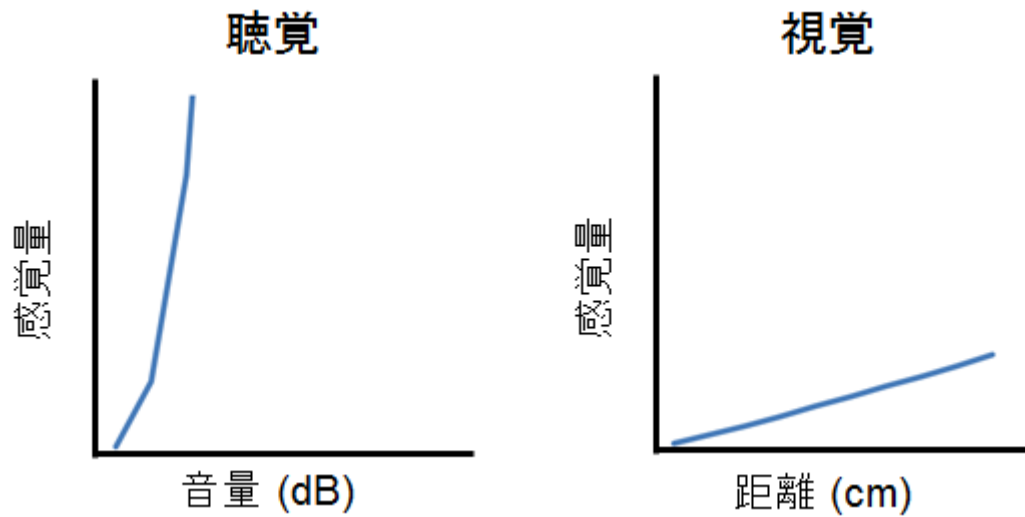


図 3 : 聴覚と視覚の感覚量.

聴覚刺激と視覚刺激では刺激の変化する割合が同じでも被験者が感じ取る大きさ（感覚量）は聴覚刺激の方が大きいことを示す（文献 29 を参考に作図）.

I - 3 - 4. 姿勢バランス課題における感覚フィードバック

姿勢バランス課題では増大フィードバックが利用されており、主として、視覚、聴覚、体性感覚が用いられている。また、その効果は脳卒中³⁰⁾、両側の前庭障害^{31,32)}、外傷性の耳石障害³³⁾、パーキンソン病³⁴⁾、進行性核上性麻痺³⁵⁾、失明³⁶⁾、高齢者³⁷⁾、若年者³⁸⁻⁴¹⁾など多くの被験者で示されている。しかし、その動作課題の多くは静止立位保持やタンデム立位など、藤澤の分類で示されているレベル1やレベル2の静的バランスを課題としているものがほとんどであり、随意的にCOMまたはCOPを移動させるレベル3の動的バランスについての報告は極めて少ない。例えば、Radhakrishnanらは随意的な前後方向の荷重移動課題を用いて、連続的視覚フィードバックと断続的視覚フィードバックの練習効果を示している。その結果、両フィードバックともに練習中の運動パフォーマンスの向上が認められた。また、学習効果の検討としては聴覚的なタイミング刺激を使用し、練習直後では運動パフォーマンスが向上することを示した。しかし、聴覚など他の感覚様式を感覚フィードバックとして利用した研究はなく、学習効果の検討も視覚ではなく聴覚情報を利用しているため感覚様式の違いの影響を受けた可能性があり、運動学習の検討としては不十分である。また、姿勢バランス課題においても上述した上肢課題と同様に、視覚フィードバック練習の効果は動作の獲得時に限局されているようである。例えば、Pinsaultらは視覚フィードバックを用いて静止立位時のCOPを表示することによって動揺面積が小さくなることを示し³⁸⁾、動作の獲得時における視覚フィードバック練習の効果を示しているが、Bonanらは片麻痺患者において自由に視覚情報を利用できる条件よりも視覚情報を利用できない条件でリハビリテーションを行った方がバランススコアの向上がみられることを示している⁴²⁾。さらに、脳卒中患者はバランス障害を克服するために、過度に視覚情報を利用する代償的な運動戦略をとっていると可能性があると考えしている。また、Sihvononらは視覚フィードバック訓練の効果をも1年間のfollow-upでの転倒や転倒リスクの減少で報告したが⁴³⁾、他の先行研究では転倒率に変化がなかったとする報告もある⁴⁴⁾。しかし、これらの研究はどちらも転倒率や転倒リスクについて報告しており、姿勢バランスの運動パフォーマンスについては調べていない。

一方で、聴覚フィードバック練習を用いた姿勢バランス研究も散見されている。Dozzaらは聴覚フィードバックを用いて体幹加速度の情報を与えることで、静止立位時の身体動揺が減少することをしめした³⁹⁾。また、Mirelmanらはパーキンソン病患者、Nicolaiらは進行性核上性麻痺患者において聴覚フィードバックを用いたバランス練習を行うことで姿勢バランスが向上することを示している^{34,35)}。さらに、この2つの研究では練習終了後に数週間が経ったフォローアップでも練習効果が持続していることを示している。つまり、聴覚フィードバック練習の学習効果を報告している。

また、姿勢バランス課題において、利用する感覚の違いによる増大フィードバック練習の効果を比較検討した研究もいくつか散見される。Bechlyらはタン

デム立位テストを用いて，連続的な視覚フィードバック，断続的な視覚フィードバック，振動触覚フィードバック，振動触覚と断続的な視覚を複合したフィードバックの効果を比較検討し，連続的な視覚フィードバックが最も優れた効果を認めたと報告しており⁴⁵⁾，Thilman は聴覚フィードバックと触覚フィードバックの効果を比較し，聴覚フィードバックを用いて練習した方が体幹の安定性が向上することを示している⁴⁶⁾．さらに，Kotitnik らはステッピング課題を用いて，視覚フィードバック，視覚キュー，触覚フィードバック，触覚と視覚を複合したフィードバック，触覚と視覚キューを複合したフィードバックの効果を比較検討し，触覚と視覚を複合したフィードバックを用いた群が最も優れた運動パフォーマンスを示すと報告している⁴⁷⁾．このように姿勢バランスに対する感覚フィードバック練習の効果は利用する感覚様式によって変化する可能性がみられるが，他の感覚フィードバック様式の効果と比較検討した研究は少ない．さらに，これらの研究はフィードバック練習中^{45,47)} もしくは練習直後⁴⁶⁾ の効果を示しており，フィードバック練習後に時間を経過した学習効果について感覚様式における効果の違いを調べた研究は筆者が知る限り見当たらない．

I - 4. 本研究の目的

本研究の目的は、随意的に荷重を移動させるレベル 3 での動的バランス課題を用いて、聴覚フィードバック練習と視覚フィードバック練習の学習効果を比較検討することであった。また、本研究は Radhakrishnan らの先行研究を参考に、実験課題として周期的な前後の荷重移動課題を採用した¹⁰⁾。加えて、本研究では Stevens' power law を利用して聴覚フィードバックと視覚フィードバックの感覚量が同等となるように調節した²⁹⁾。

上述したように、多くの先行研究において、視覚フィードバックを用いた練習は練習中の視覚情報に対する依存度を高めて、フィードバックのない条件での運動学習を妨げていることが示唆されている。したがって、本研究の仮説は、聴覚フィードバック練習を用いた学習効果はフィードバックのない条件でも保持されるが、視覚フィードバック練習を用いた学習効果はフィードバックのない条件では保持されないこととした。また、健常若年者を対象とした本研究の結果は、動的バランス制御において、より学習効果のある感覚フィードバック練習を提案する基礎資料となると考えた。

II. 対象と方法

II-1. 対象

整形外科学的および神経学的疾患・既往を持たない健康な健常若年者 18 名（男性 8 名，女性 10 名）を対象とした。全被験者に対し，口頭および書面にて実験手順及び実験主旨を十分に説明し，署名にてインフォームドコンセントを得た。全ての実験プロトコルは所属倫理委員会の承諾を得て実施された。

II-2. 使用機器

本研究では課題の条件設定に LabView (National Instruments 社製) を使用し，ターゲットの移動や各群のフィードバックを制御した。また，ターゲットの移動はサンプリングレート 1000Hz で記録および保存し，その後 10Hz でのローパスフィルタの処理を行った。また，19 インチのモニター（三菱電機社製 RDT196LM，376.3mm×301.1mm）を使用してターゲットや視覚フィードバックを投射し，音刺激の提示には 2 つのスピーカー（BOSE 社製 Companion2 computer speakers）を使用した。

床反力計（force plate；Kistler 社製 9286A，9865E1Y28）を使用して，床反力データを 1000Hz で収集し，4 次の Butterworth low-pass filter (a cutoff frequency of 8 Hz) を用いて処理を行った。また，収集した床反力データから前後方向の COP 座標を算出した。

II-3. 実験環境

被験者は聴覚刺激をフィードバックに用いた群 9 名（聴覚群）と視覚刺激をフィードバックに用いた群 9 名（視覚群）に無作為に割り当てられた。被験者は，上肢を胸の前で組んで床反力計上に裸足で立ち，前方 1.5m，目の高さに設置されたモニター画面を見ながら後述する 3 つの課題を行った。実験の準備段階として，被験者の足部位置を踵から足長 40% の位置が床反力計の前後中央位置と一致する場所とし⁴⁸⁾，足幅を両上前腸骨棘間距離-2 cm に設定して⁴⁹⁾，足部位置をマークした。

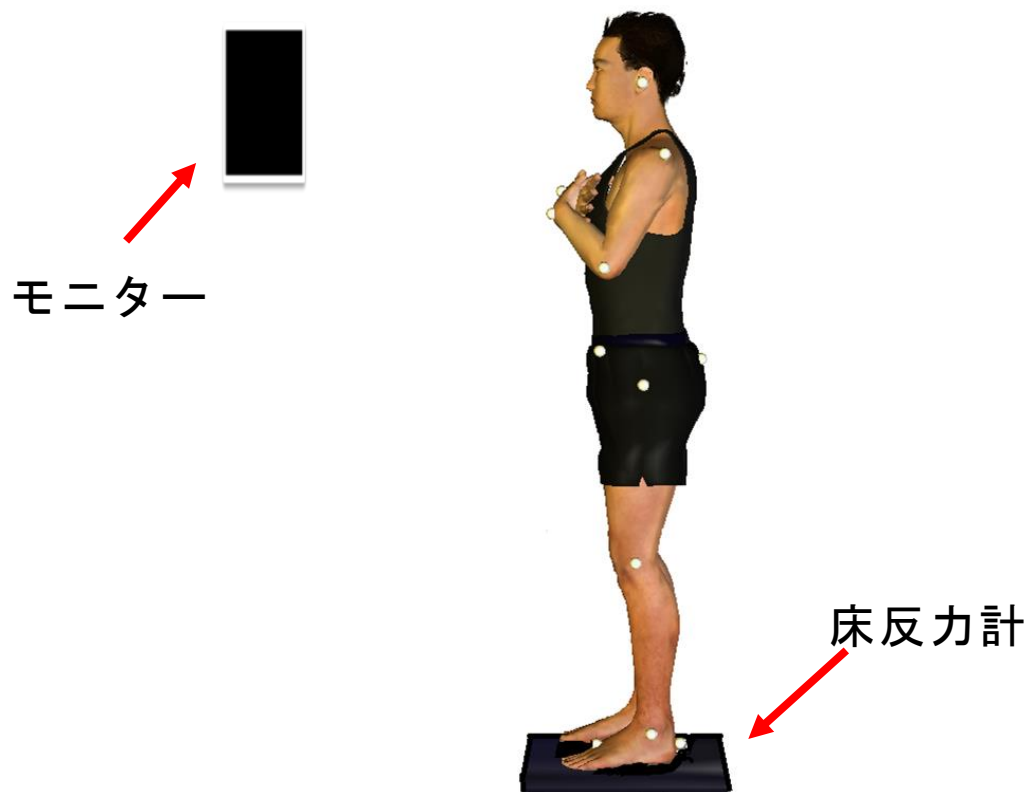


図 4. 実験環境の模式図

被験者は図のように胸の前で腕を組んで課題を行う。被験者は床反力計上に裸足で立ち、被験者の前方 1.5m に設置したモニターを固視しながら課題を行う。

II-4. 課題設定

II-4-1. COP 最大移動課題

被験者はモニター画面上に表示されたターゲット（緑点）と自身の COP 位置（赤点）を見ながら課題を行った。課題は、まずターゲットに自身の COP を一致させてから、ビープ音に続いて前方または後方に最大限 COP を移動し、その位置で COP を保持することとし、ビープ音から 30 秒間の計測を行った。このとき、被験者は自身のつま先や踵が浮かないように口頭指示された。画面上の COP は実際の COP が前方に動くときは上方に移動し、実際の COP が後方に動くときは下方へ移動するように運動方向を設定した。このときの画面上の移動量は Pinsault らの研究結果に従い、実際の移動量の 5~6 倍とした⁴⁰⁾。また、ターゲットは床反力計の前後左右中央を意味する画面中央に固定点として与えた。被験者は課題を行う前に数度練習を行い、動作が安定したところで、前方・後方 1 施行ずつ課題を行った。

II-4-2. 実験課題

被験者は前後方向に移動するターゲットに自身の COP を一致させる課題を行った。ターゲットは 5 秒間静止したあとに COP 最大移動課題で計測した COP 最大移動距離の前方 80% から後方 70% を周波数 0.23Hz の正弦波で 7 周期移動するように設定した。ターゲットは前後の変曲点でのみモニター上の点（黄色）とビープ音で知覚できる断続的な刺激とし、それ以外の範囲では被験者が知覚できない状態にした（図 5）。被験者には課題開始前にターゲットの移動範囲や速度、知覚できるときの条件の説明を行い、モニター画面上で 2 施行、動作を伴わずに課題の確認を行った。課題は 1 施行 35 秒とし、5 施行を 1 ブロックとして行った。

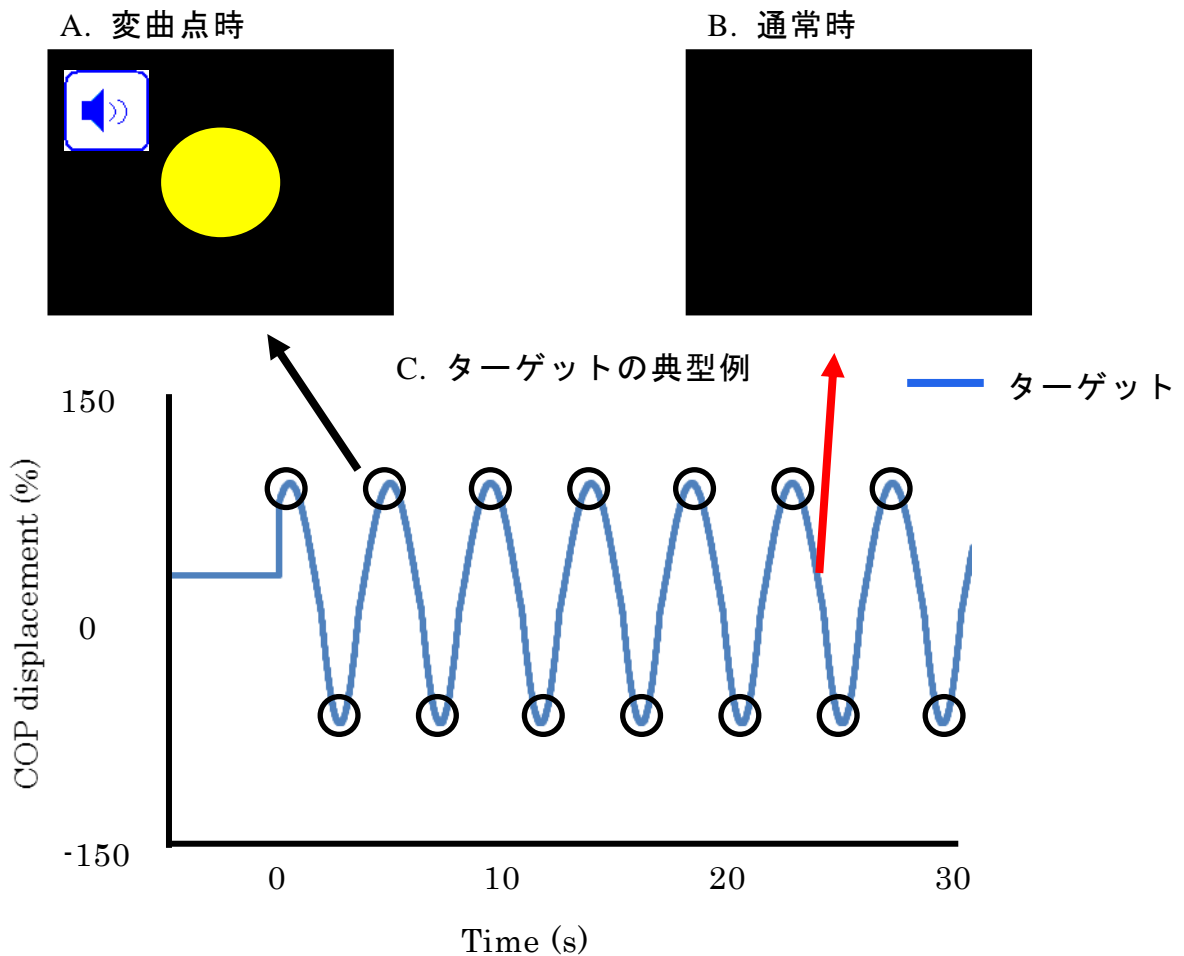


図 5. 実験課題中のモニター画面 (A, B) とターゲットの典型例 (C)
 A は変曲点時のモニター画面, B はその他の時点 (通常時) でのモニター画面,
 C はターゲットの軌跡の典型例を示す. ターゲットは前後の変曲点 (C の黒丸の
 時点) でのみモニター上の点 (黄色) とビープ音で知覚でき, その他の時点で
 は何も表示されず, ビープ音も与えられない. また, ターゲットは COP 最大移
 動距離の前方 80% から後方 70% を周波数 0.23Hz の正弦波で 7 周期移動するよう
 に設定されている.

II-4-3. フィードバック練習課題

被験者は実験課題と同様の課題を行った。しかし、フィードバック練習課題ではターゲットを常に知覚できない条件とし、COP位置とターゲット位置との間の距離の情報を各群に合わせたフィードバックを用いて提供した。被験者には課題開始前にフィードバックの説明を行い、30秒間ターゲットを表示しない状態で自由にCOPを移動してもらい、フィードバックに対する適応を行った。課題は1施行35秒とし、5施行を1ブロックとして4ブロック行った(図6)。

視覚群ではモニター画面上で黄色い円と青い円の輪郭(直径15cm)を一致させることを目標とした。黄色い円の直径はCOP位置とターゲット位置との間の距離に従って変化し、COP位置がターゲット位置よりも前方に位置する場合には黄色い円の直径が青い円の直径よりも大きくなり、一方で、COP位置がターゲット位置よりも後方に位置する場合には黄色い円の直径が青い円の直径よりも小さくなるように設定した。

聴覚群ではモニター画面上に固視点(黄色)を表示した状態で課題を行った。フィードバックはスピーカーからの音の音量で与えられ、音が聞こえなくなることを目標とした。さらに、COP位置については音の高さによって与えられ、COP位置がターゲット位置よりも前方に位置する場合には高い音(3000Hz)、一方で、COP位置がターゲット位置よりも後方に位置する場合には低い音(1000Hz)が与えられるように設定した。また、これらの音の高さは先行研究に従って、音の大きさによって音の高さに影響が出にくい周波数を選択した⁵⁰⁾。

加えて、本研究では聴覚フィードバックと視覚フィードバックの感覚量を一致させるため、Stevens' power lawを使用した²⁹⁾：

$$S = D^{1/n} \quad (1)$$

S は感覚量、 D は COP 位置とターゲット位置との間の距離を表した。また、 n は各感覚によって固有の値が与えられた(聴覚：0.3, 視覚：0.9)。

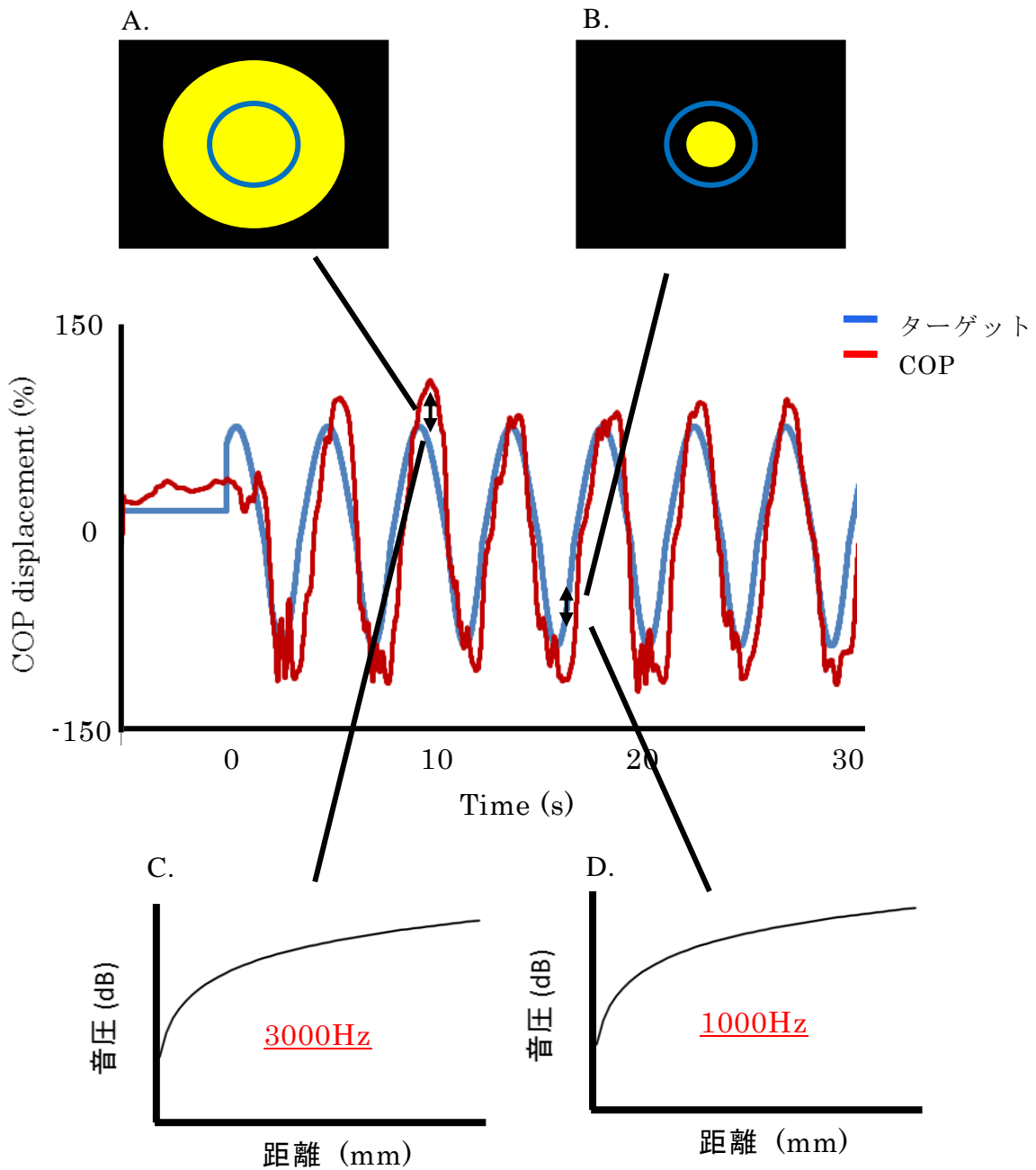


図 6. フィードバックの模式図

A と B は視覚フィードバック，C と D は聴覚フィードバックを示す．視覚フィードバックと聴覚フィードバックはともに COP 位置とターゲット位置との間の距離に応じて変化するように与える．視覚フィードバックはモニター上の黄色の円の大きさ，聴覚フィードバックはスピーカーからの音の大きさと音の高さの変化によってフィードバック情報を与える．

II-5. 実験手順

本研究は1日目にCOP最大移動課題を前後1施行ずつ、実験課題をフィードバック練習課題の前 (pre-test)、フィードバック練習課題の4ブロック終了後 (mid-test)、フィードバック練習課題8ブロック終了後 (練習終了後: post-test) に各1ブロックずつ行った。さらに、1日介入のない日を設けて、3日目に実験課題を1ブロック行った (retention)。また、疲労の影響を除去するため、課題間とブロック間には休憩をとった (図7)。

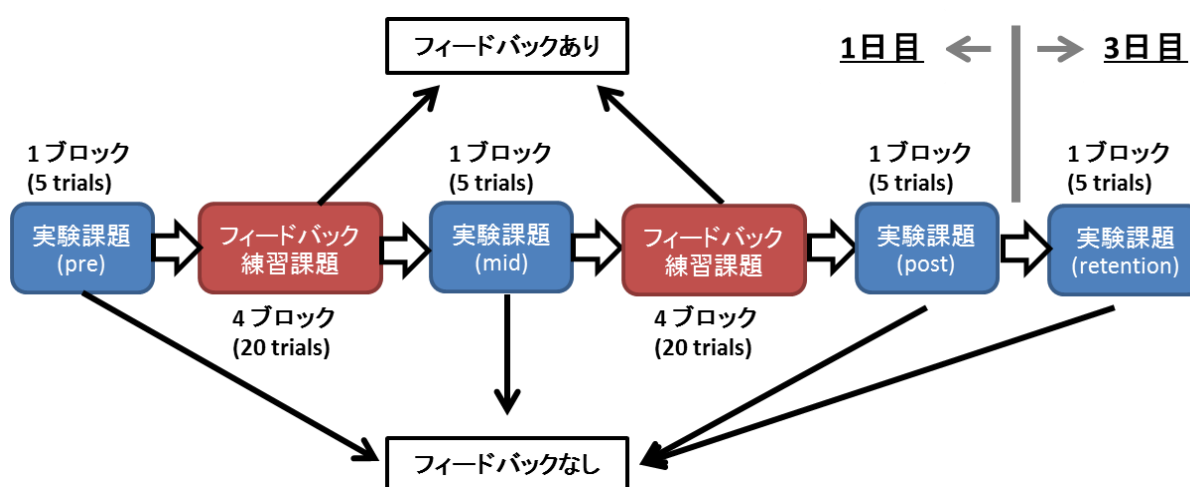


図7. 実験手順のイメージ図

実験課題ではフィードバックのない条件，フィードバック練習課題ではフィードバックのある条件で課題を行った。pre-test, mid-test, post-test, フィードバック練習課題を1日で行い，retentionは3日目に行った。post-testとretentionの間には1日介入を行わない日を設けた。

II-6. データ解析

COP 最大移動課題では COP 座標を 1 秒間ごとに平均化し、前方ではデータの最大値、後方ではデータの最小値を最大移動距離として採択し、ターゲットの移動範囲として使用した。

実験課題では動作開始時の影響を取り除くために、1 施行 7 周期から最初の 1 周期を除外した 6 周期を解析範囲とし、ブロックで平均化したデータを解析に使用した (図 8)。

本研究では学習効果の空間的な指標として、COP とターゲットとの間の距離の平均 (D_{ave}) と標準偏差 (D_{SD}) を算出した。さらに、学習効果の時間的な側面を評価するため、coherence 解析を行い、ターゲットと COP との間の coherence を算出した⁵¹⁾。coherence とはターゲットと COP との間のパワー・スペクトル密度の関数であり、各周波数領域での 2 つのシグナルの位相の揃い具合を示す。この指標では 2 つのシグナルが全く同調していなければ値が 0 を示し、完全に同調していれば値が 1 を示す。本研究では、Welch's method (6 segments of non-overlapping) を用いて値を算出し⁵²⁾、ターゲットの周波数が 0.23 Hz だったため、0.23 Hz のときのピーク値を解析に使用した。

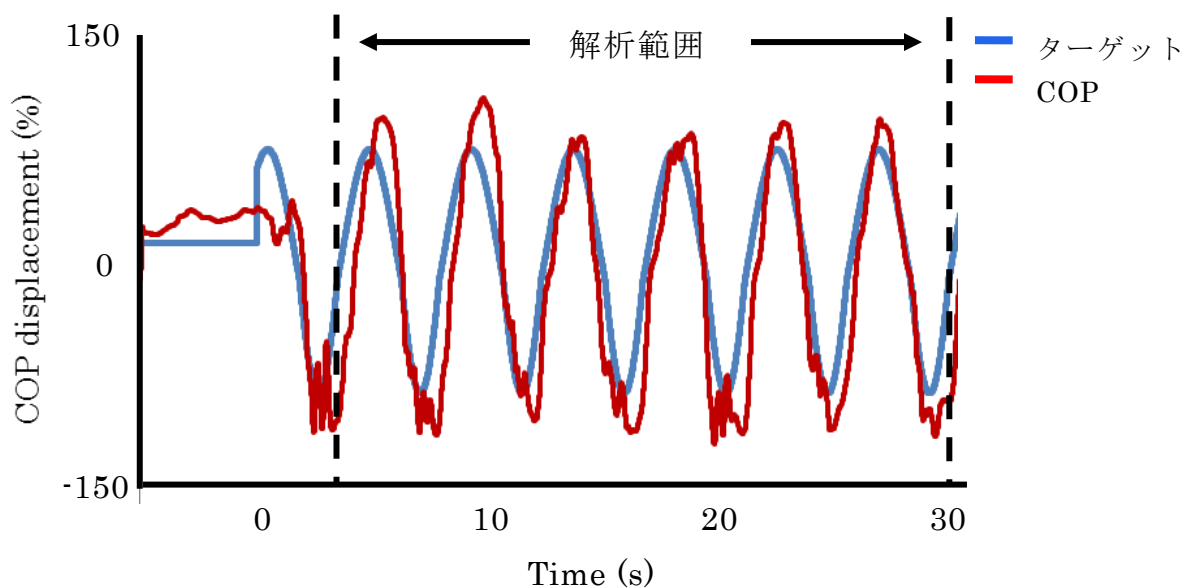


図 8. 1 施行の典型例

青い線はターゲットの軌跡，赤い線は COP の軌跡を示す。黒い破線の間が本研究の解析範囲であった。

II-7. 統計学的解析

始めに, Shapiro-Wilk test を用いて全ての変数 (D_{ave} , D_{SD} , coherence) の正規性を検定した.

本研究ではフィードバック練習の学習効果について調べるために, 群 (聴覚, 視覚) と実験課題 (pre-test, mid-test, post-test, retention) を 2 要因とした二元配置分散分析を行い, 多重比較には Bonferroni pairwise comparison を用いた. また, 初期条件で群間に差がないことを示すため, 全ての pre-test の指標に対して対応のない t 検定を行った. 加えて, 学習効果の空間的側面と時間的側面の関連性を調べるために, pre-test から retention への D_{SD} の変化率と coherence の変化率に対して Pearson の相互相関分析を行った. また, データのフィルタリングと解析には Matlab, 統計解析には IBM SPSS Statistic 18 (IBM Corporation, Armonk, New York, USA) を使用し, 統計学的有意水準は 5%未満とした.

Ⅲ. 結果

Ⅲ - 1. 人口統計学的データ

各群の統計学的データを示す (表 1). 年齢, 身長, 体重, 足長の全てにおいて有意差はみられなかった.

	聴覚群 (9名)		視覚群 (9名)	
	男4	女5	男4	女5
年齢 (歳)	23.2 ± 2.1		22.6 ± 0.5	
身長 (cm)	162.9 ± 6.9		166.5 ± 10.3	
体重 (kg)	54.7 ± 6.7		58.6 ± 11.3	
足長 (右, cm)	23.7 ± 1.0		24.3 ± 2.3	

表 1. 被験者の人口統計学的データ

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)

III - 2. pre-test と retention の COP 軌跡の典型例

図9は聴覚群と視覚群それぞれの pre-test と retention での各1施行の典型例を示す。両群において、pre-test では COP 軌跡の変曲点に細かく素早い軌跡が認められた。しかし、聴覚群の retention では COP の細かく素早い軌跡が減少している一方で、視覚群の retention では COP の細かく素早い軌跡が残存していた。

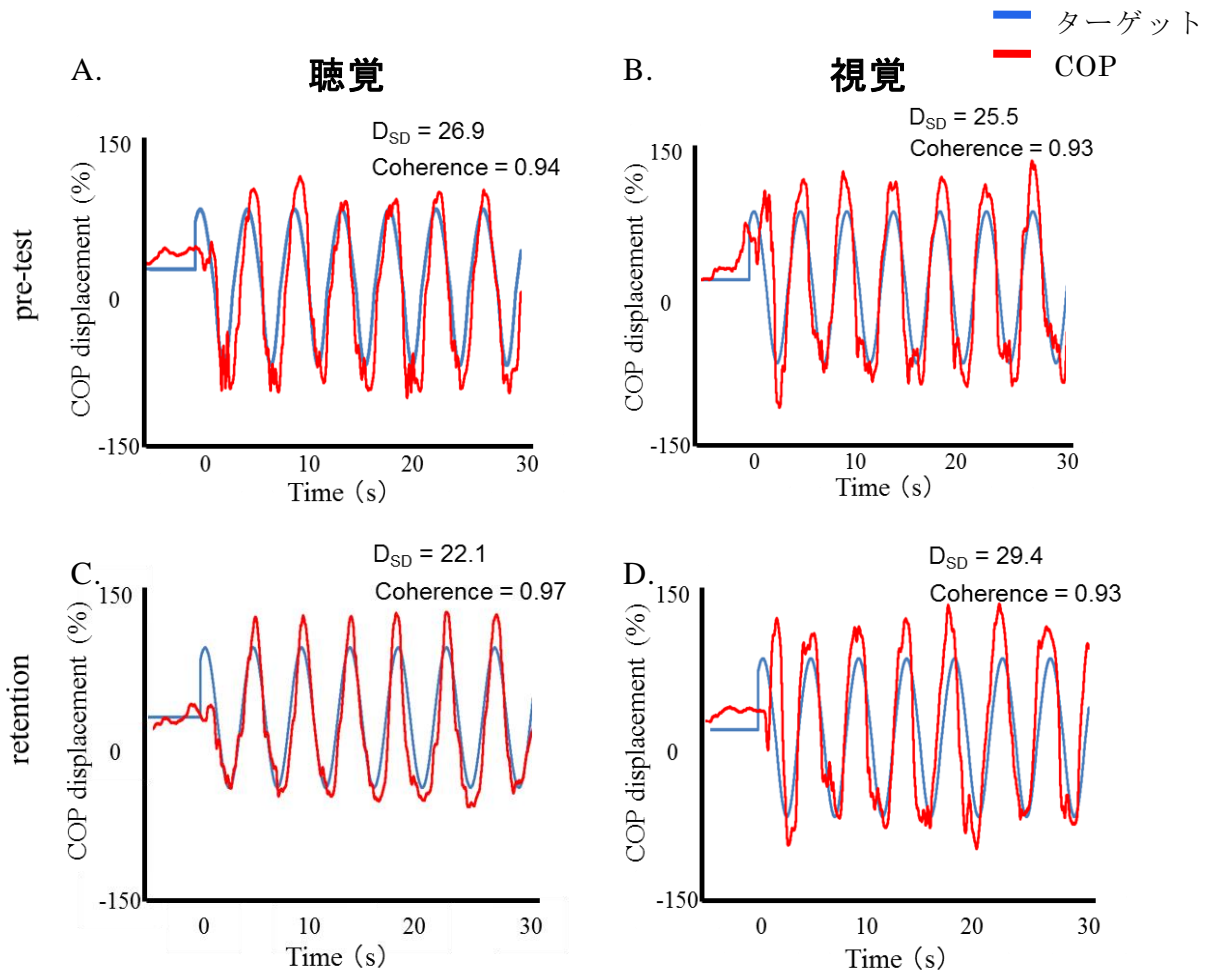


図9. 各群の pre-test と retention の典型例

AとCは聴覚群、BとDは視覚群の結果を示す。両群ともに pre-test (AとB) では COP 軌跡の変曲点で細かく素早い軌跡が認められた。しかし、聴覚群の retention (C) では細かく素早い軌跡がみられず、視覚群の retention (D) では細かく素早い軌跡が残存していた。

Ⅲ - 3. 空間的な指標

各群の D_{ave} , D_{SD} の結果を示す(図 10). D_{ave} , D_{SD} ともに正規分布を示し, pre-test において群間 (聴覚, 視覚) の有意差はみられなかった.

D_{ave} については, 実験課題間での主効果が認められた ($F_{3,17} = 5.515, p = 0.002$). しかし, 群間の主効果や要因間の交互作用は有意ではなかった ($p = 0.458, p = 0.271$). D_{SD} については, 群間の主効果は認められなかったが ($p = 0.068$), 実験課題間での主効果や要因間の交互作用が認められた ($F_{3,17} = 9.757, p < 0.05$; $F_{3,17} = 3.154, p < 0.05$). 多重比較試験の結果より, mid-test と retention での D_{SD} は視覚群と比較して聴覚群で有意に小さな値を示した ($p = 0.019, p < 0.009$). また, 聴覚群でのみ pre-test と比較して mid-test, post-test, retention において D_{SD} が有意に減少したが ($p < 0.001, p < 0.001, p = 0.001$), 視覚群では pre-test と他の実験課題との間に有意差は認められなかった ($p > 0.1$).

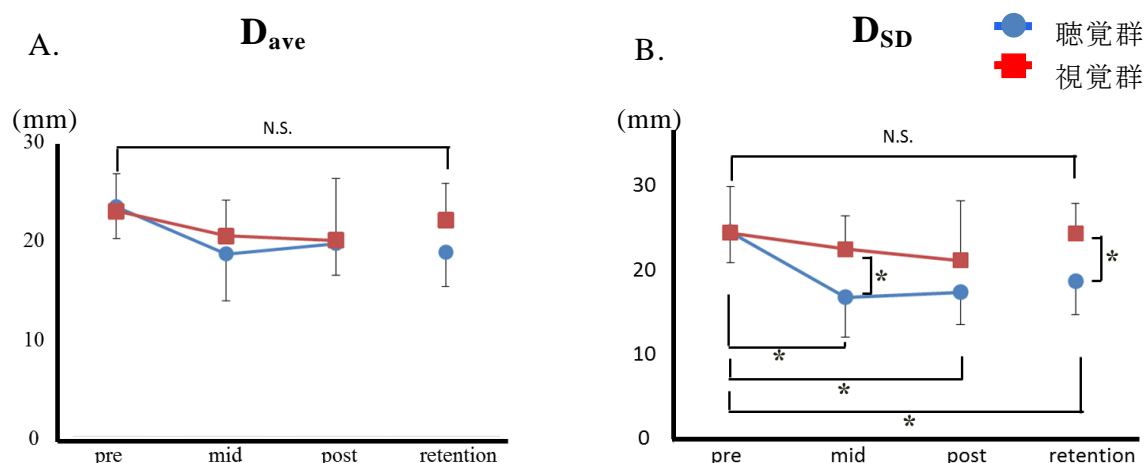


図 10. COP とターゲットとの間の距離の平均 (D_{ave}) と標準偏差 (D_{SD}) 全被験者の平均値±標準偏差を示す. A は COP とターゲットとの間の距離の平均 (D_{ave}), B は COP とターゲットとの間の距離の標準偏差 (D_{SD}) を示す. 聴覚群 (青), 視覚群 (赤) の値を示す. A: 有意な交互作用はみられなかった. B: mid-test, retention において, 視覚群と比較して聴覚群で有意に小さな値を示した. また, 聴覚群でのみ pre-test と比較して他の実験課題条件で有意な減少を示した (*: $p < 0.05$, N.S.: not significant).

Ⅲ - 4. 時間的な指標

各群の coherence 解析の結果を示す (図 11). Coherence は正規分布を示し, pre-test において群間 (聴覚, 視覚) の有意差はみられなかった.

coherence については, 実験課題間での主効果は認められなかったが ($p = 0.573$), 群間の主効果や要因間の交互作用が認められた ($F_{1, 17} = 7.064, p = 0.017$; $F_{3, 17} = 3.258, p = 0.029$). 多重比較試験の結果より, post-test と retention での coherence は視覚群と比較して聴覚群で有意に大きな値を示した ($p = 0.022, p = 0.027$). また, 聴覚群でのみ pre-test と比較して mid-test, post-test, retention において coherence が有意に増加したが ($p = 0.015, p = 0.010, p = 0.001$), 視覚群では pre-test と他の実験課題との間に有意差は認められなかった ($p > 0.1$).

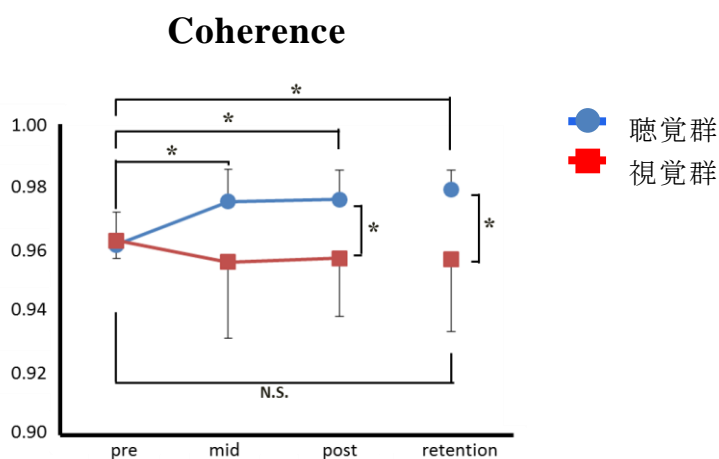


図 11. COP とターゲットとの間の coherence

全被験者の平均値±標準偏差を示す. 聴覚群 (青), 視覚群 (赤) の値を示す. post-test, retention において, 視覚群と比較して聴覚群で有意に大きな値を示した. また, 聴覚群でのみ pre-test と比較して他の実験課題条件で有意な増加を示した (*: $p < 0.05$, N.S.: not significant).

Ⅲ - 5. 空間的な指標と時間的な指標の関連性

各群の pre-test から retention への D_{SD} の変化率と coherence の変化率の相関関係の結果を示す (図 12). 両群ともに, pre-test から retention への D_{SD} の変化率と coherence の変化率との間に有意な負の相関を認めた (聴覚 $r = -0.70$, $p = 0.035$; 視覚 $r = -0.75$, $p = 0.018$).

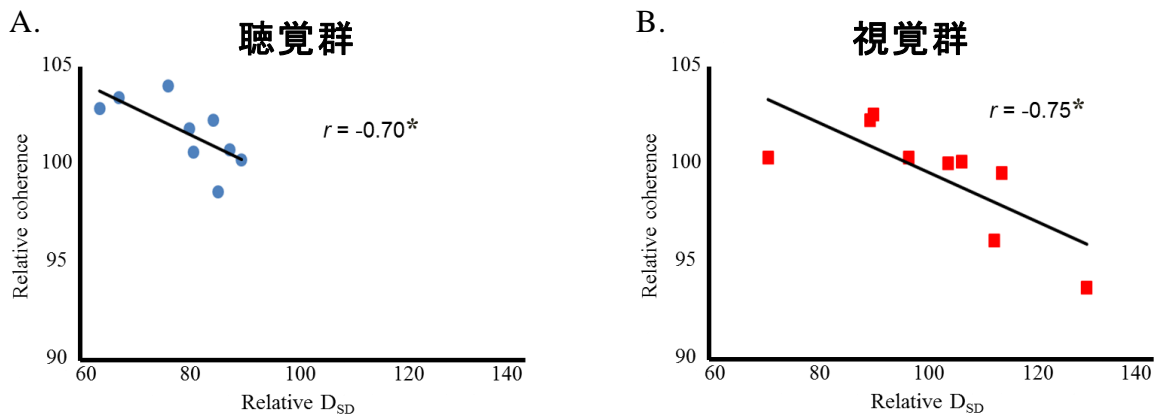


図 8. pre-test から retention への D_{SD} の変化率と coherence の変化率の相関関係
各被験者の平均を示す. Aは聴覚群(青), Bは視覚群(赤)を示す. 縦軸は coherence の変化率, 横軸は D_{SD} の変化率を示す. 両群ともに有意な負の相関関係を示した (*: $p < 0.05$).

IV. 考察

本研究の目的は随意的に荷重を移動させる動的バランス課題を用いて、聴覚フィードバック練習と視覚フィードバック練習の学習効果を比較検討することであった。本研究では、学習効果の空間的な側面の指標として、ターゲットと COP との間の距離の平均値と標準偏差を算出し、時間的な側面の指標として、ターゲットと COP との間の coherence を算出して学習効果の検証を行った。

本研究の結果は、聴覚フィードバック練習を用いた学習効果はフィードバックのない条件でも保持されるが、視覚フィードバック練習を用いた学習効果はフィードバックのない条件では保持されないという仮説を支持するものであった。フィードバックのない条件での学習効果を表す retention において、聴覚フィードバック練習ではターゲットと COP との間の距離の標準偏差と coherence の改善がみられた。しかし、視覚フィードバック練習ではこれらの学習効果が認められなかった。これらの結果から、聴覚フィードバック練習では学習効果の空間的側面と時間的側面の両側面に対して効果があり、視覚フィードバック練習はこれらの両側面に対して学習効果を示さないことが示唆される。

IV-1. 感覚様式の特徴

IV-1-1. 視覚フィードバックの特徴

視覚フィードバック練習における本研究結果の所見は、運動学習の空間的な指標 (D_{ave} および D_{SD}) と時間的な指標 (coherence) の両方でフィードバック練習前後に行われたフィードバックのない実験課題で有意な変化が認められなかったことである。本研究結果は、動的バランスの運動学習においても視覚フィードバック練習が効果を示しにくいことを示唆している。

多くの上肢課題を用いた先行研究で、視覚フィードバック練習は動作の獲得時における動作パフォーマンスを高めるが、それらの動作パフォーマンスはフィードバックのない条件では低下もしくは消失することが報告されている²¹⁻²⁸⁾。先行研究において、Swinnen らは両手の協調運動パターンの学習において、視覚フィードバックは動作パフォーマンスの向上を促進することを示しているが、続くフィードバックの除去が動作パフォーマンスの低下や不適切な長期間の動作パフォーマンス保持をもたらすことを示しており⁵³⁾、Ronsse らは緒言で述べた研究の中で、視覚フィードバック練習が動作課題の視覚情報に対する依存度を高めることを示している²⁶⁾。したがって、本研究の結果は視覚フィードバックがある条件に対して動作パフォーマンスを学習することにより、動作パフォーマンスの不適切な保持を認めていると示唆される。

また、Radhakrishnan ら⁵⁴⁾ は前後への荷重移動課題において、視覚刺激で動作を誘導した場合にはアキレス腱に対する振動触覚刺激に対する姿勢反応が低

下すると報告しており，この結果に対して，著者らは感覚の reweighting 処理が固有受容覚に対する寄与を低下させ，視覚入力に対する依存度を増加させていると考察している．この現象は“visual dominance”もしくは知覚や記憶処理における視覚入力の優越として知られており⁵⁵⁾，緒言で述べた“guidance hypothesis”の原因の一つとなっていると考えられる．本研究の実験課題において，動作パフォーマンスを向上させるためには，触覚や位置覚などの固有受容覚を用いた姿勢バランス制御が必要であると考えられる．したがって，視覚フィードバック練習は練習中の他の固有受容覚入力に対する反応性を低下させたため，フィードバック除去後の実験課題において学習効果が得られにくくなったと考えられる．

さらに，長谷川らは同様の課題を用いて断続的な視覚フィードバック練習と断続的な聴覚フィードバック練習の学習効果を比較検討し，フィードバック練習直後では視覚群と聴覚群ともに学習効果を示すことを報告している⁸⁵⁾．しかしながら，連続的なフィードバックを用いた本研究の結果ではフィードバック練習直後にも視覚群で学習効果が認められなかった．先行研究において，Kovacsらは両上肢の協調運動課題に対する視覚フィードバックの提供頻度の影響を報告しており⁵⁶⁾，課題の100%よりも50%の頻度で視覚フィードバックを与えた方がフィードバック除去後の動作パフォーマンスの低下が小さいことを示している．また，Timmermansらは上肢課題における視覚フィードバックの Bandwidth feedback の有用性を示している⁵⁷⁾．ここで言う Bandwidth feedback は運動エラーが決められた閾値を超える，もしくは閾値内であるときにフィードバックを与える方法であり⁵⁸⁾，適切な閾値の設定は感覚 - 運動システムから生じる運動のノイズに対するエラー調節（不必要な調節）を減少させ，適切な運動プログラムの発達を導くかもしれない⁵⁹⁾とされている．したがって，本研究で用いた連続的な視覚フィードバックは視覚的な情報量が増加することで視覚入力に対する依存度をより増加させ，不必要な調節をも引き起こし，適切な運動プログラムの発達を阻害したと示唆される．

IV-1-2. 聴覚フィードバックの特性

聴覚フィードバック練習における本研究結果の所見は，フィードバック練習前後に行われたフィードバックのない実験課題で，運動学習の空間的な指標と時間的な指標の有意な改善（ D_{SD} の有意な減少および coherence の有意な増加）が認められ，練習後1日を経過した3日目には空間的な指標と時間的な指標ともに視覚群よりも有意に優れた値を示したことである．つまり，感覚フィードバック練習で得られた動作パフォーマンスが聴覚フィードバック練習ではフィードバックのない条件でも保持されていると考えられる．

聴覚フィードバック練習についての先行研究では，フィードバックのない条件でも，ビーブ音を用いた聴覚フィードバック練習によりバレエダンサーの運

動パフォーマンスが向上すること⁶⁰⁾や、体操選手の学習効果が2週間後も維持されること⁶¹⁾が報告されている。また、Kontinenらは、射撃の運動パフォーマンスに対して、ターゲットとの差に応じて周波数が変化する聴覚フィードバック練習による効果が学習効果として保持されることを報告しており⁶²⁾、本研究の結果はこれらのスポーツ領域の結果と同様に、聴覚フィードバック練習には学習効果があることを示していると考えられる。Radhakrishnanら⁵⁴⁾は前後への荷重移動課題において、聴覚刺激で誘導した場合にはアキレス腱に対する振動触覚刺激に対する姿勢反応が高まることを報告している。また、Ronsseらは緒言で述べた研究の中で、聴覚フィードバックはより複雑な学習条件を作り出し、徐々に固有受容覚情報に対する依存度を高める可能性があるとして述べている²⁶⁾。さらに、中枢神経系は立位での姿勢バランスを制御するために視覚、固有受容覚(体性感覚)、前庭覚システムに依存しているとされている³¹⁾。したがって、聴覚フィードバックは主に姿勢バランスの制御に関与しないため、聴覚フィードバック練習は聴覚情報に対する依存度をあまり高めずに、フィードバックのない条件で主に利用される固有受容覚情報に対する依存度を高めて、学習効果を高めた可能性が考えられる。

IV - 1 - 3. 視覚と聴覚の違い

本研究における視覚フィードバック練習は、練習中の視覚情報に対する依存度を高めることで、フィードバックを除去した条件では本研究で用いた指標において学習効果を保持できなかったが、一方で、聴覚フィードバック練習は、練習中に固有受容覚に対する依存度を高め、増大されたフィードバック情報に依存しなかったことで、フィードバックを除去した条件でも学習効果を保持できたことが示唆される。

また、脳機能については、ItoやKeatingらはフィードバックを用いた運動学習において小脳が重要な機能を担っていることを示しており^{64,65)}、Gobleらは周期的な調整が必要な動作において補足運動野の活動が大きくなることを示している⁶⁶⁾。しかし、Ronsseらは、連続的な視覚フィードバックで練習した群と断続的な聴覚フィードバックで練習した群を比較すると、視覚群では視覚情報を処理する後頭葉などの活動が大きいが、一方で、聴覚群では聴覚情報を処理する側頭葉の他に補足運動野や小脳の活動、聴覚と固有受容覚のネットワークに関連する領域の脳活動が大きくなることを示している²⁶⁾。したがって、本研究の被験者においても、視覚フィードバック練習中には視覚領域の活動が大きくなり、聴覚フィードバック練習中には補足運動野や小脳、聴覚と固有受容覚のネットワークに関連する領域の脳活動が大きくなったと考えられ、聴覚群の方が脳活動においても運動学習に対して有利であった可能性が示唆される。また、その結果として聴覚群が視覚群よりも優れた学習効果を示したと考えられる。

IV-2. 運動学習の空間的側面と時間的側面

IV - 2 - 1. 空間的側面

本研究の結果では、ターゲットと COP との間の距離の平均 (D_{ave}) については要因間の交互作用が認められなかったが、標準偏差 (D_{SD}) については交互作用が認められ、聴覚群でのみフィードバック練習後に有意に D_{SD} が減少し、練習後 1 日を経過した 3 日目にもその効果が学習効果として持続した。つまり、動作パフォーマンスの正確性 (D_{ave}) では学習効果の差が認められなかったが、動作パフォーマンスの再現性 (D_{SD}) では両群の学習効果の差が示されたということである。一般的に、運動学習は感覚フィードバックを通じた運動プログラムによる姿勢パフォーマンスのばらつきの減少を反映しているとされている¹⁵⁾。また、先行研究において、視覚キューを少なくすることは運動システムに対する強制が少なくなり、ばらつきを最小化する方法を運動システムが見つげ出すこと⁶⁷⁾ や、連続的な視覚フィードバックを与えた条件と断続的な視覚フィードバック与えた条件を比較すると、フィードバック練習中の結果として、断続的なフィードバックを与えた条件の方が動作のばらつきが小さくなることを示している¹⁰⁾。本研究の結果では、COP 軌跡の変曲点において、視覚群では細かく素早い軌跡が retention でも持続しているが、聴覚群ではこの細かく素早い軌跡が retention で減少していた。つまり、両群の運動学習の効果の差が動作パフォーマンスの正確性 (D_{ave}) よりも動作パフォーマンスの再現性 (D_{SD}) でより顕著に検出され、連続的な視覚フィードバックを利用した視覚群ではパフォーマンスの再現性が向上しにくい状態にあったと考えられる。また、空間情報は聴覚情報よりも視覚情報でより正確に知覚されることが示されている^{68,69)}。したがって、本研究においても、運動学習の空間的側面については与えられた視覚フィードバックに対する依存度がより高まっていた可能性があり、その結果として、フィードバックを除去した条件では学習効果として保持されにくかったと考えられる。

IV - 2 - 2. 時間的側面

本研究における運動学習の時間的側面での所見は、聴覚群でのみターゲットと COP との間の coherence がフィードバック練習後に向上し、その効果が練習後 1 日を経過した 3 日目でも学習効果として保持されたことであり、この結果は聴覚フィードバック練習によりフィードバックを除去した条件でもターゲットと COP との間の時間的な同調性が向上したことを示す。先行研究において、聴覚情報は数ミリ秒で識別されるのに対し⁶⁸⁻⁷¹⁾、視覚情報は識別するのに数十ミリ秒を要する⁷²⁾ ことがわかっている。つまり、聴覚フィードバックは視覚フィードバックよりも時間分解能が高いということが示されている。また、聴覚フィードバックは動作の周期性やスピードをより効率的に知覚できることも報

告されている^{73,74)}。したがって、聴覚フィードバック練習は視覚フィードバック練習よりも時間的な誤差の検知に優れていた可能性がある。しかし、その効果が運動学習に保持されていることから、聴覚で検知された情報はフィードバックのない条件で利用される固有受容覚に統合されて学習されていると考えられる。

IV - 2 - 3. 空間的側面と時間的側面の関連性

本研究の結果では、pre-test から retention への D_{SD} の変化率（学習効果の空間的指標）と coherence の変化率（学習効果の時間的指標）との間に有意な負の相関が認められた。この結果から、空間的なエラーの改善と時間的なエラーの改善との間に関連性があることが示唆され、COP 軌跡の変曲点における COP の細かく素早い軌跡が空間的なエラーだけでなく時間的なエラーをも引き起こしていた可能性が考えられる。さらに、緒言でも述べた通り、学習者はフィードバックを基盤とした修正処理の反復によって動作の内的モデルや運動プログラムを形成し、動作を独立して実行できるようになることがわかっている。したがって、本研究で観測された細かく素早い COP の軌跡はフィードバックを基盤とした動作修正によるものと考えられ⁷⁵⁾、視覚フィードバックによる視覚情報に対する依存度の増加はフィードバック制御から内的モデルによるフィードフォワード制御に運動学習の段階が移行するのを妨げ、運動学習の空間的側面と時間的側面の両側面において学習を阻害した可能性がある。

IV-3. 総合考察

本研究により、聴覚フィードバック練習においては本研究で用いた動作パフォーマンスの空間的指標と時間的指標の両方で学習効果が示される一方で、視覚フィードバック練習においては動作パフォーマンスの学習効果が認められないことが示された。この結果は、増大フィードバック練習で利用される感覚様式の違いが ”specificity-of-learning hypothesis” や ”guidance hypothesis” として表現されるフィードバック除去後に運動パフォーマンスが低下する原因の一つとなることを示しているかもしれない。つまり、“visual dominance” と表現される視覚依存性が感覚フィードバック練習後の動作パフォーマンスの低下を引き起こしている可能性を示している。また、その要因としては、視覚フィードバック練習による視覚情報に対する依存がフィードバック制御から内的モデルによるフィードフォワード制御へと運動学習の段階が移行するのを妨げていることが示唆される。しかしながら、先行研究では、視覚フィードバックの頻度を減少させることや断続的な視覚フィードバックを用いることで、フィードバック除去後の動作パフォーマンス低下を抑制できることが示されている^{27,56,85}。また、過去のレビューでは感覚フィードバック練習の効果がフィードバックのデザインによって大きく影響を受けることがわかっている¹⁷。したがって、フィードバック除去後の動作パフォーマンス低下が感覚様式による影響であるとは断言できないと考えられる。

また、聴覚フィードバックは時間的な誤差の検知に優れていることから、運動学習の時間的な側面に対しては聴覚フィードバックに対する依存性が生じると予測されたが、本研究の結果では聴覚フィードバック練習の学習効果が時間的指標でも認められた。この要因として、聴覚フィードバック練習はより複雑な学習条件を作り出し、徐々に固有受容覚情報に対する依存を高める一方で、聴覚情報に対する依存度を小さくすることで、聴覚情報を固有受容覚情報と統合させて利用していることが考えられ、その結果として、フィードバックのない条件で利用される固有受容覚が促通され、聴覚フィードバック練習後の学習効果が保持されたことが示唆される。

本研究により、動的バランス課題の運動学習に対する聴覚フィードバックの有効性が示唆された。しかし、臨床においては視覚フィードバックを用いた練習やリハビリテーションが中心となっている。本研究の結果は、視覚フィードバック練習の学習効果は保持されにくく、聴覚フィードバック練習の効果は保持されやすいということを示したものであり、より効率的な感覚フィードバック練習の開発の一助となると考えられる。さらに、本研究で用いた感覚フィードバックはターゲットと COP との間の距離に応じて変化させたため、目的とする動作と実際の動作との誤差を同様の方法でフィードバックすることで、本研究で得られた知見が他の動作課題にも応用できると考えられる。

IV-4. 研究限界と今後の展望

本研究の限界として被験者の数が少なかったことが挙げられる。また、リズムミカルな動作を利用した本研究の動作課題は視覚フィードバックよりも聴覚フィードバックによる学習効果を引き出しやすかった可能性が考えられる²⁷⁾。さらに、上述したように、感覚フィードバック練習はフィードバック頻度や提供する方法（連続的、断続的など）などのフィードバックデザインの影響を受けるため、今後の研究ではフィードバックデザインの影響を検証する必要がある。さらに、聴覚フィードバック練習は動作課題に対する注意や集中を高める効果があることも報告されているため^{76,77)}、動作課題に対する注意や集中の影響を検証する必要がある。

本研究ではパフォーマンスのパラメータのみを算出しており、姿勢戦略を反映する下肢のEMGや筋シナジーについて調べられていなかったため、今後の研究ではこれらの結果を得ることで姿勢戦略の変化についてより正確な理解が得られる可能性がある。

本研究を通じて連続的な聴覚フィードバックが随意的な動作を伴った動的バランス課題の運動学習に影響を与えることが示されたが、静的バランス課題においてはフィードバックメカニズムとフィードフォワードメカニズムの両方を反映すると考えられている自動姿勢反応の影響を強く受けることが示唆される^{78, 79)}。一般的に、COPの視覚フィードバックは静的バランスの運動学習に効果がないことが知られており⁸⁰⁾、今後の研究では本研究の結果が静的バランスにおいても適用できるかどうかを検証する必要がある。

さらに、近年、単一感覚ではなく、感覚様式を組み合わせた多感覚フィードバック練習の効果を示した研究が散見されている¹⁷⁾。多感覚刺激は単一感覚刺激よりも正確に早く知覚され⁸¹⁾、単一感覚領域間の連結を増強させる効果があり⁸²⁾、運動学習に対する効果が期待される。また、先行研究では視覚フィードバック練習と聴覚フィードバック練習を比較すると、視覚フィードバックを利用した方が早期に動作パフォーマンスの向上が得られることを報告している²⁶⁾。したがって、視覚と聴覚を組み合わせたフィードバック練習を行うことで、素早く持続的に動作が学習される可能性があり、多感覚フィードバック練習の学習効果を検証する必要があると考えられる。

V. 結論

本研究は随意的に荷重を移動させる動的バランス課題を用いて聴覚フィードバック練習と視覚フィードバック練習の学習効果の違いを比較検討し、次の結論を得た。

聴覚フィードバック練習は視覚フィードバック練習と比較して姿勢バランスの空間的側面と時間的側面の両面をより良く向上する効果があり、本研究の結果は視覚フィードバック練習では動的バランス制御の学習効果が得られにくいですが、聴覚フィードバック練習では動的バランス制御の学習効果を示しやすい可能性が示唆される、つまり、聴覚フィードバック練習によって、より有効な学習効果を期待できる可能性を示す。また、その要因として、視覚フィードバック練習によって生じる視覚依存性 (visual dominance) や聴覚フィードバック練習でみられる聴覚情報と固有受容覚との統合能力の向上が挙げられる。

本研究は動的バランスにおける感覚フィードバック練習の基礎的なエビデンスや理論的な展望を提供するだけでなく、スポーツやリハビリテーション領域における視覚フィードバックの依存性を防ぐ手掛かりを与えると考えられる。

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の前島洋教授には、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生活機能学分野の境信哉教授、同研究所の機能回復学分野の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. Shumway-Cook A, Wollacott HM. Motor control. Theory and practical applications, 2nd ed. Lippicott Williams & Wilkins. 2001
2. Horak FB, Wrisley DM, Frank J. The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Phys Ther.* 2009, 89(5): 484-498
3. Berg KO, Wood-Dauphinee SL, Williams JI, Maki B. Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Can J Public Health.* 1992, 83(2): 7-11
4. Hile ES, Brach JS, Perera S, Wert DM, VanSwearingen JM, Studenski SA. Interpreting the need for initial support to perform tandem stance tests of balance. *Phys Ther.* 2012, 92(10): 1316-1328
5. 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
6. Ganesan M, Pal PK, Gupta A, Sathyaprabha TN. Dynamic posturography in evaluation of balance in patients of Parkinson's disease with normal pull test: concept of a diagonal pull test. *Parkinsonism Relat Disord.* 2010, 16(9): 595-599
7. Spreitzer L, Perkins J, Ustinova KI. Challenging stability limits in old and young individuals with a functional reaching task. *Am J Phys Med Rehabil.* 2013, 92(1): 36-44.
8. Barry E, Galvin R, Keogh C, Horgan F, Fahey T. Is the Timed Up and Go test a useful predictor of risk of falls in community dwelling older adults: a systematic review and meta-analysis. *BMC Geriatr.* 2014, 14(1): 14.
9. Van Peppen RP, Kortsmit M, Lindeman E, Kwakkel G. Effects of visual feedback therapy on postural control in bilateral standing after stroke: a systematic review. *J Rehabil Med.* 2006, 38(1): 3-9
10. Radhakrishnan SM, Hatzitaki V, Voggiannou A, Tzovaras D. The role of visual cues in the acquisition and transfer of a voluntary postural sway task. *Gait & Posture.* 2010, 32(4): 650-655
11. Tinetti ME. The contribution of predisposing and situational risk factors to serious fall injuries. *J Am Geriatr Soc* 1995, 43(11): 1207-1213
12. Shubert TE, Schrodt 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
13. Schmidt RA. A schema theory of discrete motor skill learning. *Psychol Rev.* 1975; 82(4): 225-260
14. Schmidt RA. Motor learning and performance: From principles to practice. *Human kinetics.* 1991

15. Schmelof 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
16. Fitts PM, Posner MI. *Human performance.* Books/Cole Publishing Co. 1967
17. Sigrist R, Rauter G, Riener R, Wolf P. Augmented visual, auditory, haptic, and multimodal feedback in motor learning: A review. *Psychon Bull Rev.* 2013, 20: 21-53
18. Proteau L, Marteniuk RG, Levesque L. A sensorimotor basis for motor learning: evidence indicating specificity of practice. *Q J Exp Psychol A.* 1992, 44(3): 557-575
19. Salmoni AW, Schmidt RA, Walter CB. Knowledge of results and motor learning: a review and critical reappraisal. *Psychol Bull.* 1984, 95(3): 355-386
20. 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
21. Proteau L, Isabelle. On the role of visual afferent information for the control of aiming movements toward targets of different sizes. *J Mot Behav.* 2002; 34(4): 367-384
22. Proteau L. Visual afferent information dominates other sources of afferent information during mixed practice of a video-aiming task. *Exp Brain Res.* 2005; 161(4): 441-456
23. Robin C, Toussaint L, Blandin Y, Proteau L. Specificity of learning in a video-aiming task: Modifying the salience of dynamic visual cues. *J Mot Behav.* 2005; 37(5): 367-376
24. Blandin Y, Toussaint L, Shea CH. Specificity of practice: Interaction between concurrent sensory information and terminal feedback. *J Exp Psychol -Learn Mem Cogn.* 2008; 34(4): 994-1000
25. Ranganathan R, Newell KM. Influence of augmented feedback on coordination strategies. *J Mot Behav.* 2009; 41(4): 317-330
26. 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
27. Chiou SC, Chang EC. Bimanual coordination learning with different augmented feedback modalities and information types. *PLoS One.* 2016; 11(2): e0149221
28. Kovacs AJ, Buchanan JJ, Shea CH. Bimanual 1:1 with 90 degrees continuous relative phase: difficult or easy! *Exp Brain Res.* 2009, 193(1): 129-136
29. Stevens SS. On the psychophysical law. *Psychol Rev.* 1957; 64(3): 153-161
30. Jung JC, Goo BO, Lee DH, Roh HL. Effect of 3D visual feedback exercise on the balance and walking abilities of hemiplegic patients. *J Phys Ther Sci.* 2011; 23(6): 859-862

31. Dozza M, Chiari L, Horak FB. Audio-biofeedback improves balance in patients with bilateral vestibular loss. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005; 86(7): 1404-1403
32. Dozza M, Horak FB, Chiari L. Auditory biofeedback substitutes for loss of sensory information in maintaining stance. *Exp Brain Res.* 2007; 178(1): 37-48
33. Ernst A, Singbartl F, Basta D, Seidl RO, Todt I, Eisenschenk A. Short-term rehabilitation of patients with posttraumatic otolith disorders by auditory feedback training : A pilot study. *J Vestib Res.* 2007; 17(2-3): 137-144
34. Mirelman A, Herman T, Nicolai S, Zijlstra A, Zijlstra W, Becker C, Chiari L, Hausdorff J. Audio-biofeedback training for posture and balance in patients with Parkinson's disease. *J Neuroeng Rehabil.* 2011; 8: 35
35. Nicolai S, Mirelman A, Herman T, Zijlstra A, Mancini M, Becker C, Lindemann U, Berg D, Maetzler W. Improvement of balance after audio-biofeedback : A 6-week intervention study in patients with progressive supranuclear palsy. *Z Gerontol Geriatr.* 2010; 43(4): 224-228
36. Easton RD, Greene AJ, DiZio P, Lackner JR. Auditory cues for orientation and postural control in sighted and congenitally blind people. *Exp Brain Res.* 1998; 118(4): 541-550
37. 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
38. Chiari L, Dozza M, Cappello A, Horak FB. Audio-biofeedback for balance improvement : An accelerometry-based system. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2005; 52(12): 2108-2111
39. Dozza M, Chiari L, Peterka RJ, Wall C, Horak FB. What is the most effective type of audio-biofeedback for postural motor learning? *Gait Posture.* 2011; 34(3): 313-319
40. Pinsault N, Vuillerme N. The effects of scale of display of visual feedback on postural control during quiet standing in healthy elderly subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008; 89(9): 1772-1774
41. Vuillerme N, Bertrand R, Pinsault N. Postural Effects of the scaled display of visual foot center of pressure feedback under different somatosensory conditions at the foot and the ankle. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008; 89(10): 2034-2036
42. Bonan IV, Yelink AP, Colle FM, Michaud C, Normand E, Panigot B, Roth P, Guichard JP, Vicaut E. Reliance on visual information after stroke. Part II : Effectiveness of a balance rehabilitation program with visual cue deprivation after stroke : A randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004; 85(2): 274-278
43. 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

44. Wolf SL, Barnhart HX, Kutner NG, McNeely E, Coogler C, Xu T. Selected as the best paper in the 1990s : Reducing frailty and falls in older persons : an investigation of tai chi and computerized balance training. *J Am Geriatr Soc.* 2003; 51(12): 1794-1803
45. Bechly KE, Carender WJ, Myles JD, Sienko KH. Determining the preferred modality for real-time biofeedback during balance training. *Gait Posture.* 2012, 37(3): 391-396
46. Thielman G . Rehabilitation of reaching poststroke: A randomized pilot investigation of tactile versus auditory feedback for trunk control. *J Neurol Phys Ther.* 2010, 34(3): 138-144
47. Koritnik T, Koenig A, Bajd T, Riener R, Munih M. Comparison of visual and haptic feedback during training of lower extremities. *Gait Posture* 2010, 32(4): 540-546
48. Okuni I, Uchi M, Harada T. Sagittal-plane spinal curvature and center of foot pressure in healthy young adults. *J Med Soc Toho.* 2006; 53(4): 254-260
49. Chen HY, Wing AM. Independent control of force and timing symmetry in dynamic standing balance : Implications for rehabilitation of hemiparetic stroke patients. *Hum Mov Sci.* 2012; 31(6): 1660-1669
50. Stevens SS. The relation of pitch to intensity. *J Acoust Soc Am.* 1935; 6(3): 150-154
51. Schmidt RC, O'Brien B. Evaluating the dynamics of unintended interpersonal coordination. *Ecol Psychol.* 1997; 9(3): 189-206
52. Haliday DM, Rosenberg JR, Amjad AM, Breeze P, Conway BA, Farmer SF. A framework for the analysis of mixed time series/point process data—Theory and application to the study of physiological tremor, single motor unit discharges and electromyograms. *Prog Biophys Mol Biol.* 1995; 64(2-3): 237-278
53. Swinnen SP, Lee TD, Verschueren S, Serrien DJ, Bogaerds H. Interlimb coordination : Learning and transfer under different feedback conditions. *Hum Mov Sci.* 1997; 16(6): 749-785
54. Radhakrishnan SM, Hatzitaki V, Patikas D, Amiridis IG. Responses to Achilles tendon vibration during self-paced, visually and auditory-guided periodic sway. *Exp Brain Res.* 2011; 213(4): 423-433
55. Posner MI, Nissen MJ. Visual dominance: An information-processing account of its origins and significance. *Psychol Rev.* 1976; 83(2): 157-171
56. Kovacs AJ, Shea CH. The learning of 90° continuous relative phase with and without Lissajous feedback: external and internally generated bimanual coordination. *Acta Psychol (Amst).* 2011, 136(3): 311-320

57. Timermans AA, Seelen HA, Willmann RD, Kingma H. Technology-assisted training of arm-hand skills in stroke: concepts on reacquisition of motor control and therapist guidelines for rehabilitation technology design. *J Neuroeng Rehabil.* 2009, 20(6): 1
58. Rebeiro DC, Sole G, Abbott JH, Milosavljevic S. Extrinsic feedback and management of low back pain: A critical review of the literature. *Man Ther.* 2011, 16(3): 231-239
59. Chiviacosky S, Wulf G. Self-controlled feedback: does it enhance learning because performers get feedback when they need it? *Res Q Exerc Sport.* 2002, 73(4): 408-415
60. Clarkson PM, Robert J, Watkins A, Foley P. The effect of augmented feedback on foot pronation during barre exercise in dance. *Res Q Exercise Sport.* 1986, 57(1): 33-40
61. Baudry L, Leoroy D, Thouwarecq R, Choller D. Auditory concurrent feedback benefits on the circle performed in gymnastics. *J Sports Sci.* 2006, 24(2): 149-156
62. Konttinen N, Mononen K, Viitasalo J, Mets T. The effects of augmented auditory feedback on psychomotor skill learning in precision shooting. *J Sport Exerc Psychol.* 2004, 26(2): 302-316
63. Horak FB, Macpherson JM. Postural equilibrium and orientation. *Handbook of physiology, exercise: regulation and integration of multiple systems.*
64. Ito M. Mechanisms of motor learning in the cerebellum. *Brain Res.* 2000; 886(1-2): 237-245
65. Keating JG, Thach WT. Nonclock behavior of inferior olive neurons : interspike interval of Purkinje cell complex spike discharge in the awake behaving monkey is random. *J Neurophysiol.* 1995; 73(4): 1329-1340
66. Goble DJ, Coxon JP, van Impe A, de Vos J, Wenderoth N, Swinnen SP. The neural control of bimanual movements in the elderly : Brain regions exhibiting age-related increases in activity, frequency-induced neural modulation, and task specific compensatory recruitment. *Hum Brain Mapp.* 2010; 31(8): 1281-1295
67. Todorov E, Jordan MI. Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nat Neurosci.* 2002; 5(11): 1226-1235
68. Freides D. Human information processing and sensory modality: cross-modal functions, information complexity, memory, and deficit. *Psychol Bull.* 1974, 81(5): 284-310
69. Welch RB, Warren DH. Immediate perceptual response to intersensory discrepancy. *Psychol Bull.* 1980, 88(3): 638-667
70. Irwin RJ, Hinchcliff LK, Kemp S. Temporal acuity in normal and hearing-impaired listeners. *Audiology.* 1981, 20(3): 234-243

71. Hove MJ, Fairhurst MT, Kotz SA, Keller PE. Synchronizing with auditory and visual rhythms: an fMRI assessment of modality differences and modality appropriateness. *Neuroimage*. 2013, 67: 313-321
72. Holcombe AO. Seeing slow and seeing fast: two limits on perception. *Trends Cogn Sci*. 2009, 13(5): 216-221
73. Kramer G. Auditory display: sonification audification and auditory interfaces. Addison-Wesley. 1994
74. Sigrist R, Rauter G, Marchal-Crespo L, Riener R, Wolf P. Sonification and haptic feedback in addition to visual feedback enhances complex motor task learning. *Exp Brain Res*. 2015, 233(3): 909-925
75. Seidler RD, Noll DC, Thiers G. Feedforward and feedback processes in motor control. *Neuroimage*. 2004; 22(4): 1775-1783
76. Secoli R, Milot MH, Rosati G, Reinkensmeyer DJ. Effect of visual distraction and auditory feedback on patient effort during robot-assisted movement training after stroke. *J Neuroeng Rehabil*. 2011, 23(8): 21
77. Schaffert N, Mattes K, Effenberg AO. An investigation of online acoustic information for elite rowers in on-water training conditions. *J Hum Sport Exerc*. 2011, 6(2): 392-405
78. Masani K, Vette AH, Popovic MR. Controlling balance during quiet standing: Proportional and derivative controller generates preceding motor command to body sway position observed in experiments. *Gait Posture*. 2006; 23(2): 164-172
79. Peterka RJ. Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol*. 2002; 88(3): 1097-1118
80. 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
81. Doyle MC, Snowden RJ. Identification of visual stimuli is improved by accompanying auditory stimuli: the role of eye movements and sound location. *Perception*. 2001, 30(7): 795-810
82. Shams L, Seitz AR. Benefits of multisensory learning. *Trends Cogn Sci*. 2008, 12(11): 411-417
83. 大橋ゆかり. セラピストのための運動学習 ABC. 文光堂. 2004
84. 中村隆一, 斎藤宏, 長崎浩. 基礎運動学 第6版. 医歯薬出版. 2003
85. 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. 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. *理学療法学*. 2015; 42 (6): 474-479
86. 藤澤宏之. バランス障害に対する評価と治療: 身体運動学に基づいたアプローチ. 理学療法京都. 2010

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. 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

2. Characteristic relationship between the centre of pressure and the centre of mass during quiet standing in female ballet dancers.

Ibuki A., Mani H., Takeda K., Hasegawa N., Yamamoto K., Maejima H., Asaka T.

Int Phys Med Rehab J., 1(2): 00009. 2017

3. 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

4. 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

5. 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

6. 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

7. 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.
理学療法学. 42 (6): 474-479. 2015

II. 学会発表

II-1. 国際学会

1. 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.
2. 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.
3. 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.
4. 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.
5. 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.
6. 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.

7. 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.
8. 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.
9. 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.
10. 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.
11. Learning effects of dynamic postural balance by visual or auditory feedback exercise.
Hasegawa N., Hsiao SF., Mani H., Takeda K., Asaka T.
The 67th Congress of the Taiwan Physical Therapy Association, Taipei, Taiwan, March 2014.
12. 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 67th Congress of the Taiwan Physical Therapy Association, Taipei, Taiwan, March 2014.

13. Characteristics of Stability Limits and Pressure Distributions during Reaching Movements in Patients with Stroke.
Tsuda A., Mochiduki T., Konishi T., Izumi T., Mani H., Hasegawa N., Totsuka M., Zhao J., Yamamoto K., Shih-Fen Hsiao, Asaka T.
The 6th Asia-Western Pacific Regional Congress of the World Confederation for Physical Therapy & The 12th International Congress of Asian Confederation for Physical Therapy (WCPT-AWP & ACPT Congress 2013), Taichung, Taiwan, September 2013.

14. Adaptation of postural strategy with a mobile base of support.
Mani H., Konishi T., Tsuda A., Izumi T., Hasegawa N., Totsuka M., Zhao J., Hsiao SF., Asaka T.
The 6th Asia-Western Pacific Regional Congress of the World Confederation for Physical Therapy & The 12th International Congress of Asian Confederation for Physical Therapy (WCPT-AWP & ACPT Congress 2013), Taichung, Taiwan, September 2013.

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. 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。

3. 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。

4. パーキンソン病患者に対する傾斜台立位の効果について。
船水風花，佐藤祐樹，長谷川直哉，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. 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 回日本理学療法学会学術大会, 千葉, 2017 年 5 月.
6. 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 回日本理学療法学会学術大会, 千葉, 2017 年 5 月.
7. 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 回日本理学療法学会学術大会, 千葉, 2017 年 5 月.
8. 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, 吳瑕, 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.
9. 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。
吳瑕, 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.
10. 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, 吳瑕, 浅賀忠義.
第 15 回日本健康行動科学会, 大阪, 2016 年 9 月.
11. 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, 吳瑕, 浅賀忠義.
第 15 回日本健康行動科学会, 大阪, 2016 年 9 月.
12. 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, 吳瑕, 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.

13. 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, 北海道, 2016 年 5 月.
14. 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, 吳瑕, 萬井太規, 前島洋, 浅賀忠義.
第 51 回日本理学療法学会, 北海道, 2016 年 5 月.
15. 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 回日本理学療法学会, 北海道, 2016 年 5 月.
16. 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.
17. 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.
18. 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.
19. 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 回日本基礎理学療法学会学術集会および日本基礎私学療法学会第 4
回学術大会合同学会, 名古屋, 2014 年 11 月.
20. 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 回日本基礎理学療法学会学術集会および日本基礎私学療法
学会第 4 回学術大会合同学会, 名古屋, 2014 年 11 月.

21. 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回日本基礎理学療法学会学術集会および日本基礎私学療法学会第4回学術大会合同学会，名古屋，2014年11月。
22. 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学術大会，横浜，2014年5月。
23. 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回日本理学療法学会学術大会，横浜，2014年5月。
24. 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，Shih-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回学術大会，北海道，2013年9月。
25. 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，Shih-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回学術大会，北海道，2013年9月。

3. 総説・解説

なし。

4. 学会賞・学術賞の授与

1. 日本健康行動科学会第12回学術大会大会長優秀発表賞，2013年9月，
日本健康行動科学会

5. その他

なし。