

Title	走行中のテンポ提示に対する走者の反応に関する研究
Author(s)	吉岡, 杏奈
Citation	
Issue Date	2019-03
Type	Thesis or Dissertation
Text version	author
URL	http://hdl.handle.net/10119/15826
Rights	
Description	Supervisor: 藤波 努, 先端科学技術研究科, 修士 (知識科学)

修士論文

走行中のテンポ提示に対する走者の反応に関する研究

1710219 吉岡 杏奈

主指導教員	藤波	努
審査委員主査	藤波	努
審査委員	金井	秀明
	日高	昇平
	小林	重人

北陸先端科学技術大学院大学

先端科学技術研究科 [知識科学]

平成31年2月

目次

1	序論	1
1.1	背景	1
1.2	目的	4
1.3	本論文の構成	5
2	関連研究	6
2.1	各種フィードバックを用いた関連研究	6
2.2	引き込み現象	11
2.3	既存の関連製品・サービス	12
2.4	本研究の立ち位置	15
2.5	第2章のまとめ	15
3	検証手法	16
3.1	概要	16
3.2	モーションセンサ STEVAL-WeSU1	17
3.3	検証用システムの概要	18
3.4	使用する聴覚情報とその効果	20
4	予備実験 1:	
	聴覚情報が動作に及ぼす影響の検証実験	21
4.1	使用機器	21
4.2	被験者情報	22
4.3	実験手順	22
4.4	結果と考察	24
5	予備実験 2:	
	音源方向知覚に関する検証実験	27
5.1	使用機器	27
5.2	被験者情報	28
5.3	実験手順	28
5.4	結果と考察	31
6	検証実験	32
6.1	使用機器	32
6.2	被験者情報	33
6.3	提示する聴覚情報	35
6.4	実験手順	36
6.5	結果と考察	40
6.6	第6章まとめ	57

7 結論	58
7.1 まとめ	58
7.2 本研究の限界	59
7.3 本研究の応用と今後の展望	59
 謝辞	 60
 参考文献	 61
 研究発表	 64
 付録	 65
 A 検証実験	 65
A.1 検証用システム追記情報	65
A.2 被験者へのインタビューによる主観的評価	66

表 目 次

1	視覚フィードバックを用いた先行研究 特徴	10
2	聴覚フィードバックを用いた先行研究 特徴	10
3	視覚フィードバック・聴覚フィードバック 特徴	15
4	STEVAL-WeSU1 仕様	17
5	Bluetooth Low Energy 対応機器一覧	18
6	使用器具 (聴覚情報影響検証)	21
7	被験者情報 (聴覚情報影響検証)	22
8	使用器具 (音源方向知覚検証)	27
9	被験者情報 (音源方向知覚検証)	28
10	使用器具 (検証実験)	32
11	被験者情報 (検証実験)	33
12	適応的聴覚情報提示における各被験者の感覚と実際の挙動	48

目 次

1	年1回以上のジョギング・ランニング実施率の推移 (笹川スポーツ財団)	2
2	東京マラソン 参加申込者数と倍率の推移	2
3	Chan らの提案システム 視覚フィードバックを用いたダンス練習システム [15]	8
4	Qi らの提案システム 視覚フィードバックを用いたローイング練習システム [16]	9
5	RunDias 画面キャプチャ	12
6	JINS MEME 外観 [23]	14
7	JINS MEME 用スマートフォンアプリ 「JINS Run」 画面キャプチャ	14
8	システム構成図	16
9	STEVAL-WeSU1	17
10	フィードバック要/不要の決定 走行テンポと基準テンポのズレ検出 動作例 (基準テンポ：160 bpm のとき)	19
11	聴覚情報が動作に及ぼす影響の検証 提示音の音変化	23
12	聴覚情報が動作に及ぼす影響の検証 実験の様子	24
13	Beat 音のテンポ変化認識率	25
14	テンポ比較のためのデータ抽出	25
15	Beat 音のテンポと足踏みのテンポ比較	26
16	音知覚方向検証実験 実験の流れ	29
17	回答用 GoogleForm	30
18	音知覚方向結果 一覧	31
19	検証実験 被験者の運動頻度	33
20	検証実験 被験者が取り組んでいる運動の種類	34
21	検証実験 聴覚情報ごとの計測の流れ	36
22	検証実験 被験者の走行コース	37
23	検証実験 各計測機器の装着箇所	38
24	検証実験 印象評価項目	39
25	検証実験 計測全体の走行テンポ平均値	40
26	検証実験 計測全体の走行テンポ平均値 (Participant A)	40
27	検証実験 計測全体の走行テンポ平均値 (Participant B)	41
28	検証実験 計測全体の走行テンポ平均値 (Participant C)	41
29	検証実験 計測全体の走行テンポ平均値 (Participant D)	41
30	検証実験 計測全体の走行テンポ平均値 (Participant E)	42
31	検証実験 計測全体の走行テンポ平均値 (Participant F)	42
32	検証実験 計測全体の走行テンポ平均値 (Participant G)	42
33	検証実験 計測全体の走行テンポ平均値 (Participant H)	43
34	検証実験 聴覚情報提示手法ごとの左右着地衝撃 (Participant A)	44
35	検証実験 聴覚情報提示手法ごとの左右着地衝撃 (Participant B)	44

36	検証実験 聴覚情報提示手法ごとの左右着地衝撃 (Participant C)	45
37	検証実験 聴覚情報提示手法ごとの左右着地衝撃 (Participant D)	45
38	検証実験 聴覚情報提示手法ごとの左右着地衝撃 (Participant E)	45
39	検証実験 聴覚情報提示手法ごとの左右着地衝撃 (Participant F)	46
40	検証実験 聴覚情報提示手法ごとの左右着地衝撃 (Participant G)	46
41	検証実験 聴覚情報提示手法ごとの左右着地衝撃 (Participant H)	46
42	検証実験 適応的聴覚情報提示時の左右着地衝撃比較 (Participant A)	49
43	検証実験 適応的聴覚情報提示時の左右着地衝撃比較 (Participant B)	50
44	検証実験 適応的聴覚情報提示時の左右着地衝撃比較 (Participant C)	51
45	検証実験 適応的聴覚情報提示時の左右着地衝撃比較 (Participant D)	52
46	検証実験 適応的聴覚情報提示時の左右着地衝撃比較 (Participant E)	53
47	検証実験 適応的聴覚情報提示時の左右着地衝撃比較 (Participant F)	54
48	検証実験 適応的聴覚情報提示時の左右着地衝撃比較 (Participant G)	55
49	検証実験 適応的聴覚情報提示時の左右着地衝撃比較 (Participant H)	56
50	検証実験 印象評価 各評価項目の平均値	57
51	STEVAL-WeSU1 操作用アプリケーション	65

1 序論

1.1 背景

1.1.1 近年のランニング事情

近年のスポーツへの関心の高まりは著しく、笹川スポーツ財団の調査によると、2016年にはジョギング・ランニングを年1回以上実施している成人は893万人と推計されている。同財団の調査より、年1回以上のジョギング・ランニング実施率は2012年の9.7%をピークに2014年は9.5%、2016年は8.6%と減少局面に入っているものの、2000年代初頭と比較すると依然として高い水準にある(図1)[1]。

また、年に一度開催される国内最大規模のマラソン大会である東京マラソンの申込者数は、初回の2007年から2011年までに申込者数の急激な増加がみられた(図2)[2]。2011年以降は停滞状態にあるが、今なお10倍近い参加倍率であることから、その人気は未だ衰えていないことが伺える。

東京マラソンの開催を皮切りに、市民ランナーと呼ばれる人たちが参加できるマラソン大会が増え、現在は東京マラソンだけでなく神戸マラソンや大阪マラソン、金沢マラソンなど、参加者数が1万人以上の規模のマラソン大会が地方にも展開されている[3]。そのため、アスリートレベルでない一般市民がマラソン大会に参加するハードルは低くなりつつある。

ランニングを始めたきっかけは健康増進やダイエットなど人それぞれであるが、実際にランニングには健康効果があることがわかっている。長年エクササイズと早死の関連についての研究を行ってきたLeeらによると、ランニングしない人に比べてランニングする人は全体で死亡率が16%低下し、命にかかわる心臓発作が起こる確率が25%低下することが明らかになった[4]。この効果はランニング自体の実施頻度や強度に影響されず、また喫煙や飲酒、高血圧や肥満など健康上の問題を抱えているか否かについても考慮する必要はないという。

NHKのBS放送では、プロランニングコーチの金哲彦氏をコーチに迎えて市民ランナー向けのランニング情報提供番組「ラン×スマ」[7]が放送されている。田村亮氏、秋元才加氏などが番組MCを務め、お笑い芸人や芸能人など、アスリートレベルでない人達が市民マラソン大会出場を目指してトレーニングを行い、実際に参加したマラソン大会のコースの様子や給食(マラソンコース途中で支給される軽食)についてレポートをするという放送内容で、マラソン大会をより身近に感じられるものとなっている。また、視聴者のランニングに関する疑問や悩みに金氏が解答するというコーナーもあり、初心者にとってもわかりやすいかつランニングをする上で参考になる番組内容となっている。

これらのことから、今後もランニングへの関心は高まっていくと考えられる。

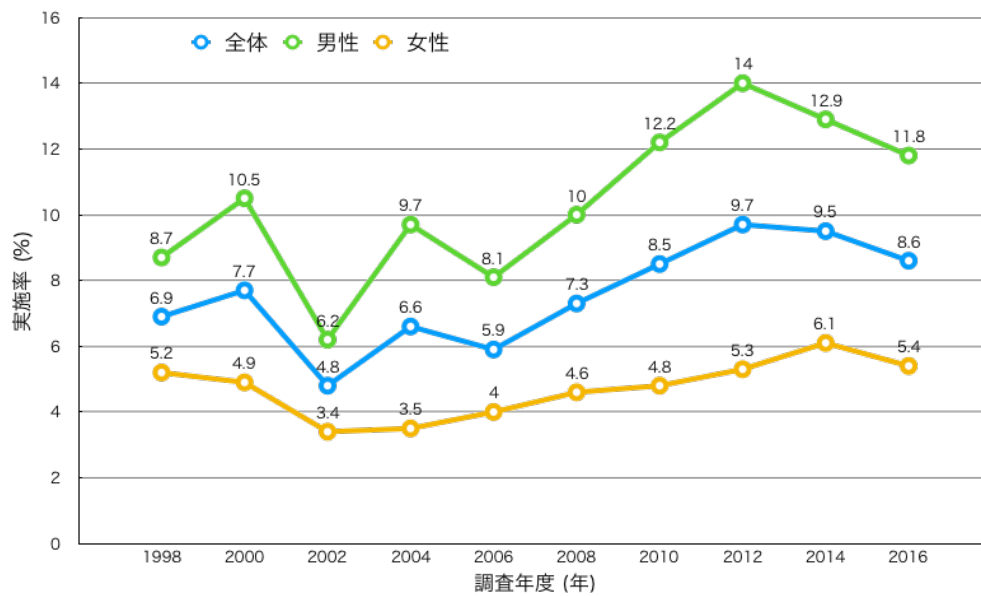


図 1. 年 1 回以上のジョギング・ランニング実施率の推移 (笹川スポーツ財団)

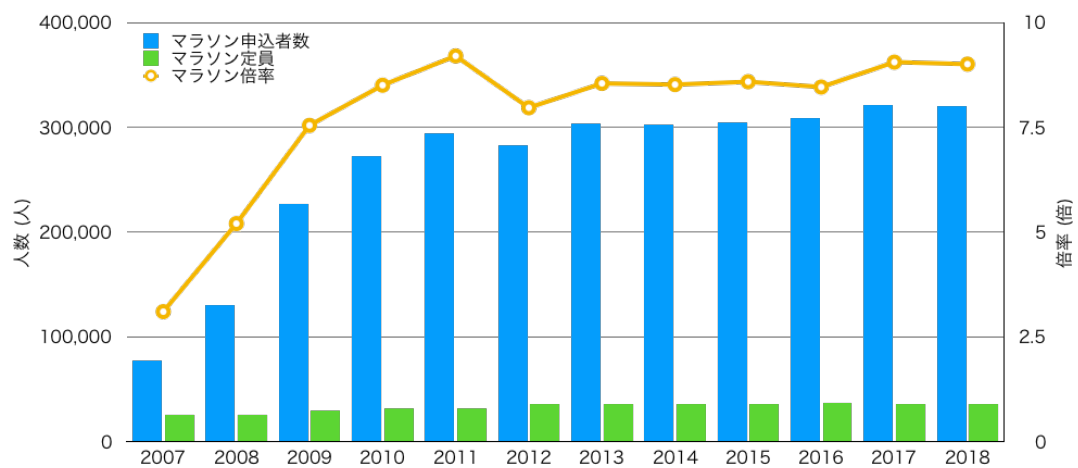


図 2. 東京マラソン 参加申込者数と倍率の推移

1.1.2 初心者のランニング練習

初心者のランニング練習法として推奨されているもののひとつに「BPM ランニング」が存在する [5]。プロランニングコーチの金哲彦氏によると、初心者ランナーが無理なくランニングを楽しむためには、一定のランニングテンポをキープすることが良いとされており、経験値によって以下のテンポが目安とされている。

初心者ランナー 160 bpm (1km 約 8 分ペース)

中級者ランナー 165 bpm ～ 170 bpm (1km 約 6～7 分ペース)

上級者ランナー 175 bpm (1km 6 分未満)

実際に、長距離ランナーを対象としてランニングのエネルギー代謝を検証した研究 [6] においても、序盤～中盤の最適配分はオーバーペースにならないような走行スピードをキープすることが望ましいとされている。

1.1.3 ランニング障害の発生

ランニング人口が増加傾向にある一方で、ランニング初心者に対するランニング障害の発生が懸念されている。一般市民ランナーを対象に行われたランニング障害に関する調査 [8] では、あるランニングセミナーの受講者のうち、76%の受講者にランニング障害歴があった。このうち、障害の発生部位は膝関節が34.8%、足部が23.2%、下肢部12.5%となっており、下半身に集中していることがわかる。さらに、ランニング障害受傷時のランニング歴は5年未満が68.4%と最も高いことが明らかになっている。そのため、初心者の頃からランニング障害の発生を抑制することは重要である。

ランニング障害に関する研究では、下半身の障害発生には足が地面に着地した際の大きな力「着地衝撃」が起因すると言われており [10][11][12]、この着地衝撃そのものを軽減させるシューズの開発も広く行われている [10][13]。さらに、着地衝撃の軽減と主に両足の着地衝撃の偏りを軽減することも大切であると考えられる。実際、スポーツ障害からの復帰にはバランス能力は非常に重要な要素であり、これは重心制御によって高めることが可能である [14]。

1.1.4 練習支援システム開発への取り組み

ランニングに限らず、一般的にスポーツの現場では常に指導者の指導を受けながら練習を行うことが難しいため、個人練習を行う機会が多い。しかし個人練習では自分自身の動きを見ながら行うことは難しく、仮に動きを見ることができたとしてもその良し悪しを判断して自分自身で動きを修正することは難しいため、練習の効率が下がってしまう恐れがある。また、無理な姿勢のまま運動を継続した結果、怪我や故障に繋がってしまうこともある。

このような状況を受けて近年、モーションキャプチャシステムや Kinect といった情報技術を用いて初心者の個人練習を支援し練習の効率を向上させる「練習支援システム」に

関する研究が数多く行われている [15][16][17][18][19]。これは、練習者の動作を三次元的に取得し、その動作と手本となる動作との差異を、練習者自身を模したコンピュータグラフィックスや音といった情報に可視化・可聴化しフィードバックすることで、練習者自身に動作を知覚させるものである。練習支援システムを用いた練習手法は情報技術の発展とともに新たに確立されつつあるが、このようなシステムを使用することで、練習者は指導者の指導を受けられない環境においても効率良く練習を行うことが可能となる。

これらのシステムでは、提示する情報の有用性や提示する情報と、それに対する使用者の反応の関係性について明らかにされていないため、提示情報が統一されていない。そのため、使用者は与えられた情報が一体何を表しているのか理解した上で動作に変換するというプロセスを踏まなければならないことがある。これは、被験者にとっては動作の習得以外の場面で労力を使うことになり、精神的な負担になりかねない。

1.2 目的

本研究では聴覚フィードバックを用いた練習支援システムの開発に関し、走行中に走者に対してリアルタイムに提示する聴覚情報が走者の動作に及ぼす影響について検証することを目的に行う。

加えて、練習システムを用いる練習者の精神的負担を減らすために、「引き込み現象」の効果を利用して練習者の動作の修正が可能であるかどうかを検証する。

今回は、ランニング人口増加と初心者者のランニング障害発生率の高さからランニングを支援対象動作とし、初心者向けの練習として推奨されている「BPM ランニング」への誘導と、膝故障の原因として考えられる着地衝撃の左右差の偏り修正の2点を満たすことができるフィードバックの提示を目指す。最終的には、健康のために行うランニングの効率化と怪我・故障防止のために、ランニング中の走行スピードや着地の左右差を修正する聴覚情報の提示と小型センサを用いた練習支援システムの開発への応用を目指す。

システムの使用対象者は健康のためにランニングに取り組んでいるもしくは取り組もうとしている人とし、アスリートレベルのランナーの使用は考慮しない。

今回提示する聴覚情報は、音声ではなく音楽のテンポ変化や音圧変化を利用することで、意識下レベルで動作を修正できる「引き込み現象」の効果・作用を利用する。

また、本研究では練習方法として初心者にとって簡単かつ要点をおさえた「BPM ランニング」(1.1.2 参照)を取り上げることで、システムそのものが練習者に対してひとつの練習方法を提供することを可能にする。

1.3 本論文の構成

本論文は序論である本章を含め全7章で構成される。

第2章では関連研究としてランニングに関する研究，支援システムに関する研究をそれぞれ取り上げ，本研究の立ち位置について明らかにする。

第3章では本研究で開発するシステムに関する技術的要素と提案手法を紹介する。

第4章から第6章では本研究で取り組む2種類の事前実験と事前実験の結果をもとに行った検証実験について，実験計画，手法，結果と考察までを一括りとし，各章にて述べる。第4章では1つ目の事前実験「聴覚情報が動作に及ぼす影響の検証実験」を，第5章では2つ目の事前実験「音源方向知覚に関する検証実験」を，第6章では検証実験をそれぞれ取り上げている。

第7章では本研究で得られた結果をもとに結論を述べる。

2 関連研究

本章では、関連する研究や関連する製品について大きく 3 種類の分野に分類し取り上げる。

- 1) 各種フィードバックを用いた関連研究
 - (a) 視覚フィードバック
 - (b) 聴覚フィードバック
- 2) 引き込み現象の関連研究
- 3) 既存の関連製品・サービス

2.1 各種フィードバックを用いた関連研究

2.1.1 視覚フィードバック

ここで取り上げる研究は、色の変化や理想動作との比較画像などの視覚情報をフィードバックすることで練習者に動作を知覚させるものである。

Chan らの研究 [15] では、ダンスの振付動作における手本動作と練習者の関節位置を比較し、その差異を色の違いとして提示することで、振付動作の習得を支援するシステムを提案している。このシステムでは練習者の人体モデルを作成し、手本モデルと同時に提示している。手本動作通りの動作を実現出来た場合は練習者の人体モデルの色を黄色に、そうでない場合は赤色に着色することで練習者に自身の動作と手本動作との違いを知覚させている。

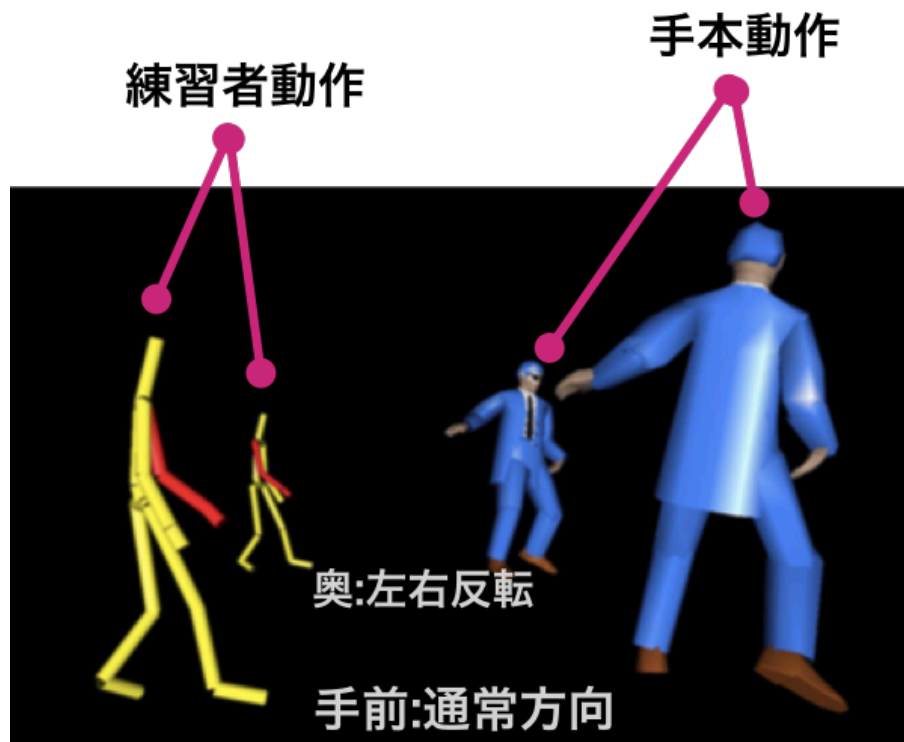
Qi らの研究 [16] では、ボートのローイング動作¹⁾における熟練者の大腿直筋の筋活動量に対する練習者の筋活動量の割合を色に変換し、ディスプレイに表示した実映像上の大腿直筋の位置に重畳させて提示している。このシステムは、練習者の筋活動量が熟練者よりもはるかに小さい場合は青、およそ半分程度の場合は緑、熟練者と同様の活動量を発揮できている場合は赤を重畳表示することで、練習者に自身の筋活動量を知覚させている。

吉岡らの研究 [17] では、自転車競技の個人練習支援システムとして、色変化情報を提示することで目標とするケイデンス²⁾を維持するシステムを構築し、提示する色の決定手法の違いが動作にどのような影響を及ぼすかについて検証している。直近複数回転のケイデンスの中央値をもとに提示色を決定する手法はどのような被験者に対しても同じ振る舞いをさせることができる映像提示手法である可能性を直近複数回転のケイデンス最頻の値をもとに決定する手法、直近複数回転のケイデンスの中央値をもとに決定する手法

¹⁾ボート競技における、両手でオールを漕ぐ動作のこと。

²⁾自転車における、ペダルが 1 分間に回る回数のこと。ケイデンスが 90 とは、ペダルが 1 分間に 90 回転していることを表している。

は直前1回転のケイデンスをもとに決定する手法と比べて目標とするケイデンスを維持しやすい映像提示手法である可能性をそれぞれ示唆している。



(a) システム概要

被験者

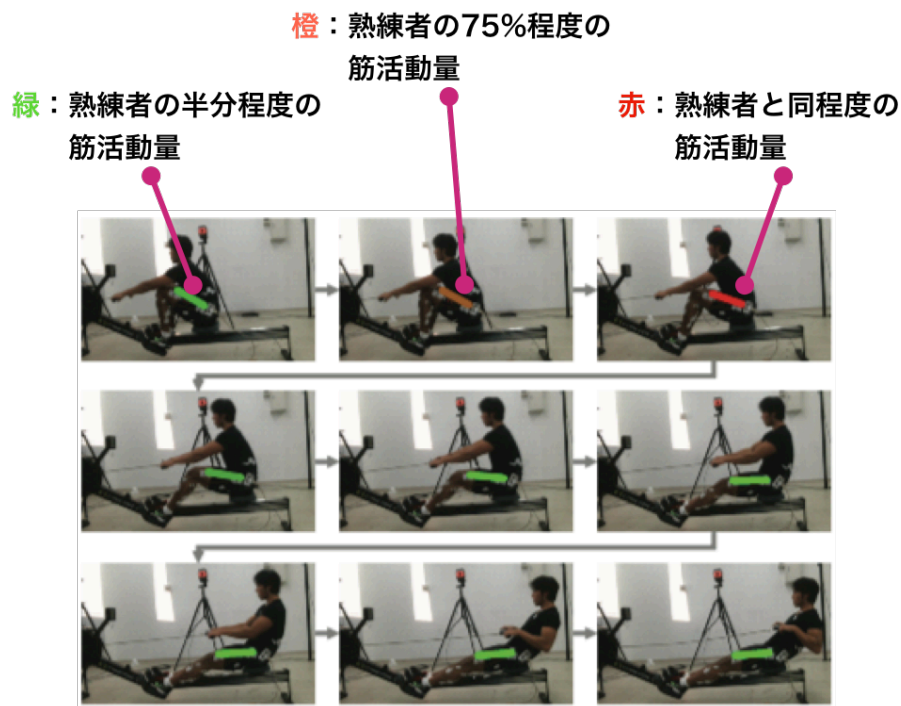
モーションキャプチャ用の
マーカー貼付け済

提案システム表示部

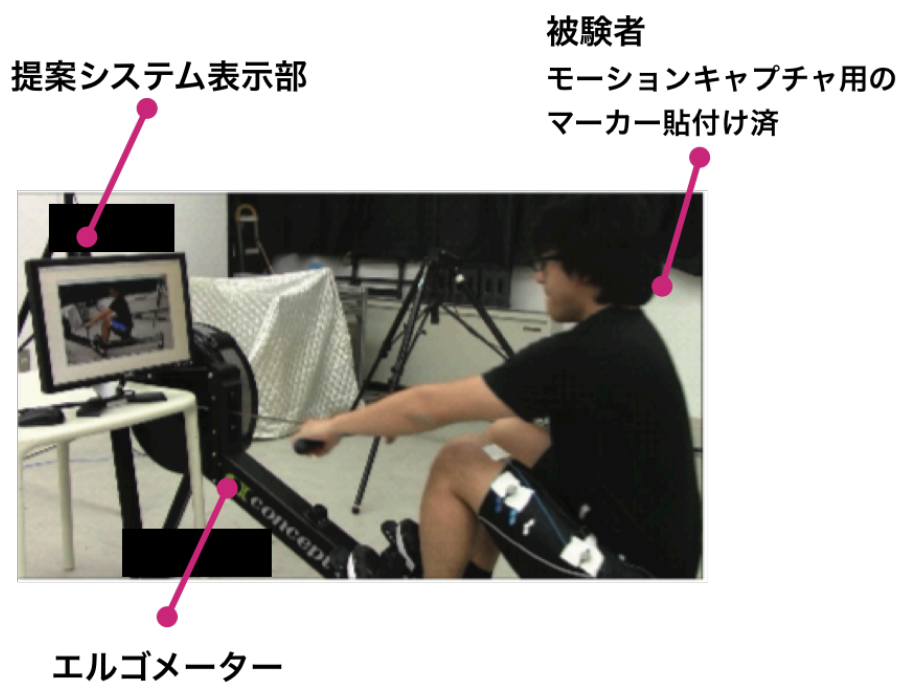


(b) 実験の様子

図 3. Chan らの提案システム 視覚フィードバックを用いたダンス練習システム [15]



(a) システム概要



(b) 実験の様子

図 4. Qi らの提案システム 視覚フィードバックを用いたローイング練習システム [16]

これらの研究では、それぞれ情報の提示方法や対象動作が異なっているが(表 1)、どれもシステムを使用した練習の効果が示唆されている。このことから、視覚情報フィードバックを用いた支援システムは幅広い運動に応用できる可能性があることがわかる。

表 1. 視覚フィードバックを用いた先行研究 特徴

研究	対象動作	提示方法
Chan	ダンス	仮想人体モデル モデル色彩変化
Qi	ボート (ローイング)	実映像 色相変化重畳表示
吉岡	自転車競技	仮想人体モデル モデル色彩変化

一方、視覚情報を提示する際には提示するモニタなどを固定して配置する必要があるため、その場を離れて動作することは難しく、また練習者自身が顔を向けて情報を受取る必要があり、大きく動き回る動作に対する情報提示には不向きである。

また、これらの研究で使用されている色彩は、研究者がそれぞれに選び定めたものであり、選択の理由や意味は特にないと思われる。よって使用者は「○色なら▲▲(動作)をする」と常に考えながら動作する必要があるため、提示された情報を処理し動作に反映することが難しくなり、使用者の精神的な負担になることが考えられる。

2.1.2 聴覚フィードバック

ここで取り上げる研究は、動作を音の高さや速さなどの聴覚情報としてフィードバックすることで練習者に動作を知覚させるものである。

奥川らの研究 [18] では、聴覚フィードバックを使用して自転車のペダリング維持を支援するシステムを提案している。このシステムでは、180 bpm のテンポで流すクラシック音楽(Canon)と自身のペダリングテンポのフィードバック音が一致するようにペダルを漕ぐことで一定のペースを保つことができる。

本研究ではペダリングではなくランニング動作を取り上げているが、ペダリングもランニングもどちらも周期的な動作へのアプローチであるため、奥川らのように目標とするテンポを提示して運動を支援する方法は有用であると考えられる。

帆刈らの研究 [19] では、音楽を聞きながらランニングを行う人に対して、走行テンポに合わせて楽曲の再生速度を変化させることで試用户に現在の走行スピードを知らせることができるシステムを構築している。具体的には使用者が最初に走った走行テンポを基準テンポとし、それより速くなった場合には楽曲の再生速度を速く、遅くなった場合には楽曲再生速度を遅くするというものである。

表 2. 聴覚フィードバックを用いた先行研究 特徴

研究	対象動作	提示する聴覚情報の種類
奥川	自転車競技	クラシック音楽 (180 bpm) で一定テンポを提示
帆刈	ランニング	楽曲再生速度変化で現時点の走行テンポを通知

これらの研究でも資格情報フィードバックの研究と同様にそれぞれ情報の提示方法や対象動作が異なっているが(表2), どれもシステムを使用した練習の効果が示唆されている。このことから, 視覚情報フィードバックを用いた支援システムは幅広い運動に応用できる可能性があることがわかる。

一方, 各研究で提示している聴覚情報は統一されていないため, 提示音と被験者の反応の関係についてまで着目している研究は筆者の知る限り無い。また, 音情報のみではより多くの動作に対する指示や, 動きの程度の微妙な違いなどの詳細な指示を提示することも難しいのが現状である。

2.2 引き込み現象

ここでは引き込み現象を用いた研究を取り上げる。

内野らの研究[20]では, メトロノームのような周期的な音を提示し, その音をフィンガータップで追従する実験を行っている。この研究では, 意識下レベルで提示するメトロノームの周期を変化した際にもフィンガータップは提示音を追従することができるかについても検証しており, その結果, 意識下レベルでも提示音を追従することができていた。これは引き込み現象の効果のひとつと言えるだろう。手の動きと足の動きという違いはあるが, この効果は本研究でも取り入れることが可能ではないかと考える。

もし, 練習支援システムにおいても意識下レベルで動作をコントロールできるのであれば, 提示された情報を逐一動作に変換するという練習者の精神的な負担が減るため, より効率よく練習を行える可能性がある。

一方, 聴覚フィードバックの項で取り上げた帆刈らの研究[19]では, 走行テンポが基準よりも速くなった場合に提示する楽曲の再生速度を速くするという手法をとっていたが, 内野らの研究結果とは効果が異なる。これらのことから, もし仮に引き込み現象の効果を利用する場合には, 走行テンポが基準よりも速くなった場合には提示する楽曲(音もしくは音楽)の再生速度を遅くする手法をとったほうが, 良い効果が得られるかもしれないことがわかる。

石井らの研究[21]では, 左から右へ音圧が変化する音刺激を提示した際の立位開眼重心動揺を計測し, 音刺激が重心動揺に及ぼす影響を検証している。このとき, 視覚情報などによって擬似的な自己移動イメージの形成を行いながら音刺激を提示した群と音刺激のみを提示した群を比較したところ, 擬似的な自己移動イメージの形成を行った群は短時間かつ無意識のうちに重心動揺に変化が生じることがわかった。これは, 姿勢修正行動が心理的条件により異なる動きをすることを示しており, 受容器からの入力がない状態でも動作へ介入することができることを示唆している。

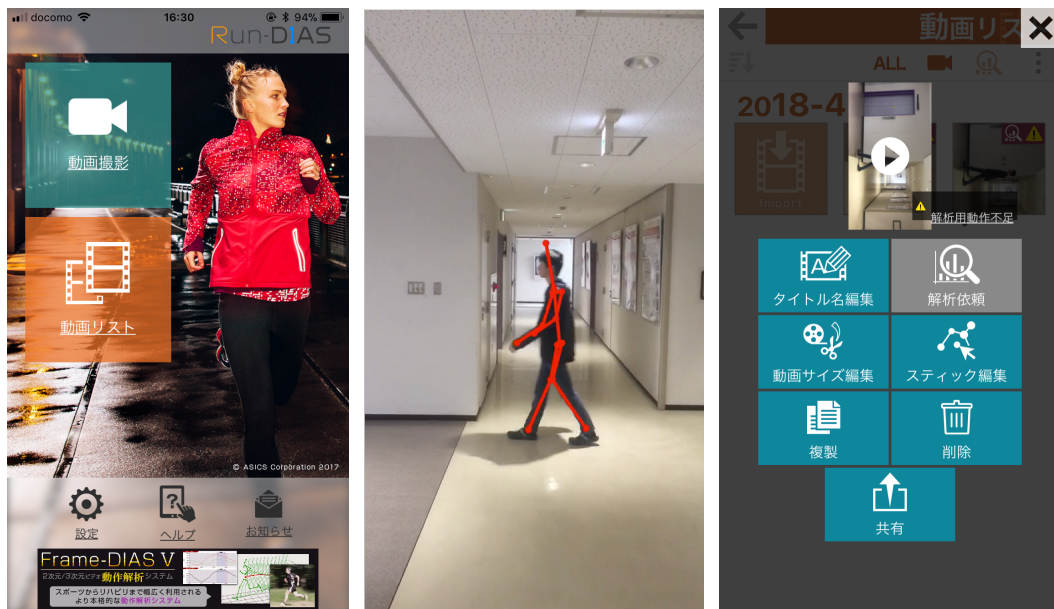
この研究により, 立位開眼状態での重心動揺において, 聴覚情報と心理的条件により引き込み現象が誘発できることがわかる。本研究で対象としているランニング動作とは規模が異なるかもしれないが, 同様な効果が得られるのであれば練習支援システムの効率化に繋げることができると思う。

2.3 既存の関連製品・サービス

ここでは既に製品化されている関連製品およびサービスについて取り上げる。

スマートフォンアプリ「Run DIAS」[22](図 5)は、動画で撮影したランニングの動画をクラウド上にアップロードすることで、ランニングフォームをAIの技術で分析し、実映像の上にスケルトンモデルを重畳表示(図 5(b))させ、文字情報によるフィードバック行うものである。

Kinectやモーションキャプチャといった機材を用いることなく全身の動きを分析できる優れた技術が使用されている。一方で自分自身のランニングの様子を撮影しなければならない点やカメラを固定した状態で撮影しなければ動作を解析できないため数秒間しか撮影できない点など、個人練習に用いるには若干ハードルが高い印象を受けた。また筆者が使用した際には、動画アップロード時にエラーが頻発したり(図 5(c))、アップロードできたとしても解析がスケルトンモデルの重畳表示が不明瞭であったりしたため、ランニングの練習以外の場面でストレスを感じた印象が強い。



(a) 起動画面

(b) 終了後の結果出力画面

(c) 動画アップロードのエラー

図 5. RunDias 画面キャプチャ

JIN Co.,Ltd が発売しているメガネ型デバイス JINS MEME(図 6[23]) は、三点式眼電位センサ、加速度センサ、ジャイロセンサを搭載したウェアラブルデバイスである。このデバイスはスマートフォンアプリケーションと連動し、データを収集・解析することが可能である。また、JINS MEME SDK(ソフトウェア開発キット)を用いることでアプリケーションを自由に作成することも可能である。

ここでは JINS MEME 対応アプリケーションのうち、ランニング動作に対応している「JINS MEME RUN」(図 7) について取り上げる。

「JIS MEME RUN」は、JINS MEME と連携し、音声のフィードバックによってウォーキング・ランニングのフォームをリアルタイムに修正しながら動作することを可能とするスマートフォンアプリケーションである。動作を開始すると、図 7(a) のように使用中のスマートフォンには前後のブレや左右の着地差のブレがグラフィカルに表示される。加えて、音声によるフィードバックが行われ、動作の修正に関するアドバイスを受けることができる。動作終了後は図 7(b) のように前後ブレや左右のブレなどの評価項目が経過時間とともにどう変化したかを視覚的に確認することが可能である。

実際に筆者が「JINS MEME RUN」を使用しながら 10 分間のジョギングを行った際には次のようなフィードバックが行われた。

開始時：「ウォーキングを始めます。正しい姿勢で早歩きを心がけましょう」 6分経過後：「左足の着地が強くなっています。つま先を前に向け、腕振りを心がけましょう」 8分経過後：「体が前後にブレています。おなかを凹ませて重心を上につり上げましょう」

自身のフォームが画面上にグラフィカルに表示されることで自分が今どのような状態であるかを簡単に知ることができるシステムである。しかし、走行後に確認するための視覚情報であれば有用であるが、走行中にスマートフォンの画面を見ることは非常に困難であるため、グラフィカル表示を有効に使用することができない。本研究で開発するシステムは完全に聴覚フィードバックのみを使用したものを想定しているが、スマートフォン画面表示部に関してはそこまで凝ったデザインにしなくても良いと考える。

また、提示されるフィードバックもどこが悪く、どう心がけると良いという明瞭さと具体性を兼ね備えていた。さらに、常にフィードバックが行われるわけではないので、煩わしさを感じることもなかった。しかし、10 分間の使用で 2 回 (開始時のアナウンスも含めると 3 回) というフィードバックの回数では、今自分は本当に正しく走れているのか不安を抱えたままの状態が長く続いたため、フィードバックの頻度はもう少し高めにする、もしくは良いフォームのときにも何らかのフィードバックを行うほうが良いと考える。



図 6. JINS MEME 外観 [23]

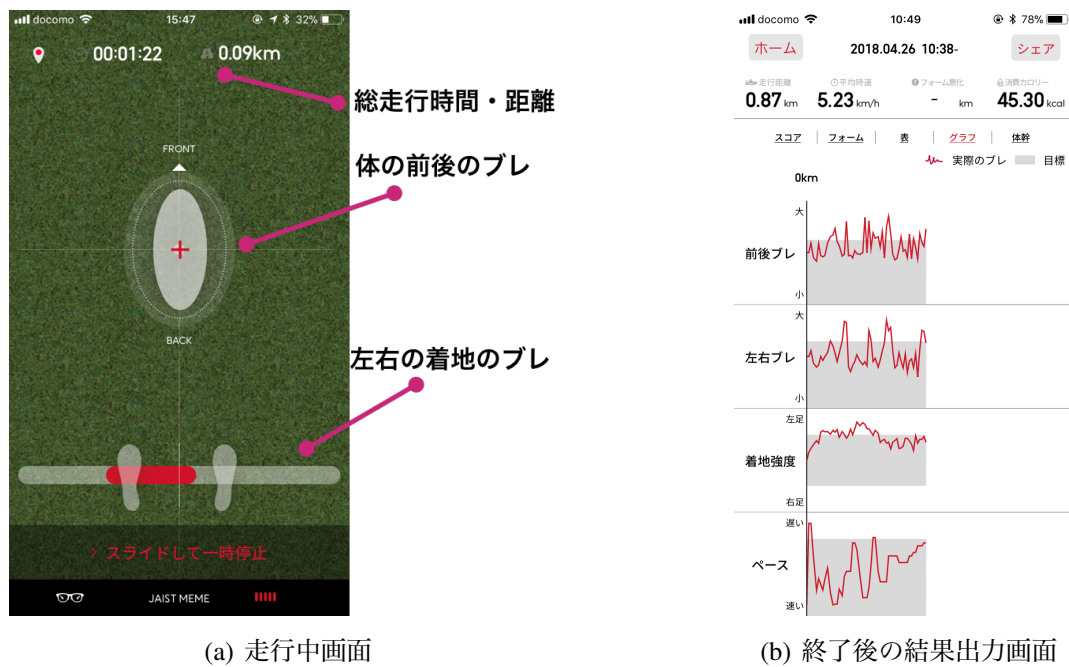


図 7. JINS MEME 用スマートフォンアプリ 「JINS Run」 画面キャプチャ

2.4 本研究の立ち位置

本研究はランニング人口の増加とランニング初心者の故障発生率から、ランニング動作を対象として練習の効率化と怪我防止のための練習支援システムに効果的な提示情報について検証する。本研究における支援の手法は、先行研究の特徴からランニング時に提示する情報は視覚情報ではなく聴覚情報の方が適切だと判断し、聴覚フィードバックを採用する。また、今まで聴覚フィードバックを用いた練習支援の研究で着目されてこなかった提示音と被験者の反応の関係に着目し、その関係性を明らかにすることで本分野における新規性を見出す。

2.5 第2章のまとめ

本章で述べたことをまとめる。本章では、関連研究として各種フィードバックを用いた練習支援システムの現状、引き込み現象に関するもの、さらに既存のランニング練習支援に関連するシステムについて取り上げた。

各種フィードバックを用いた支援システムは、大きく「視覚情報」を用いるものと「聴覚情報」を用いるものを取り上げ、それぞれのメリット・デメリット(表3)について言及した。また、既存の練習支援システムでは「○色なら▲▲(動作)をする」という形で定義された情報が提示されており、なぜそう定義するのかについてまで考えられたものは少ない。そのため、提示する情報と動作との間に関係が無い場合が多く、練習者は提示された情報を理解した上で逐一動作に変換するというプロセスを踏まなければならない。引き込み現象に関する研究では、人間は意識下レベルで提示された音のテンポ変化に動作を追随できることが示唆された。また、同じ音刺激を提示したとしても、心理的条件を与えることによって無自覚のうちに姿勢修正動作が現れることも示唆されている。もし、練習支援システムにおいて意識下レベルで動作をコントロールできるのであれば、与えられた情報を逐一動作に変換するという練習者の精神的な負担が減り、より効率よく練習を行える可能性がある。

これらの特徴を踏まえ、本研究では聴覚フィードバックを用いたランニングの練習支援における提示情報と練習者の反応の関係に着目し、「引き込み現象」の効果を利用して練習者の動作の修正が可能であるかどうかを検証する。また、提示情報と練習者の反応の関係性を明らかにすることで、聴覚フィードバックを用いた研究における新規性を見出す。

表 3. 視覚フィードバック・聴覚フィードバック 特徴

	視覚フィードバック	聴覚フィードバック
メリット	文字や色情報など沢山の要素を用いて指示を出すことができる	目線を動かすことなくフィードバックを受け取ることができる
デメリット	提示されている情報に目を向ける必要がある	音だけで幅広い指示を出すことは難しい

3 検証手法

本章では，本研究を構成する技術的要素と検証手法について取り上げる．

3.1 概要

図8に本研究で走者の動作取得のために構築する検証用システムの構成図を示す．システムは次の3つの要素で構成される．

- 1) 使用者の動作の取得
- 2) 提示する聴覚情報の生成
- 3) イヤホン等を使用した聴覚情報の提示

これらをリアルタイムで繰り返すことで継続して聴覚情報を提示することが可能となる．

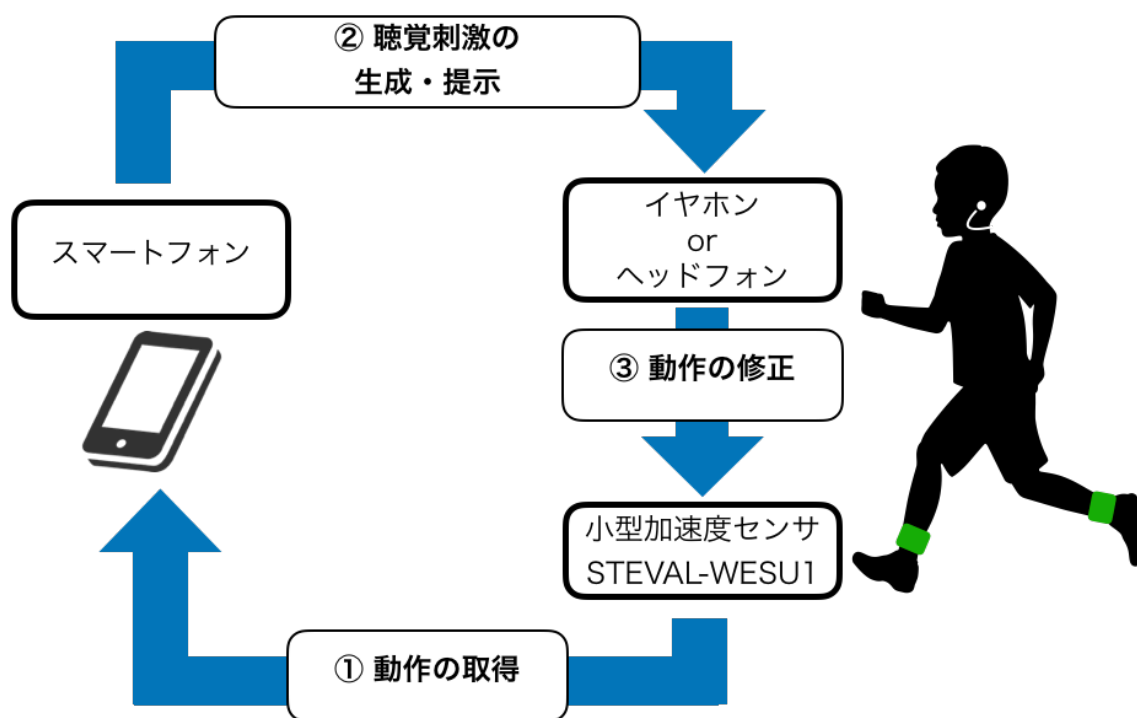


図 8. システム構成図

3.2 モーションセンサ STEVAL-WeSU1

本研究では動作の取得に STMicroelectronics 製の慣性センサ「STEVAL - WeSU1」を使用する。「STEVAL - WeSU1」の外観を図 9(a) に、仕様を表 4[24] にそれぞれ示す。「STEVAL - WeSU1」は、Bluetooth Low Energy(BLE) によりコンピュータやスマートフォンなどの機器と通信している。BLE 規格に対応している機種を表 5[25][26][27] に示す。バッテリーはリチウムイオン二次電池を使用しているため、製品に付属のマイクロ USB TypeB のケーブルを用いて充電する必要がある。

本研究では、STEVAL-WeSU1 を用いて走者の両足の加速度を取得する。

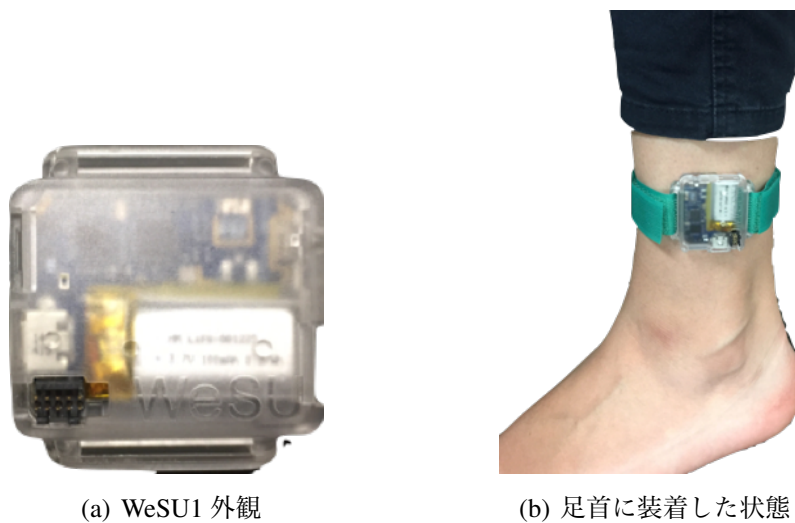


図 9. STEVAL-WeSU1

表 4. STEVAL-WeSU1 仕様

Item	Specification
搭載センサ	加速度, ジャイロ, 地磁気, 気圧
通信	Bluetooth4.1 USB2.0
電池	リチウム・イオン・ポリマ 二次電池 (100mA)
外形寸法 [mm]	約 40 × 38 × 10
質量 [g]	約 10

表 5. Bluetooth Low Energy 対応機器一覧

端末タイプ	OS, 端末	対応バージョン
パソコン	Windows	8.1 以降
	MacOS	LMP の version が 0x6 であれば対応 (2013 年以降のモデルは殆ど対応)
	Linux	3.4 以降
スマートフォン	Android	4.3 以降
	iOS	iOS6 以降, iPhone4S 以降
	Windows Phone	8.1 以降

3.3 検証用システムの概要

本研究で開発するシステムは iOS 搭載のスマートフォン上で動作するアプリケーションであり，取得した STEVAL-WeSU1 からのデータをもとに，走者の「一歩」を検出し「走行テンポ」をリアルタイムに算出する．また，これらの値をもとにフィードバックの要/不要の判断と提示を行う．

3.3.1 一歩の検出

歩数の検出は，STEVAL-WeSU1 により取得した加速度 $a_x(t), a_y(t), a_z(t)$ のうち

$$|a_y(t) - a_y(t-1)|$$

が実験的に定めた閾値を超えたときに 1 歩とする．

3.3.2 走行テンポの算出

走者の走行テンポの計算は，上記の 1 歩検出アルゴリズムにて 1 歩を検出したフレーム数 T と，その直前に一歩を検出したフレーム数 $T-1$ を用いて

$$60 / ((T - (T - 1)) * 100)$$

を計算することで算出する．

3.3.3 左右の着地衝撃

先行研究では，距骨下関節外果に設置した加速度センサの垂直方向成分を着地衝撃と定義し計測されている事例が多いため [13]，本研究でも同様に定義し計測する．

3.3.4 フィードバック要/不要の決定方法

走行テンポと基準テンポとのズレは、過去5歩の走行テンポの平均値を求めた上で、走行テンポの平均値と基準テンポを比較して判断する。具体的には、走行テンポの平均値が基準テンポ ± 15 bpm の範囲に収まっていない場合にテンポがキープできていないと判断し、走行テンポキープのためのフィードバックを提示する仕組みである。

左右の着地衝撃の偏りは、1歩検出と同時に取得した加速度の大きさを着地衝撃として記録し、その着地衝撃を比較することで判断する。具体的には、過去5歩の着地衝撃の平均値を左右それぞれで計算し、左右の着地衝撃の平均値の差が実験的に定めた閾値を超えたときに偏りがあると判断する。複数回連続で偏りがあったと判断した場合にはフィードバックを返す仕組みである。

図10は走行テンポと基準テンポのズレを検出するプログラムの実際の動作の例である。

時間	走行テンポ(bpm)
T-4	170
T-3	165
T-2	162
T-1	158
T	155

過去5回の走行テンポの平均値 162bpm
 $145\text{bpm} < 162\text{bpm} < 175\text{bpm}$
 $\Rightarrow$ **フィードバックなし**

(a) フィードバック未発生

時間	走行テンポ(bpm)
T-4	180
T-3	175
T-2	177
T-1	168
T	180

過去5回の走行テンポの平均値 176bpm
 $175\text{bpm} < 176\text{bpm}$
 $\Rightarrow$ **フィードバックあり**

(b) フィードバック発生

図10. フィードバック要/不要の決定 走行テンポと基準テンポのズレ検出 動作例 (基準テンポ：160 bpm のとき)

なお、その他のシステムに関する情報は付録A.1に示す。

3.4 使用する聴覚情報とその効果

本研究では、走行中の走者に聴覚情報を提示した際の走者の反応について検証するに際し、聴覚情報の作用「引き込み現象」により動作を修正へと導くことを目的とする。

具体的には次のような効果を期待し、開発システムにて聴覚情報を生成・提示する。

- 1) 後ろから迫ってくる足音：思わず逃げたくなる/追いかけたくなることによる走行スピードの向上
(具体例) テンポが落ちてきたときに後ろから迫る足音を提示することでテンポアップ・キープできる
- 2) 自分自身の左右どちらか片側にいる他走者の足音：相手との接触を避けようとする
ことによる左右の着地衝撃の差の修正
(具体例) 右足の着地が強いときに右側を走る足音を提示することで右側へ重心移動させ、左右の着地衝撃を調整できる

4 予備実験1: 聴覚情報が動作に及ぼす影響の検証実験

本実験は予備実験として、聴覚情報の提示による走者の反応を検証するにあたり、聴覚フィードバックの特徴の聞き分けができるか否かと、提示する聴覚フィードバック自体が動作に及ぼす影響の検証を目的に実施した。

実験実施日:2018 年 9 月 9～10 日

4.1 使用機器

使用機器を表6に示す。心拍数の計測に使用した POLAR OH1 は被験者の左腕上腕に装着し、スマートフォンアプリにてリアルタイムに心拍数の変動を確認できるようにした。本実験では、練習者の動作取得機材として STEVAL-Wesu1 ではなく Wii バランスボードを用いた。これは、本実験では単に重心データを取得することができれば検証を行うことが可能であると判断したためである。

表 6. 使用器具 (聴覚情報影響検証)

Name	Number	Notes
Wii バランスボード	1 個	動作取得用
GPD Win	1 台	データ記録用
ビデオカメラ	1 台	映像データ記録用
Panasonic ヘッドホン (RP-HTX80B-R)	1 個	聴覚情報提示用
POLAR 心拍計 (OH1)	1 個	心拍数計測用

4.2 被験者情報

本実験の被験者は成年男性4名, 成年女性1名の計5名である. 被験者情報を表7に示す.

表 7. 被験者情報 (聴覚情報影響検証)

Subject	Gender	Age	Nationality
1	Male	24	Japan
2	Female	27	China
3	Male	23	Japan
4	Male	24	China
5	Male	30	China
Male 4		25.6±2.58	Japan 2
Female 1			China 3

4.3 実験手順

今実験では, フィードバックする音源として歩行スピードと同程度のテンポである 100 bpm の Beat 音をハイミッドタムとシンバルの音を組み合わせて作成した. 作成した Beat 音に対し次の6種類の音変化を適用し, 音変化の特徴の聞き分けの可否を調査した. なお, Beat 音作成, 音変化の編集には Garage Band[28] を使用し, 各音変化は Beat 音再生開始から 30 秒後に現れるよう編集した (図 11).

- 1) テンポアップ 100 bpm to 105 bpm
- 2) テンポアップ 100 bpm to 110 bpm
- 3) テンポダウン 100 bpm to 95 bpm
- 4) テンポダウン 100 bpm to 90 bpm
- 5) 右側音圧減少 (左側のみ音が聞こえる状態)
- 6) 左側音圧減少 (右側のみ音が聞こえる状態)

被験者には音変化の種類として「テンポが上がる」「テンポが下がる」「左側のみ聞こえる」「右側のみ聞こえる」の4種類が存在することを伝え, テンポ変化の程度は伝えていない.

実験は, 初めに被験者の左腕に装着した心拍計を用いて座位安静時の心拍数を計測した後ヘッドホン装着し, 4(テンポダウン), 2(テンポアップ), 6(左側音圧減少), 1(テンポアップ), 5(右側音圧減少), 3(テンポダウン) の順で動作計測を行った. 被験者にはヘッドホンから聞こえてくる Beat 音にあわせて Wii バランスボード上で足踏みをするよう指示し, 使用されている音変化が判断できた場合は口頭で音変化の種類を解答するよう伝えた.

なお, 各音変化の計測間は1分以上, かつ被験者の心拍数が座位安静時の心拍数に落ち着くまで休息を取った.

図 12 に実験の様子を示す. Wii バランスボードは壁から 1.5 m 離して配置した. また, 被験者に与える視覚情報を統一するため, 被験者の正面の壁に床から 1.5 m の高さに注視点を配置し, 被験者には計測中は注視点に視線を固定するよう指示した.

今回、Wii バランスボードは一般的な使用方法である横向きではなく縦向きに使用し、バランスボードの左右には転落防止のためにダンボールのブロックを配置した。これは、wii バランスボードの横向き使用によって不自然に足幅が広がることによる足踏み動作そのものの違和感が生じないように、より自然な足幅で足踏みを行うことが可能である縦向きを採用したためである。

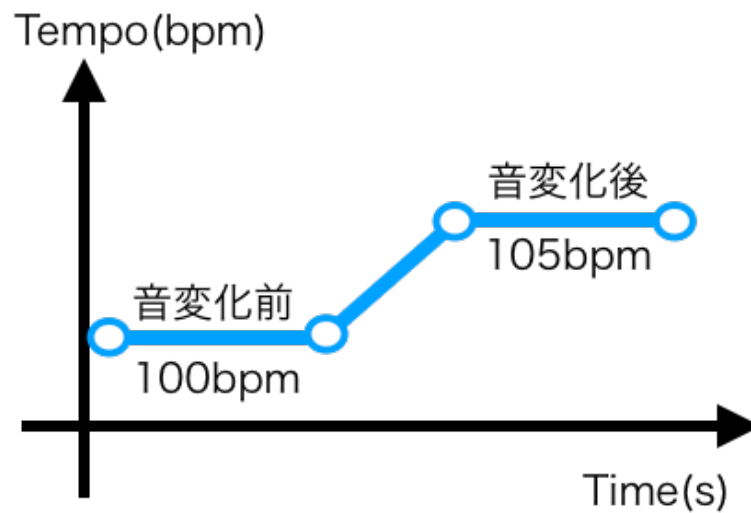


図 11. 聴覚情報が動作に及ぼす影響の検証 提示音の音変化
例: テンポアップ 100 bpm to 105 bpm

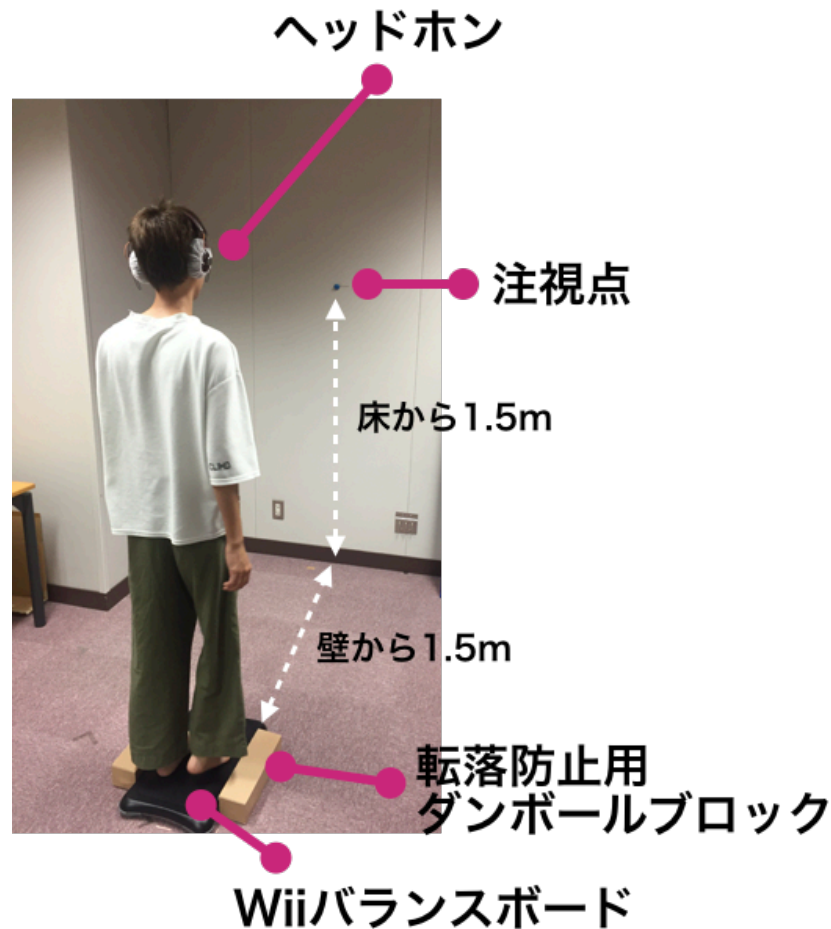


図 12. 聴覚情報が動作に及ぼす影響の検証 実験の様子

4.4 結果と考察

図 13 に、各被験者が音変化認識率 (音変化を認識認識できたか否か) を示す。図 13 より、テンポが上がる音変化はその他の音変化に比べて認識率が低くなる傾向が見られる。そこで各計測開始 5 秒後からの 30 歩 (前半) と計測終了 5 秒前から遡った 30 歩 (後半) を抽出し (図 14)、それぞれの区間における足踏みのテンポの平均値を比較した。結果を図 15 に示す。図 15 より、すべての被験者において提示した Beat 音のテンポに足踏みのテンポが一致していることがわかる。

図 13, 図 15 より、音変化の認識の可否に関わらず、提示した Beat 音と足踏みのテンポは一致していた。これにより、音変化におけるテンポの変化は、被験者が音変化の特徴を認識できなかったとしても、動作に変化を及ぼす可能性が示唆された。これは内野らの研究結果 [20] と同じ傾向を示している。

この傾向から、走行中の音楽のテンポ変化は走行テンポに影響を及ぼす可能性があると考えられる。

左右の音圧変化はどちらも音変化の認識率も高く、提示した Beat 音のテンポに足踏みのテンポが一致していた。実験後、被験者から「左側からのみ音が鳴っていると、音が

鳴っている方向に身体が持っていかれる感覚がする」という意見があった。左右の着地に関する数学的に優位な違いは見られていないが、この現象も「引き込み現象」の一種と考える。

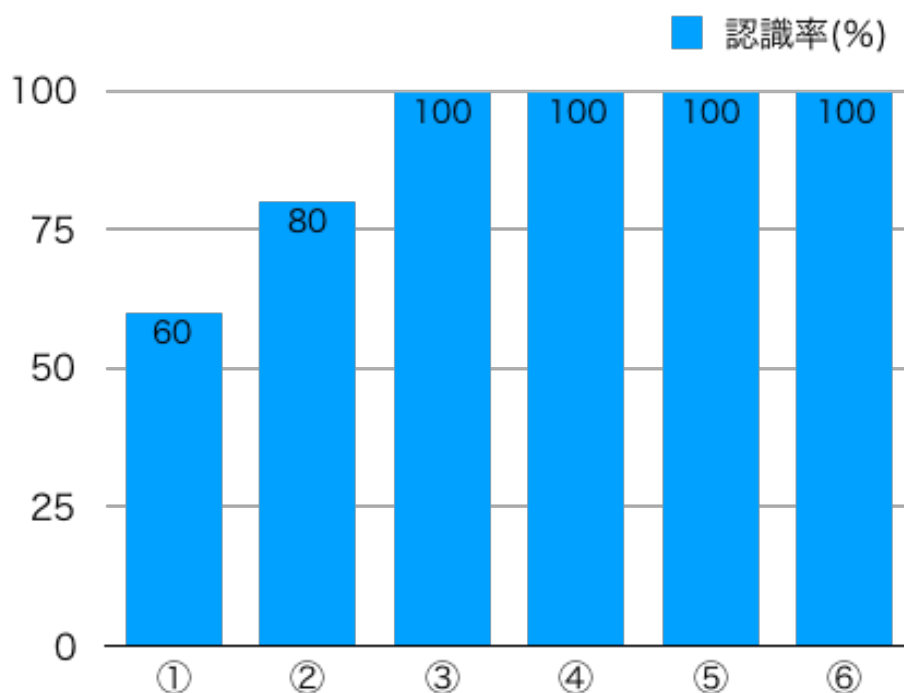


図 13. Beat 音のテンポ変化認識率

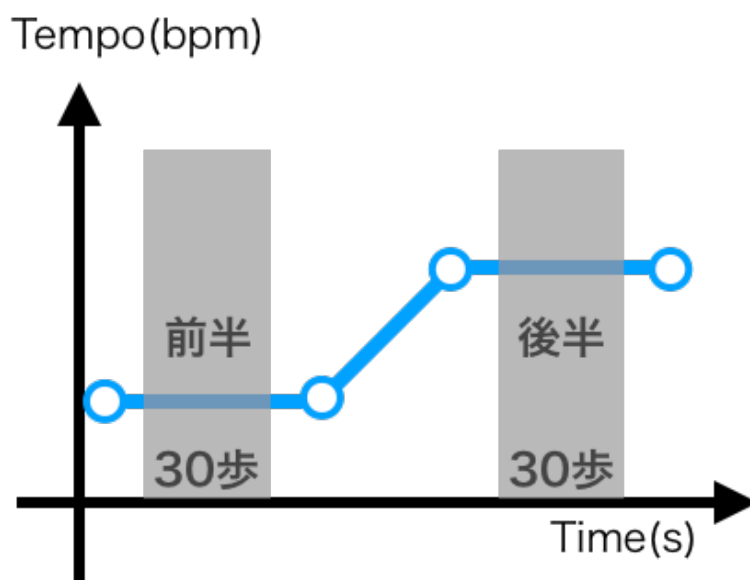


図 14. テンポ比較のためのデータ抽出

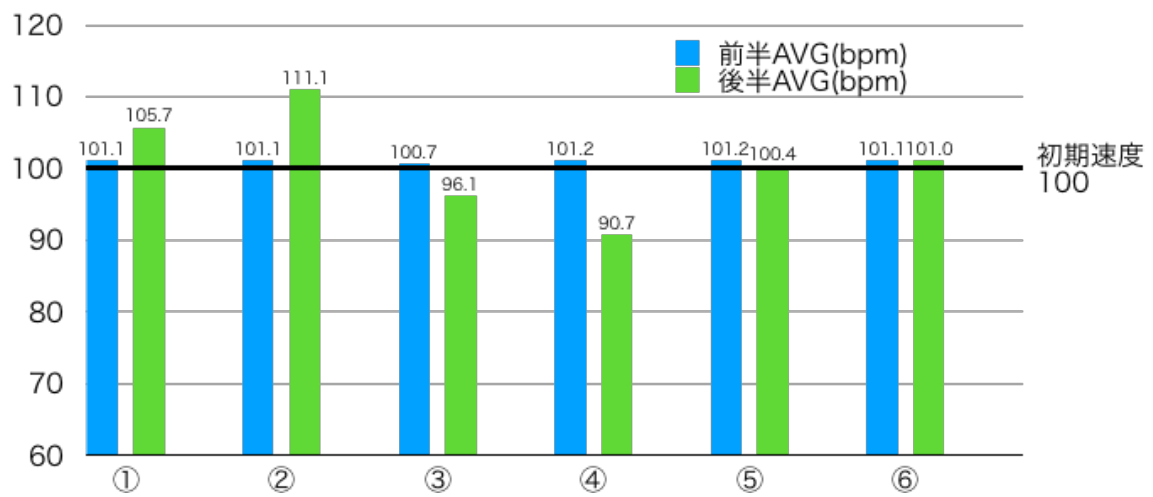


図 15. Beat 音のテンポと足踏みのテンポ比較

5 予備実験2: 音源方向知覚に関する検証実験

本実験は予備実験として、提示する足音の接近方向の知覚に関する検証を行った。

本来、後ろから近づいてくる音を生成するためには三次元空間を作った上で音の接近・遠ざかりを実現する必要がある。VR ゲームなどの三次元空間で行うゲームでは、アンビソニックという技術が使用されているが、スマートフォンアプリに導入するとなると大掛かりになることや、ランニングのように対象となる人物が大きく動き回る場合には実現が難しいと考えられる。いくつかのプログラミング言語には3D音源を取り扱うためのメソッドやパッケージが存在するが、苦勞して実装したとしてもイヤホンやスピーカの性能によっては結果的にうまく三次元的な音に聞こえない場合がある。

そこで本実験は三次元的な生成手法を用いずに生成した音源が、条件によって三次元空間で発生しているように知覚するかどうかを検証することを目的に行う。

本研究を実施するにあたり、次のような仮説を立てた。

仮説

足音が徐々に大きくなる二次元的な音を聞いた時、視覚情報により音を知覚する方向が変化する

(例) 視覚情報により前方にランナーがいないことが明らかであれば、音は後方方向に知覚する。

視覚情報で前方の状況が明らかになっていない場合は前方方向へも音を知覚する

実験実施日：2018年11月9日

5.1 使用機器

本実験の使用機器を表8に示す。

表 8. 使用器具 (音源方向知覚検証)

Name	Number	Notes
MacBookAir	1 台	聴覚情報再生用
ヘッドホン (Panasonic RP-HTX80B-R)	1 個	聴覚情報提示用

5.2 被験者情報

本実験の被験者は成年男性 6 名，成年女性 3 名の計 9 名である．被験者情報を表 9 に示す．

表 9. 被験者情報 (音源方向知覚検証)

Subject	Gender	Age	Nationality
1	Male	24	Japan
2	Female	26	Japan
3	Male	23	Japan
4	Male	23	Japan
5	Male	23	Japan
6	Female	23	Japan
7	Male	24	Japan
8	Female	26	China
9	Male	28	China
Male 6		24.4±1.71	Japan 7
Female 3			China 2

5.3 実験手順

仮説を検証するために，次のような手順 (図 16) で被験者に足音を提示し，視覚情報が音方向の知覚に与える影響について検証した．

- 1) 足音が徐々に大きくなり，その後小さくなる音を提示する (左右 各約 20 秒)
- 2) 足音が近づいてきた/遠ざかったと感じた方向を回答 (8 方向+ α)

これを開眼・閉眼両状態にて行った．

なお，回答に用いた八方向は「前」，「右前」，「右」，「右後ろ」，「後ろ」，「左後ろ」，「左」，「左前」で，音の方向を知覚しなかった場合には「そのような感覚はなかった」と回答できるようにした．

回答の収集は Google Form で回答フォームを作成し (図 17)，行った．



図 16. 音知覚方向検証実験 実験の流れ

走行音の印象 聞き取り調査

*必須

Sound1 (閉眼)

目を閉じて聞いてください

足音はどの方向から近づいてきましたか(8方向) *

☐ ↓ (前から)

☐ ↙ (右前から)

☐ ← (右から)

☐ ↘ (右後ろから)

☐ ↑ (後ろから)

☐ ↗ (左後ろから)

☐ → (左から)

☐ ↖ (左前から)

☐ そのような感覚はなかった

☐ その他: _____

足音はどの方向へ遠ざかりましたか(8方向) *

☐ ↑ (前へ)

☐ ↗ (右前へ)

☐ → (右へ)

☐ ↘ (右後ろへ)

☐ ↓ (後ろへ)

☐ ↙ (左後ろへ)

☐ ← (左へ)

☐ ↖ (左前へ)

☐ そのような感覚はなかった

☐ その他: _____

戻る

次へ

3/6 ページ

Google フォームでパスワードを送信しないでください。

このコンテンツは Google が作成または承認したものではありません。不正行為の報告 - 利用規約

Google フォーム

図 17. 回答用 GoogleForm

5.4 結果と考察

図 18 に、音知覚方向の結果を示す。図 18 より、視覚情報により前方に走者がいないことが明らかである開眼状態の時は、後方方向に音を知覚する傾向が高くなる傾向が見られた。一方、視覚情報から前方の状況を把握することができない閉眼状態では、開眼状態に比べて自身の前方方向に音を知覚する傾向が見られた。これにより、同じ音を聞いたとしても視覚情報によって音の知覚方向が変化する可能性が示唆された。

本研究の検証対象である「ランニング」というシチュエーションであれば、開眼状態で前方に走者がいないことが明らかであるため、徐々に大きくなる足音を単純に聞いただけで後ろから他者が迫ってくると知覚する可能性があると言える。

また、今回は視覚情報を使用しなかったが、石井らの研究 [21] のように擬似的な環境を構築することで音の知覚方向をより一層コントロールすることが可能になると考えられる。

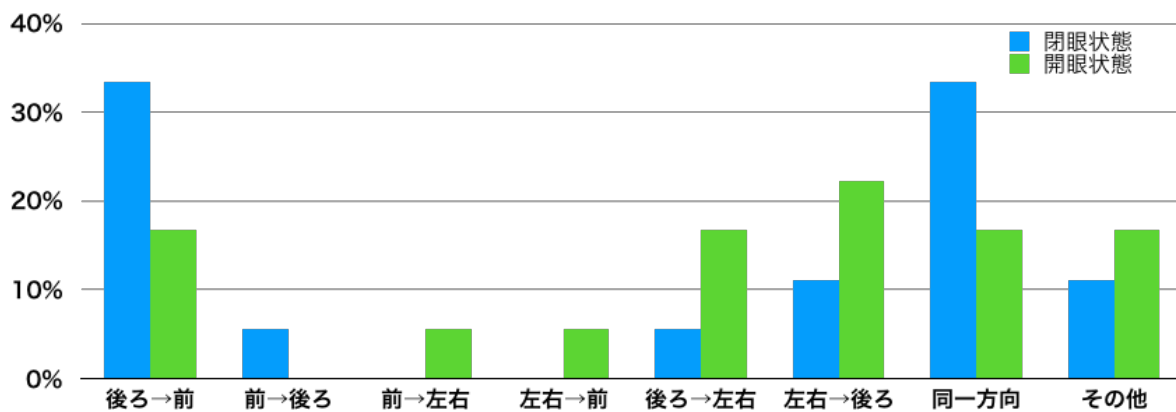


図 18. 音知覚方向結果 一覧

6 検証実験

本章では、第3章で取り上げたシステムを用いて事前実験の結果をもとに行った検証実験について取り上げる。

本実験では聴覚情報の提示手法として、「聴覚情報無提示(無音)」「聴覚情報連続提示」「聴覚情報適応的提示」の三種類を使用し、それぞれの提示方法で走者の反応に違いが出るかを検証する。また、適応的聴覚情報提示における「走行テンポの維持」と「左右の着地衝撃修正」のための聴覚情報提示時における走者の反応についても検証を行う。

実験実施日：2019年1月15日～24日

6.1 使用機器

本実験の使用機器を表10に示す。

表 10. 使用器具 (検証実験)

Name	Number	Notes
STEVAL-Wesu1	2 台	被験者動作取得用
ふくらはぎサポーター (加工) (zamst FILMISTA CALF(L))	1 個	スマートフォン脚部固定用
イヤホン (defunc +HYBRID)	1 個	聴覚情報提示用
心拍計 (POLAR OH1)	1 個	心拍数計測用
スマートフォンアプリ (wahoo fitness)	-	POLAR OH1 データ記録用
スマートフォン (iPhone6s)	1 台	センサ情報取得・聴覚情報提示用
スマートフォン (iPhone6)	1 台	POLAR OH1 データ記録用アプリ動作用
ビデオカメラ	1 台	実験記録用

6.2 被験者情報

本実験の被験者は成人男性7名，成人女性1名の計8名である．被験者情報を表11, 図19, 図20に示す．被験者8名のうち過去1年以内に普段から運動の習慣がある被験者は6名，運動の習慣が無い被験者は2名である．

なお，各被験者には当日の体調に問題が無いか確認をした上で，体調が悪くなった場合には途中で棄権できることを伝えた．また，実験中は心拍計の数値を常に確認し，危険値でないことを認識した上で行った．

表 11. 被験者情報 (検証実験)

Subject	Gender	Age	Nationality
A	Male	24	Japan
B	Female	26	China
C	Male	23	Japan
D	Male	23	Japan
E	Male	26	Japan
F	Male	23	Japan
G	Male	24	Japan
H	Male	26	Japan
Male 7 Female 1		24.4±1.32	Japan 7 China 1

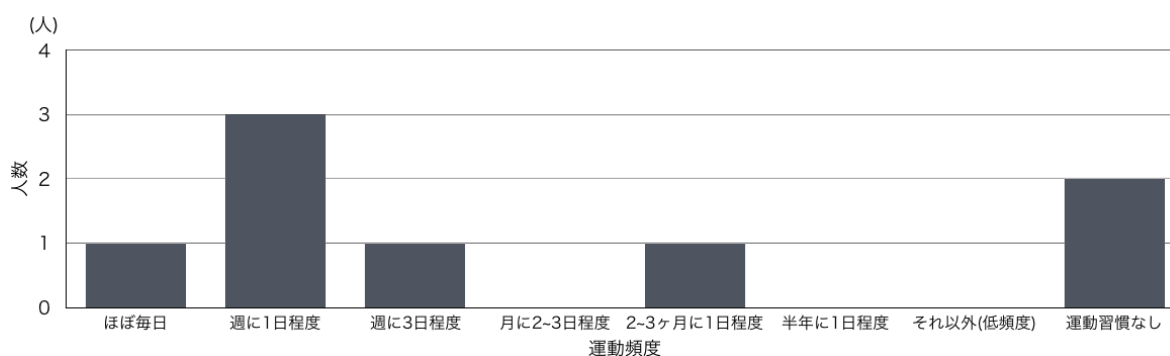


図 19. 検証実験 被験者の運動頻度

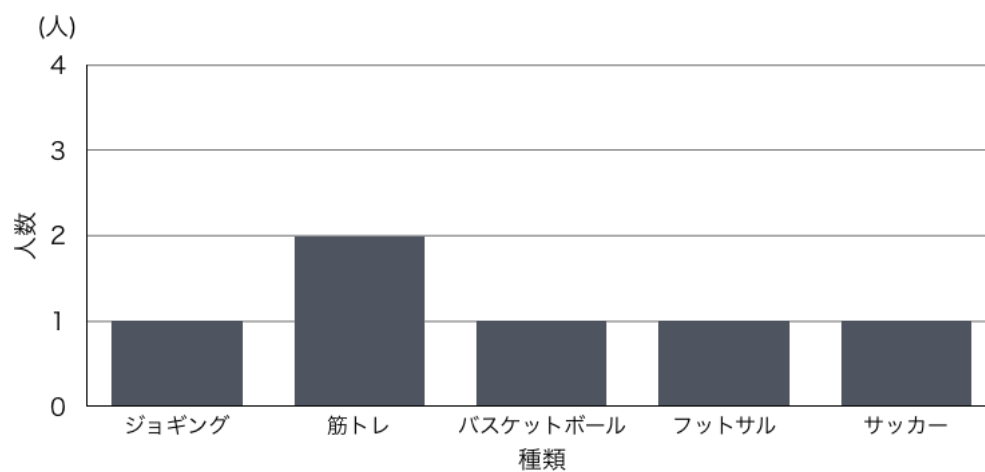


図 20. 検証実験 被験者が取り組んでいる運動の種類

6.3 提示する聴覚情報

本実験では 160 bpm を基準テンポとするため、聴覚情報は 160 bpm で走る人の足音を提示する。本実験では、連続聴覚情報と適応的聴覚情報の 2 種類の聴覚情報提示を行った。走行テンポの維持と左右の着地衝撃の修正には同じ 160 bpm の足音を提示するが、走行テンポの維持時は両耳から、左右の着地衝撃修正時は左右どちらかからのみ提示している。今回は、「適応的聴覚情報提示」として次の 2 種類の手法を使用する。

同一方向提示

両側への聴覚情報提示 (テンポ維持) 被験者の走行テンポが基準走行テンポよりも速い/遅いときに 160 bpm の足音を提示

右側への聴覚情報提示 (着地衝撃修正) 被験者の着地衝撃が右に偏っているときに被験者の右側のみに 160 bpm の足音を提示

左側への聴覚情報提示 (着地衝撃修正) 被験者の着地衝撃が左に偏っているときに被験者の左側のみに 160 bpm の足音を提示

反対方向提示

両側への聴覚情報提示 (テンポ維持) 被験者の走行テンポが基準走行テンポよりも速い/遅いときに 160 bpm の足音を提示

右側への聴覚情報提示 (着地衝撃修正) 被験者の着地衝撃が左に偏っているときに被験者の右側のみに 160 bpm の足音を提示

左側への聴覚情報提示 (着地衝撃修正) 被験者の着地衝撃が右に偏っているときに被験者の左側のみに 160 bpm の足音を提示

これらの手法はどちらも適応的に走者に聴覚情報を提示する手法であるが、着地衝撃の偏りに対するアプローチが異なる。同一方向提示は着地衝撃が偏っている側に音を提示するが、これは他者が迫ってくる事によりそれを避けようとする反応を想定している。反対に、反対方向提示は着地衝撃が偏っている側と反対側に音を提示することで音が鳴っている方に意識が集中し、意識が集中する方へ重心が傾く反応を想定しており、意識下ではどちらの反応が起きることが多いかについても検証する。

なお、適応的聴覚情報提示における 1 回の提示はフェードイン、フェードアウトを含めておよそ 10 秒間である。

6.4 実験手順

図 21 に本実験の流れを示す。本実験では、被験者に聴覚情報を提示しながら 3 分間のランニングタスクを与え、その動作を計測した。このランニングタスクは「BPM ランニング」にて初心者向けとされる 160 bpm を基準テンポとし (1.1.2 参照)、走行テンポを 160 bpm にキープする練習を仮定した。走行経路は図 22 の通りである。

加速度センサ (STEVAL-WeSU1) は被験者の両足首に、センサ情報取得・聴覚情報提示用のスマートフォンは右足脛部に、心拍計 (OH1) は被験者の左上上腕にそれぞれ装着した (図 23)。本来であればイヤホン等は無線接続により走行への影響を排除すべきであるが、電波干渉や遅延の影響を受ける可能性があるため、今回は有線のものを使用している。

また、センサ情報取得・聴覚情報提示用のスマートフォンについても脚部に装着するのは理想的では無いが、センサからのデータの受信をより安定させることを優先し、今回はセンサとスマートフォンの物理的な距離が近くなるよう配置した。

被験者に提示した聴覚情報は次の 4 種類である。提示順による影響を考慮し、各聴覚情報の提示順は被験者ごとにランダムとした。

- 1) 聴覚情報無提示 (無音状態)
- 2) 連続聴覚情報 (音が鳴り続ける)
- 3) 適応的聴覚情報 同一方向提示
- 4) 適応的聴覚情報 反対方向提示

センサ性能による影響を考慮して左右の足首のセンサの付け替えによる計測も実施し、1 種の聴覚情報につき 2 回ずつ、計 8 回の計測を行った。被験者に疲労感が残らないように配慮し、センサ付け替えによる計測間は 5 分以上、提示する聴覚情報の種類を変更する際には 10 分以上の休息を挟んだ。

また、各聴覚情報の走行が終了するごとに走行時の疲労感や達成感の主観的な印象評価 (図 24) も行った。印象評価では、各ランニングタスクに対する「身体的疲労」「精神的疲労」「集中力の持続」「走行ペース (テンポ) の維持」「継続への意欲」の各項目について 0 ～10 の 11 段階で被験者に評価をしてもらった。

加えて、インタビューによる実験中の使用感や提示される聴覚情報についての率直な感想の調査も行った。

計測に際して、被験者には「無音状態」「連続提示状態」「適応的提示状態」があることは伝えたが、提示される音に対して何かしなくてはならないといった指示は一切行わず、イヤホンから提示される音を聞きながら走ってもらうように伝えた。



図 21. 検証実験 聴覚情報ごとの計測の流れ

バレーボールコートライン
反時計回りに走る

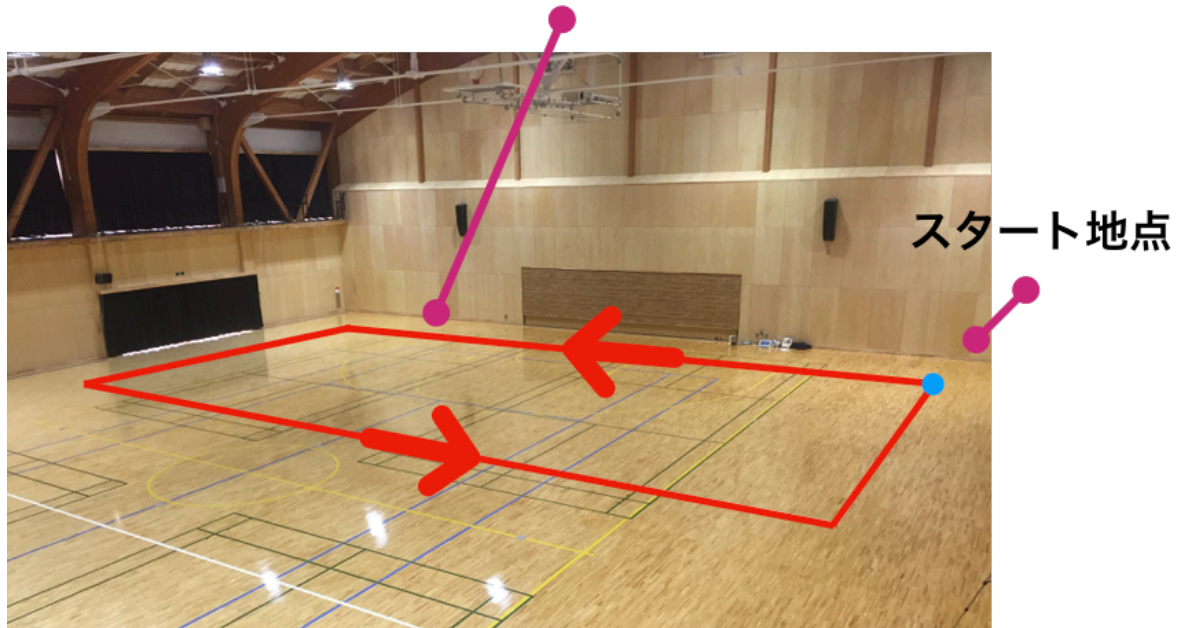
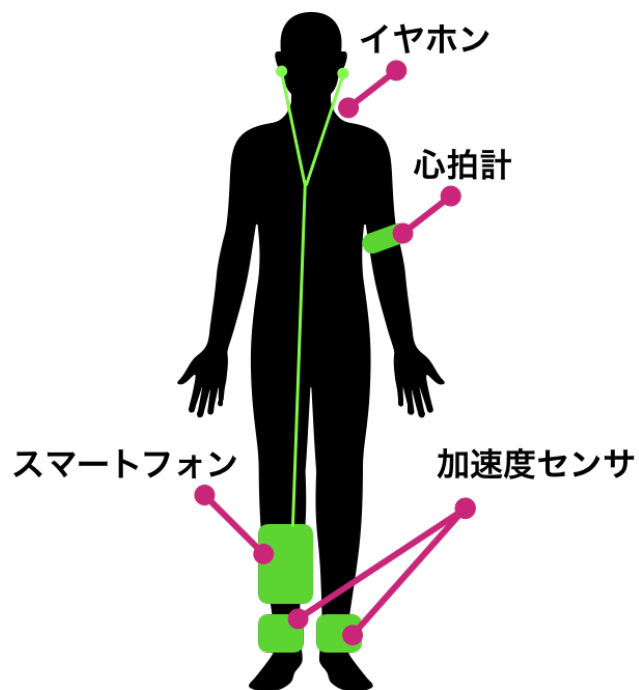


図 22. 検証実験 被験者の走行コース



(a) 装着箇所



(b) 実際に装着した様子

図 23. 検証実験 各計測機器の装着箇所

印象評価①

1回目のランニングをして思ったこと・感じたことに関して
以下の質問に答えてください

身体的に疲れましたか？

*

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

全く疲れていない

☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐

とても疲れた

精神的に疲れましたか？

*

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

全く疲れていない

☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐

とても疲れた

集中して走れましたか？

*

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

集中できなかった

☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐

とても集中できた

ランニングのペース(足の着地のテンポ)を維持できましたか？

*

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

維持できなかった

☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐

維持できた

この環境で15分間のランニング練習をしなければならなくなりました。どう
感じますか？

*

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

耐えられない

☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐

楽勝

図 24. 検証実験 印象評価項目

6.5 結果と考察

6.5.1 計測データの分析

本項では、計測データの分析を行う。

6.5.1.1 走行テンポ 図 25 に各計測時の走行テンポの平均値を示す。なお、計算に用いたデータは計測開始から 30 歩と計測終了から遡って 30 歩を除いたものである。図 25 より、被験者による偏りはあるものの、計測全体の走行テンポの平均値はどれも 160 bpm 付近を示しており、提示する聴覚情報の違いによる大きな差は見られなかった。これは、今回設定した 160 bpm というテンポがランニング初心者にとって走りやすいテンポであり、聴覚情報による影響が現れにくかったと考えられる。

また、図 26～図 33 には各被験者の走行テンポの平均値と標準偏差を示す。これにより、走行テンポのばらつきに関しても手法ごとの傾向や大きな影響は見られなかった。

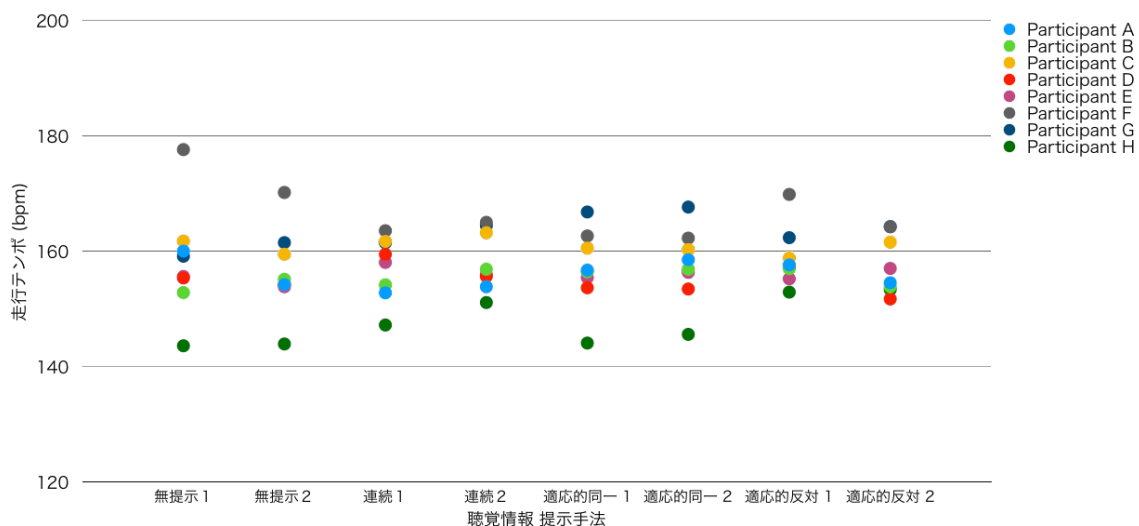


図 25. 検証実験 計測全体の走行テンポ平均値

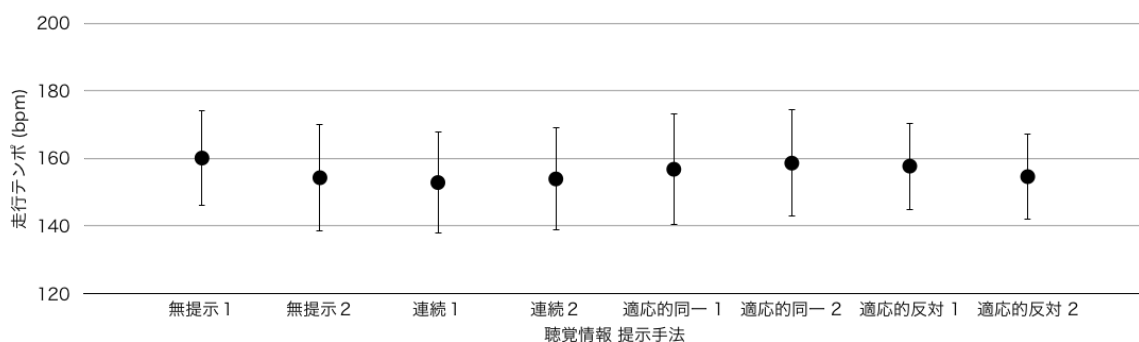


図 26. 検証実験 計測全体の走行テンポ平均値 (Participant A)
平均値 $\pm$ S.D.

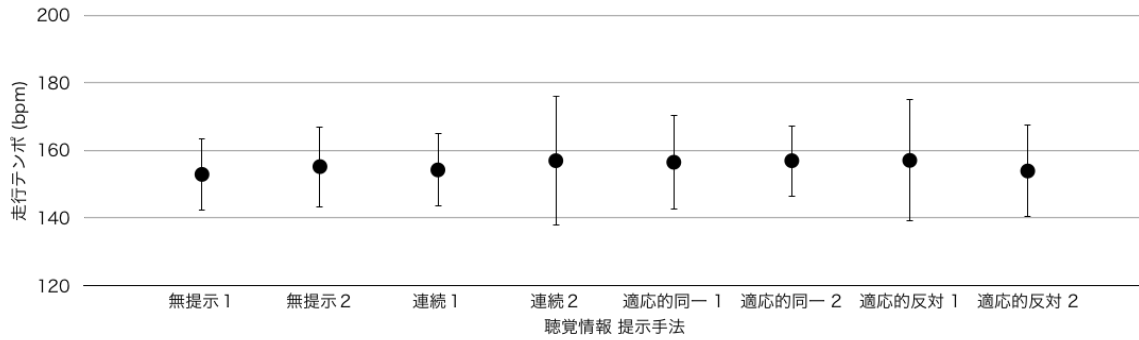


図 27. 検証実験 計測全体の走行テンポ平均値 (Participant B)
平均値 $\pm S.D.$

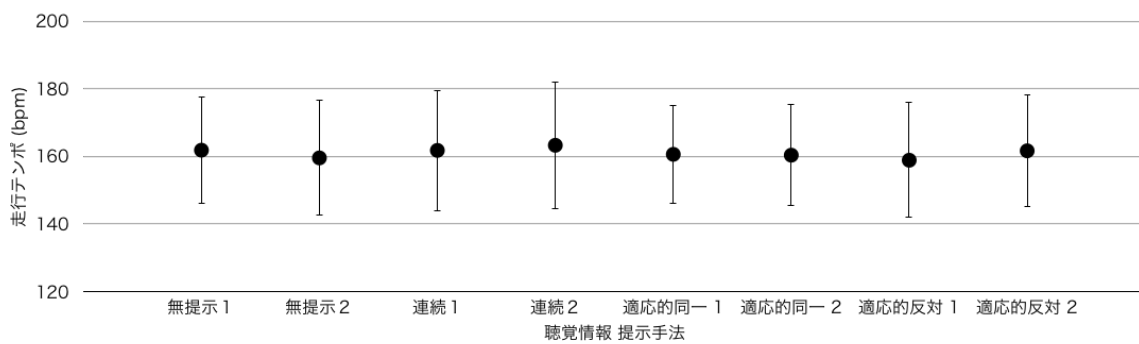


図 28. 検証実験 計測全体の走行テンポ平均値 (Participant C)
平均値 $\pm S.D.$

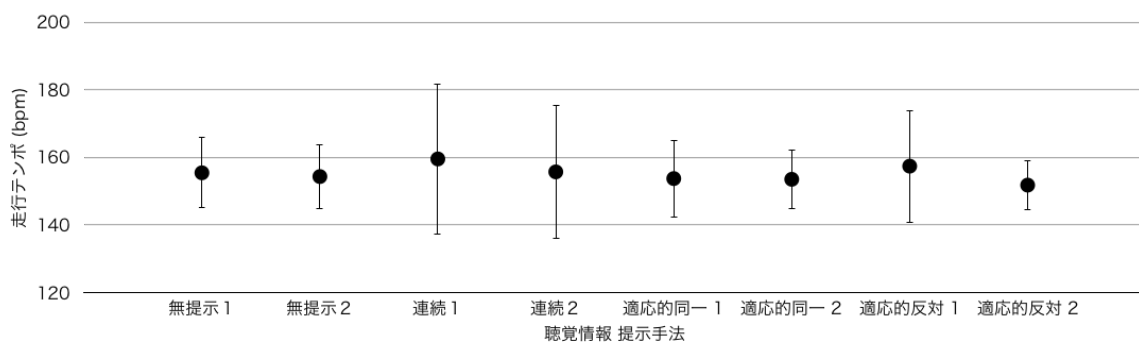


図 29. 検証実験 計測全体の走行テンポ平均値 (Participant D)
平均値 $\pm S.D.$

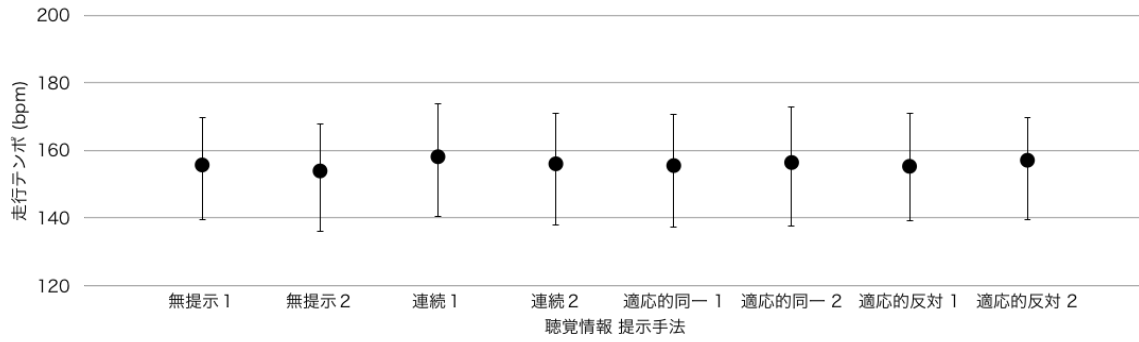


図 30. 検証実験 計測全体の走行テンポ平均値 (Participant E)
平均値 $\pm S.D.$

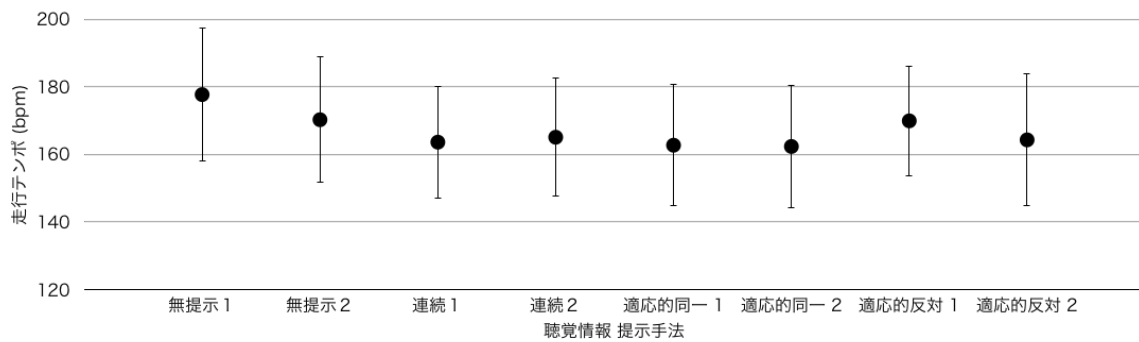


図 31. 検証実験 計測全体の走行テンポ平均値 (Participant F)
平均値 $\pm S.D.$

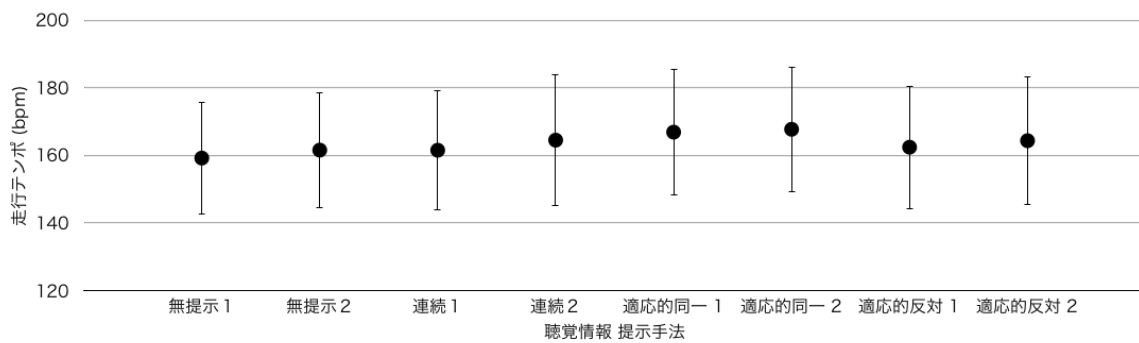


図 32. 検証実験 計測全体の走行テンポ平均値 (Participant G)
平均値 $\pm S.D.$

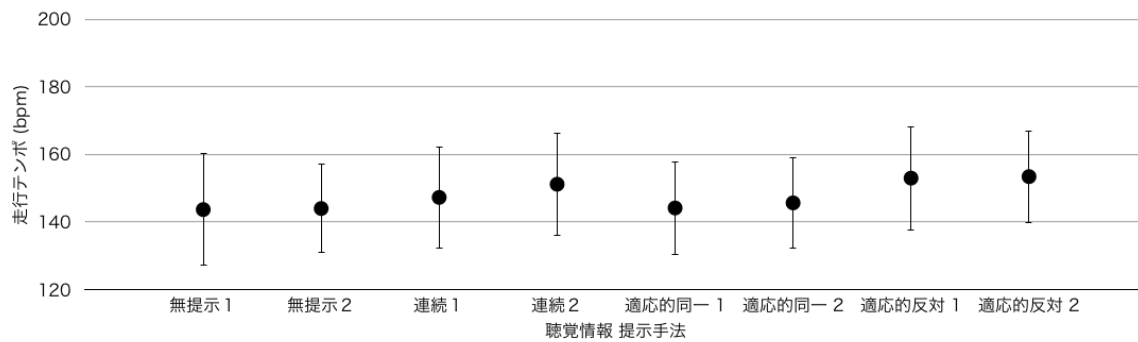


図 33. 検証実験 計測全体の走行テンポ平均値 (Participant H)
平均値 $\pm S.D.$

6.5.1.2 左右の着地衝撃 本項では聴覚情報提示による左右の着地衝撃の変化を検証する。
図 34～図 41 に、各被験者の全ての聴覚情報提示手法における左右の着地衝撃の平均値を示す。

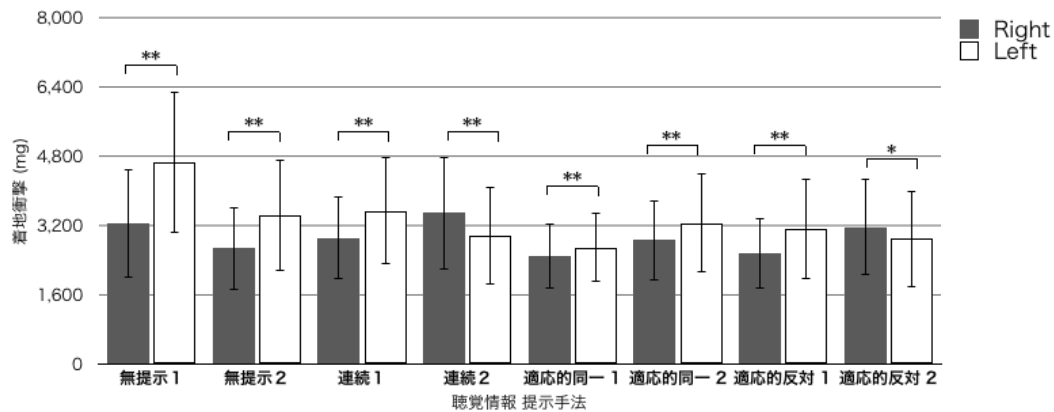


図 34. 検証実験 聴覚情報提示手法ごとの左右着地衝撃 (Participant A)
* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$ 平均値 $\pm S.D.$

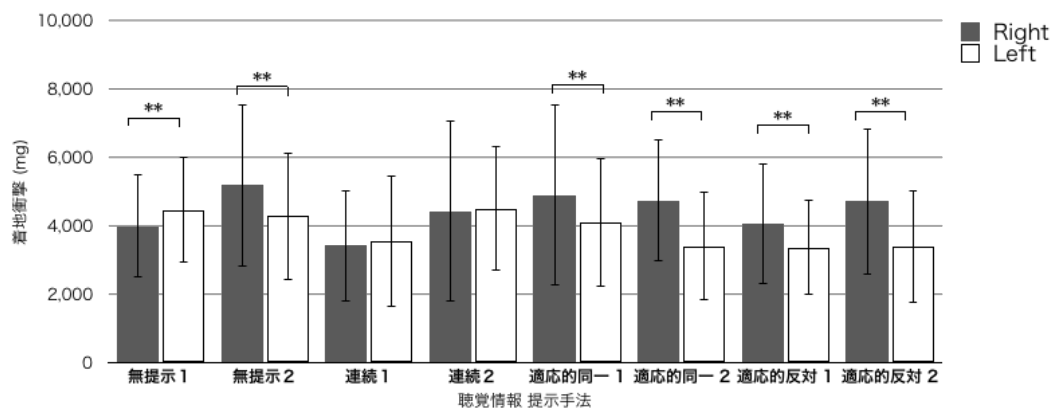


図 35. 検証実験 聴覚情報提示手法ごとの左右着地衝撃 (Participant B)
* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$ 平均値 $\pm S.D.$

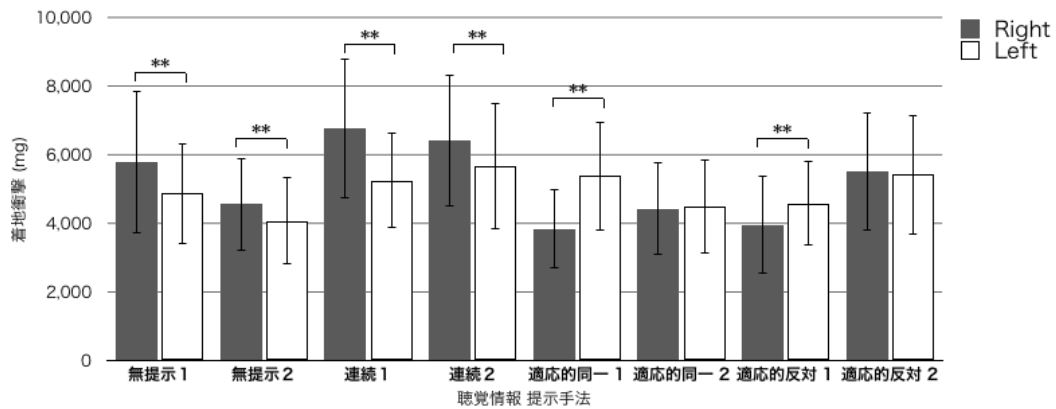


図 36. 検証実験 聴覚情報提示手法ごとの左右着地衝撃 (Participant C)
 $* p < 0.05$, $** p < 0.01$ 平均値 $\pm S.D.$

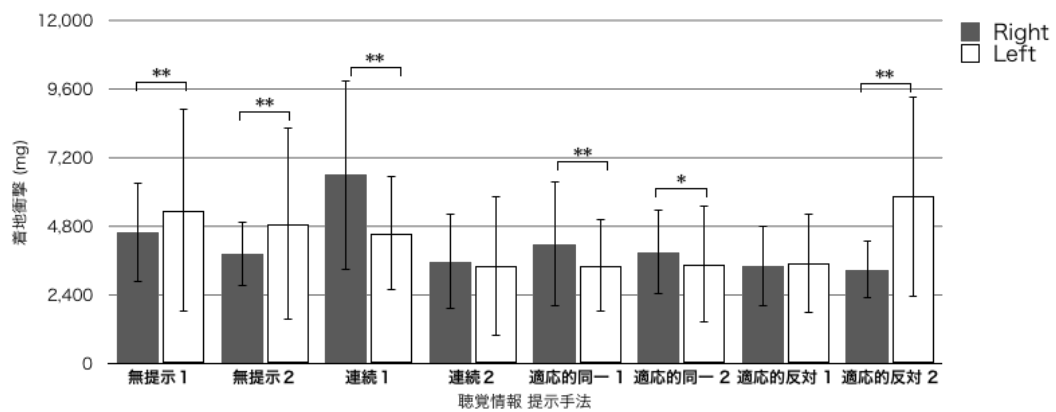


図 37. 検証実験 聴覚情報提示手法ごとの左右着地衝撃 (Participant D)
 $* p < 0.05$, $** p < 0.01$ 平均値 $\pm S.D.$

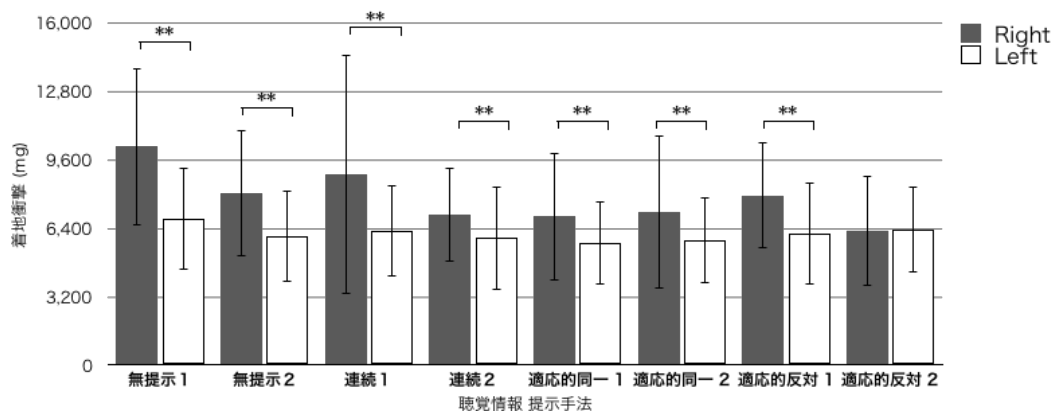


図 38. 検証実験 聴覚情報提示手法ごとの左右着地衝撃 (Participant E)
 $* p < 0.05$, $** p < 0.01$ 平均値 $\pm S.D.$

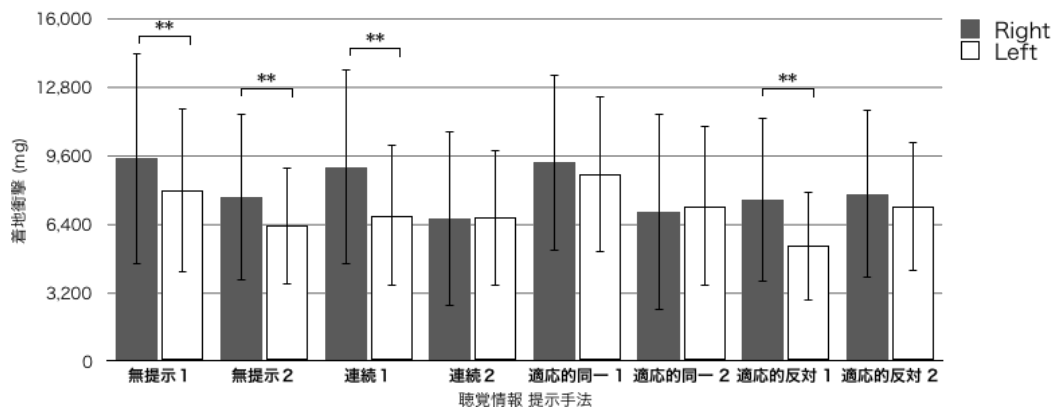


図 39. 検証実験 聴覚情報提示手法ごとの左右着地衝撃 (Participant F)
 $* p < 0.05$, $** p < 0.01$ 平均値 $\pm S.D.$

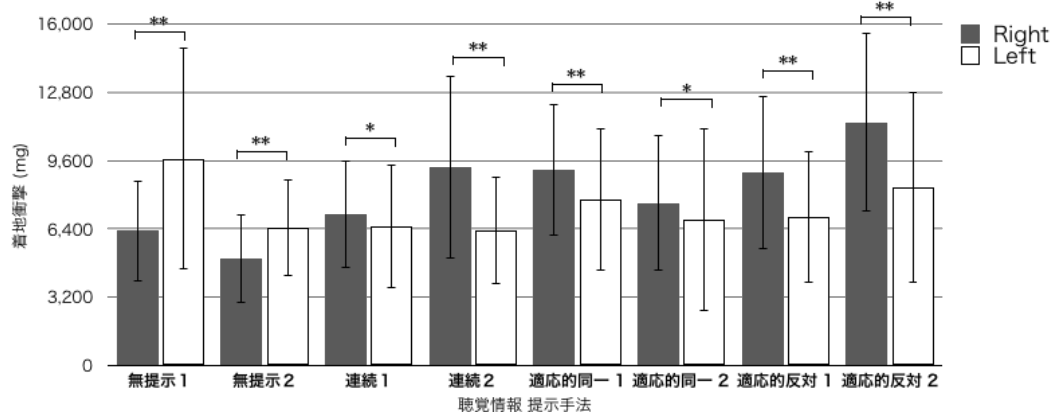


図 40. 検証実験 聴覚情報提示手法ごとの左右着地衝撃 (Participant G)
 $* p < 0.05$, $** p < 0.01$ 平均値 $\pm S.D.$

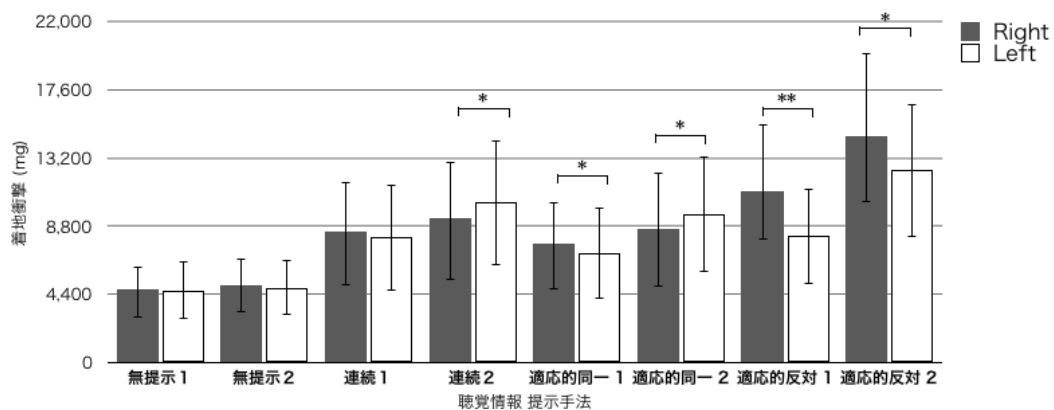


図 41. 検証実験 聴覚情報提示手法ごとの左右着地衝撃 (Participant H)
 $* p < 0.05$, $** p < 0.01$ 平均値 $\pm S.D.$

次に、適応的聴覚情報提示時における左右の着地衝撃の違いを検証する。図 42～図 49 に、適応的聴覚情報提示の「右側への聴覚情報提示時」「左側への聴覚情報提示時」「聴覚情報無提示時」それぞれにおける着地衝撃を示す。

図 42～図 49 それぞれの (a) のグラフより、殆どの被験者に追いて適応的聴覚情報提示における「聴覚情報無提示」の期間は、左右の着地衝撃に差異が見られる傾向にあることがわかる。

そこで、着地衝撃修正の聴覚情報提示によってどう変化するかを被験者ごとに確認する。

被験者 A は反対方向提示において左右の着地衝撃に差が見られない傾向にある (図 42)。

被験者 B は同一方向提示において左側へのフィードバックが発生せず、右側へのフィードバックが発生したとしても左右の着地衝撃に差がある。反対方向提示の場合は左右の着地衝撃に差が見られなくなる傾向がある (図 43)。

被験者 C は聴覚情報無提示時に左右の着地衝撃に差が見られるときとそうでないときがある。このうち左右差が見られる時について詳しく見ていくと、同一方向提示の場合は右側へのフィードバックが発生せず、左側へのフィードバックが発生したとしても依然として着地衝撃に差が見られている。しかし、反対方向提示の場合には聴覚情報の提示によって左右の着地衝撃に差が見られなくなった (図 44)。

被験者 D、被験者 E、被験者 G、被験者 H は同一方向提示において着地衝撃に差が見られなくなる傾向にあるが、反対方向提示では依然として着地衝撃に差が見られる (図 45、図 46、図 48、図 49)。

被験者 F は、そもそも聴覚情報無提示時においても左右の着地衝撃に差が見られず、左右への聴覚情報提示によってむしろ着地衝撃に差が出てしまうことがあるとわかる (図 47)。

以上のことから、適応的聴覚情報提示における着地衝撃の変化パターンを 3 種類に分類する。

- 同一方向提示において着地衝撃に差が見られない 4 名 (D,E,G,H)
- 反対方向提示において着地衝撃に差が見られない 4 名 (A,B,C)
- その他 1 名 (F)

次に、適応的聴覚情報提示における同一方向提示と反対方向提示の走者の反応を比較するにあたり、適応的聴覚情報提示の計測終了後に被験者に走行時の主観的な感覚を回答してもらったところ、以下のように 3 つのグループに分けられた。

- 音が鳴っている方向に意識が向く 2 名 (F,G)
- 音が鳴っている方向と逆方向に意識を向けようとする 3 名 (A,B,H)
- 特にそのような感覚は無い 3 名 (C,D,E)

このうち、「音が鳴っている方向に意識が向く」と回答した被験者は同一方向提示に、「音が鳴っている方向と逆方向に意識を向けようとする」と答えた被験者は反対方向提示にそれぞれ適応しやすいと考えられる。そこで、被験者の主観的感覚と実際の反応を比較すると表 12 のようになった

表 12. 適応的聴覚情報提示における各被験者の感覚と実際の挙動

	被験者本人の感覚	実際の挙動
同一方向優勢 (音が鳴っている方向と同一方向への反応))	F, G	D, E, G, H
反対方向優勢 (音が鳴っている方向と逆方向への反応))	A, B, H	A, B, C
その他	C, D, E	F

表 12 より、被験者 A, B, G は本人の直感通りの反応を、被験者 F, H は本人の直感とは異なる反応を示していた。また、左右への聴覚情報提示に対して特に意識が向く感覚がないと回答した被験者 C, D, E は、適応する手法は異なるものの、聴覚情報提示により左右の着地衝撃に差がなくなる傾向が見られた、

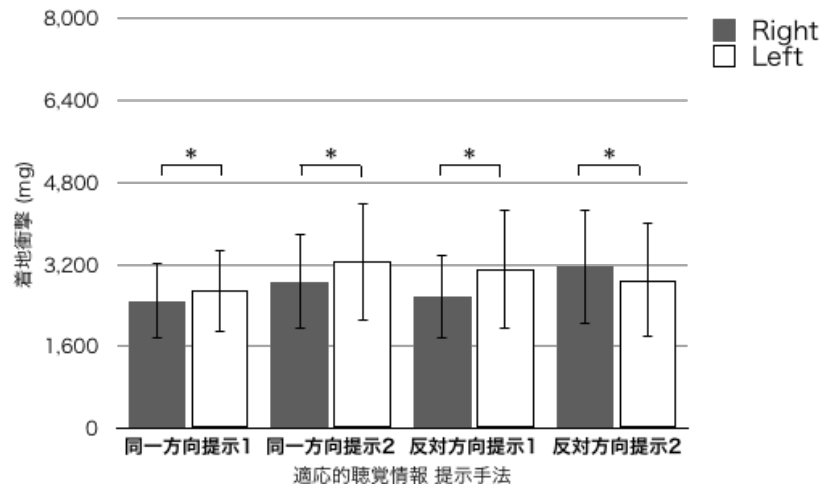
しかし一方で、被験者 A の反対方向提示の結果や (図 42(b), 図 42(c)) 被験者 D の同一方向提示の結果など (図 45(b), 図 45(c)), 同じ手法を用いた計測であっても左右の着地衝撃の偏りが見られるときとそうでないときがあるなど、同一被験者であっても必ずしも毎回同じ反応が見られているわけではないのが現状である。

今回、このような現象が起きた理由として次の 2 点が考えられる。

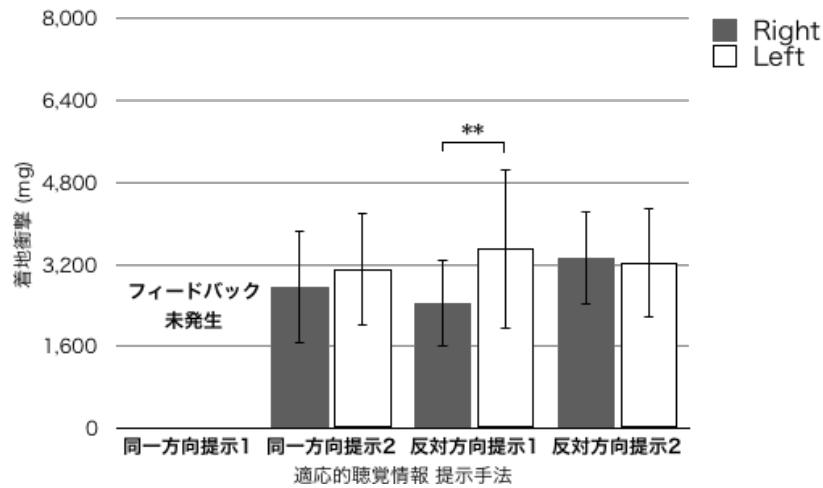
- 1) 左右着地衝撃修正のために提示する聴覚情報が短すぎた
- 2) 計測自体が短かったため、聴覚情報の提示回数が少なかった

1 点目の左右着地衝撃修正の聴覚情報の長さだが、今回は左右の加速度の差が閾値超えた時 (3.3.4 参照) に一定時間の聴覚情報を提示するという手法を取ったため、動作が本当に修正されているか否かを判断することなく聴覚情報提示が終了することも起こり得た。そのため、動作の修正に至る前に聴覚情報の提示が終了してしまっていた可能性があると考えられる。

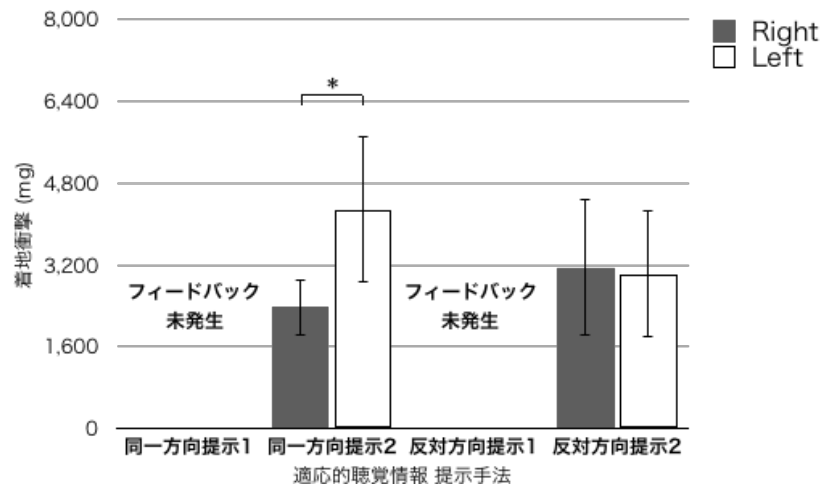
2 点目は実験で行なった計測自体の長さの問題である。今回は先行研究の実験 [30] を参考に、1 回あたり 3 分間の計測実験としたが、長距離ランナーを対象とする場合には 3 分間の計測では不十分であった可能性がある。長期的かつ実環境に近い状態での計測を行う必要があると考える。



(a) 聴覚情報無提示時



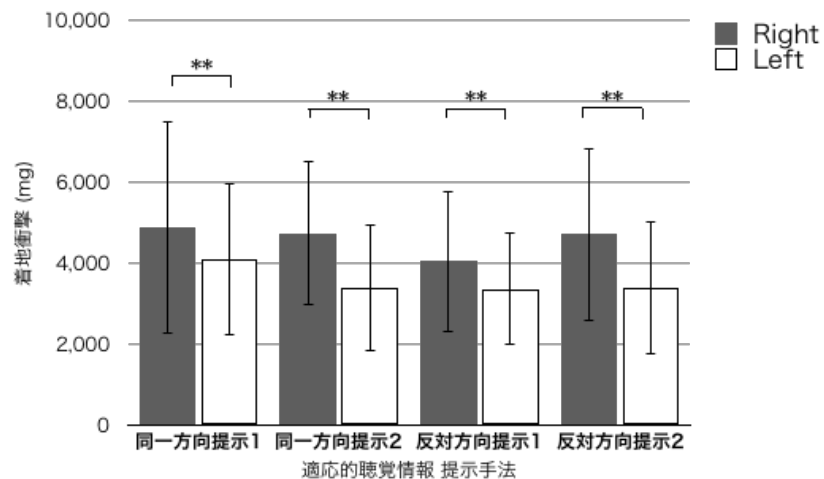
(b) 右側への聴覚情報提示時



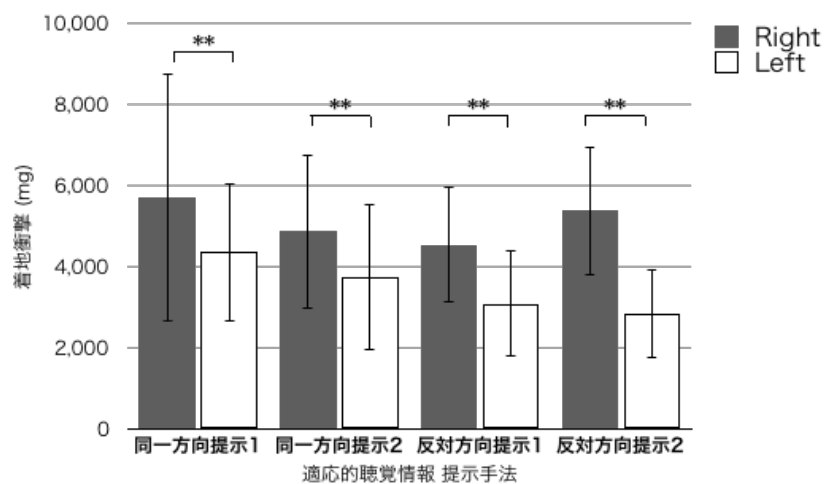
(c) 左側への聴覚情報提示

図 42. 検証実験 適応的聴覚情報提示時の左右着地衝撃比較 (Participant A)

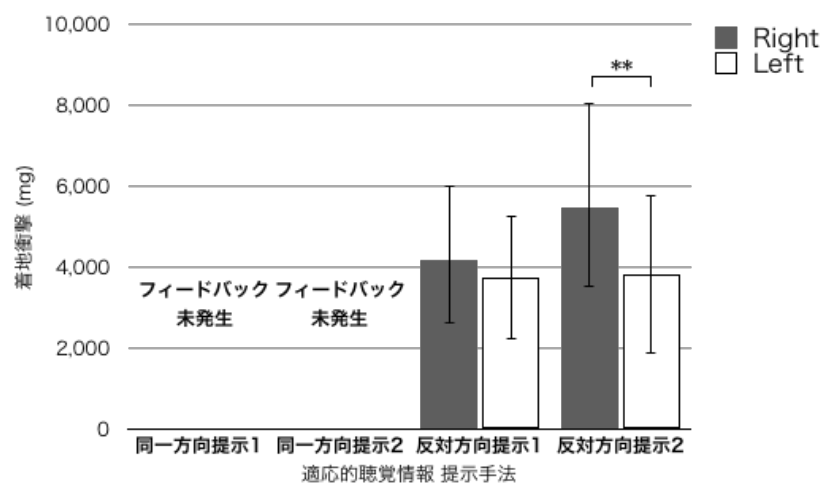
* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$ 平均値 $\pm S.D.$



(a) 聴覚情報無提示時



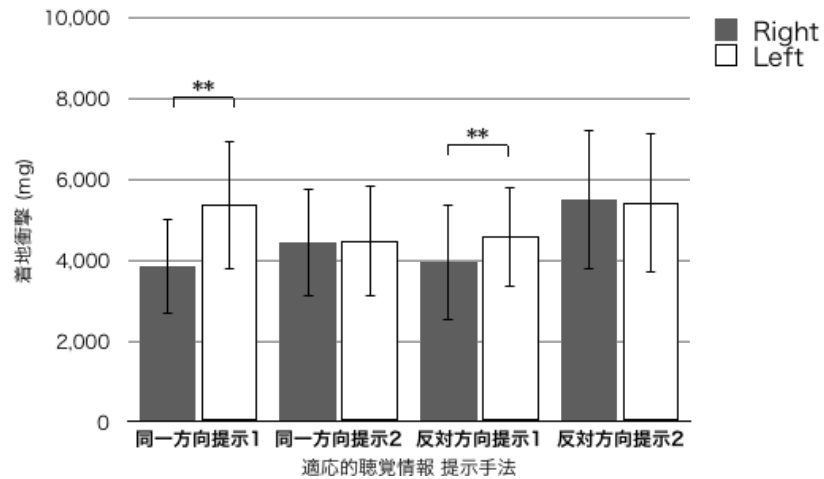
(b) 右側への聴覚情報提示時



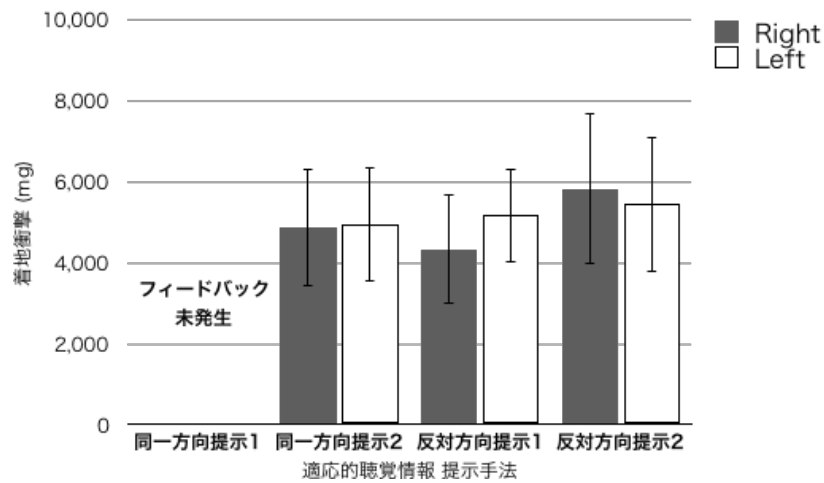
(c) 左側への聴覚情報提示

図 43. 検証実験 適応的聴覚情報提示時の左右着地衝撃比較 (Participant B)

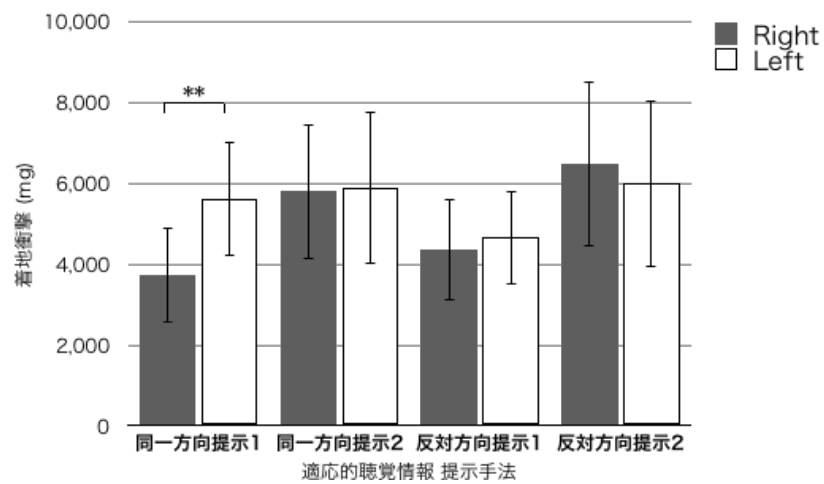
* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$ 平均値 $\pm S.D.$



(a) 聴覚情報無提示時



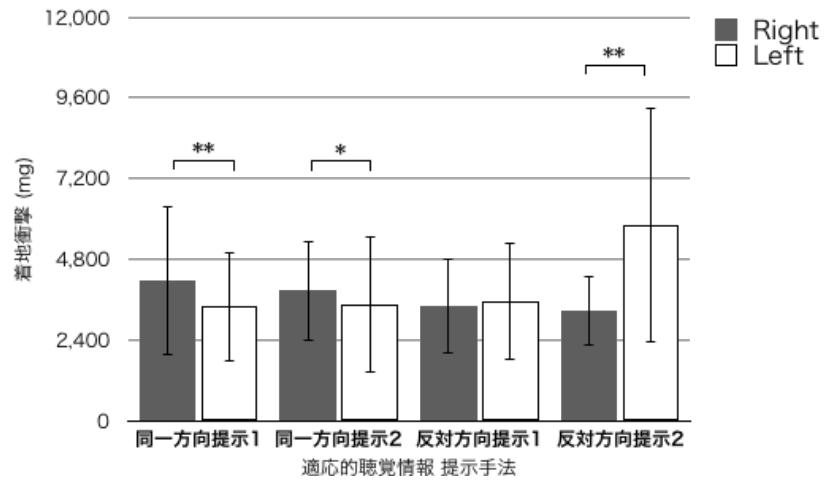
(b) 右側への聴覚情報提示時



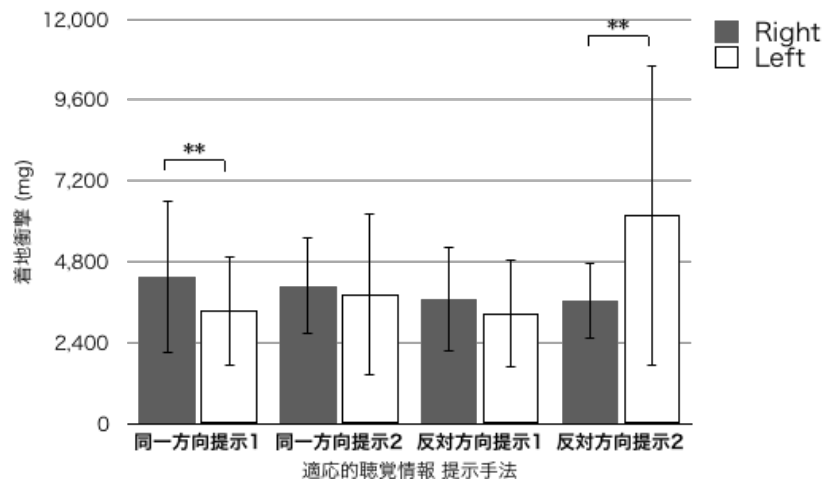
(c) 左側への聴覚情報提示

図 44. 検証実験 適応的聴覚情報提示時の左右着地衝撃比較 (Participant C)

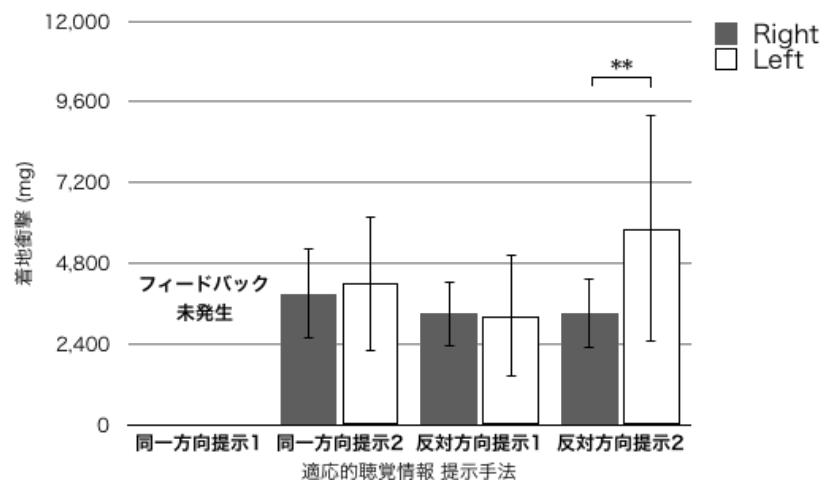
* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$ 平均値 $\pm S.D.$



(a) 聴覚情報無提示時



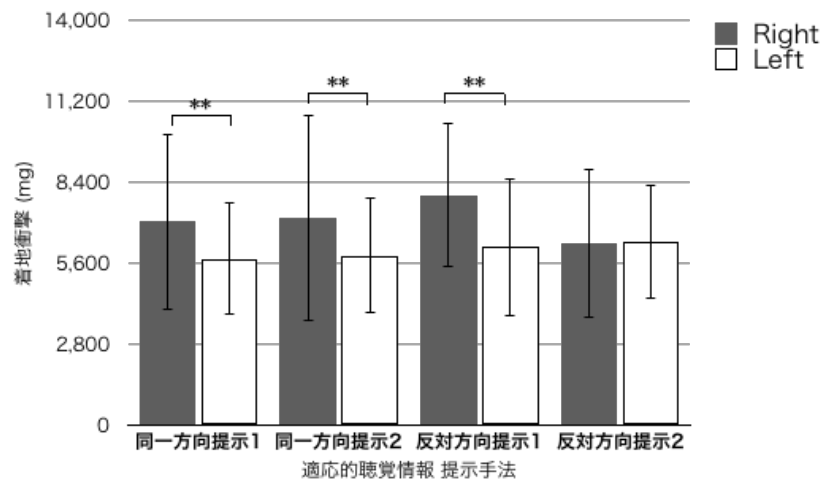
(b) 右側への聴覚情報提示時



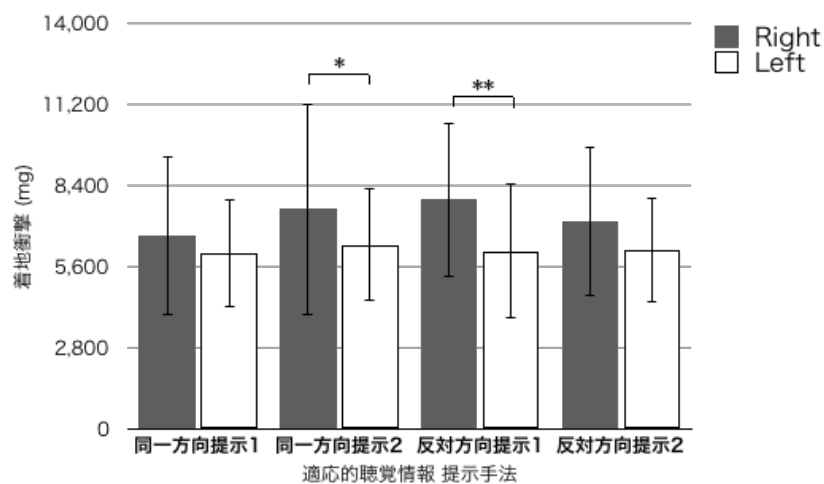
(c) 左側への聴覚情報提示

図 45. 検証実験 適応的聴覚情報提示時の左右着地衝撃比較 (Participant D)

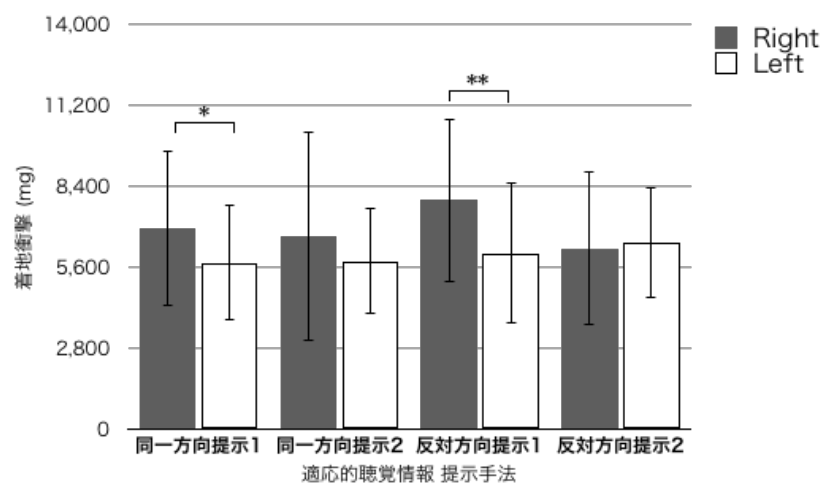
* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$ 平均値 $\pm S.D.$



(a) 聴覚情報無提示時



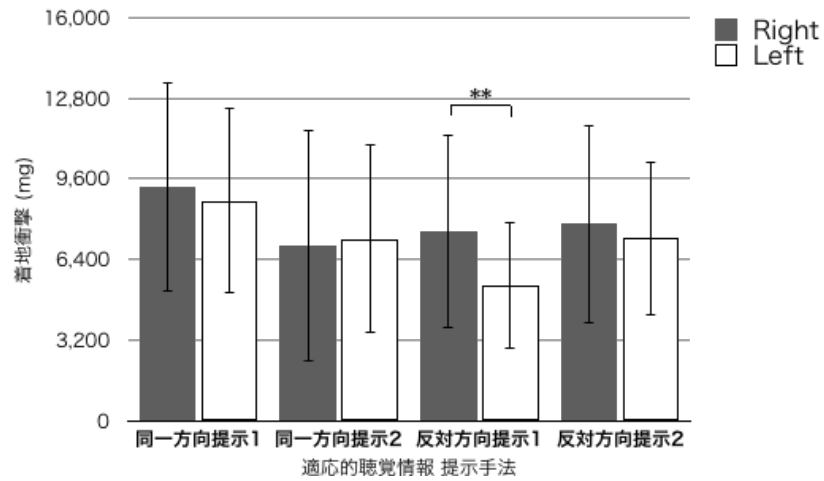
(b) 右側への聴覚情報提示時



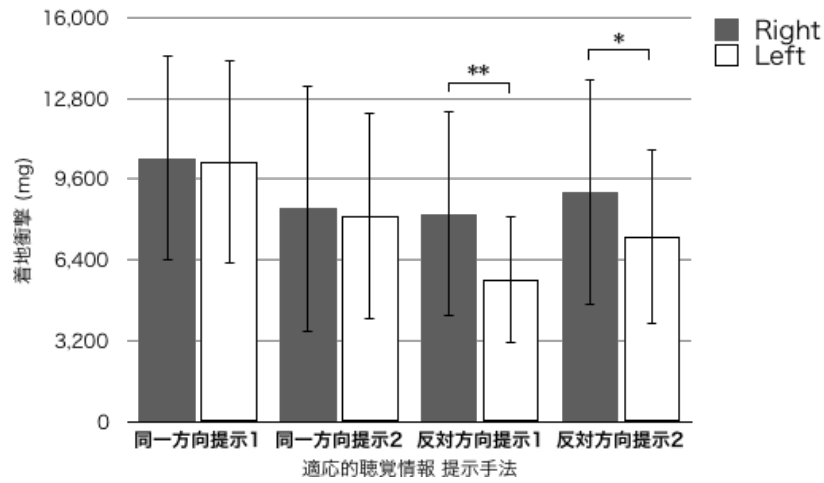
(c) 左側への聴覚情報提示

図 46. 検証実験 適応的聴覚情報提示時の左右着地衝撃比較 (Participant E)

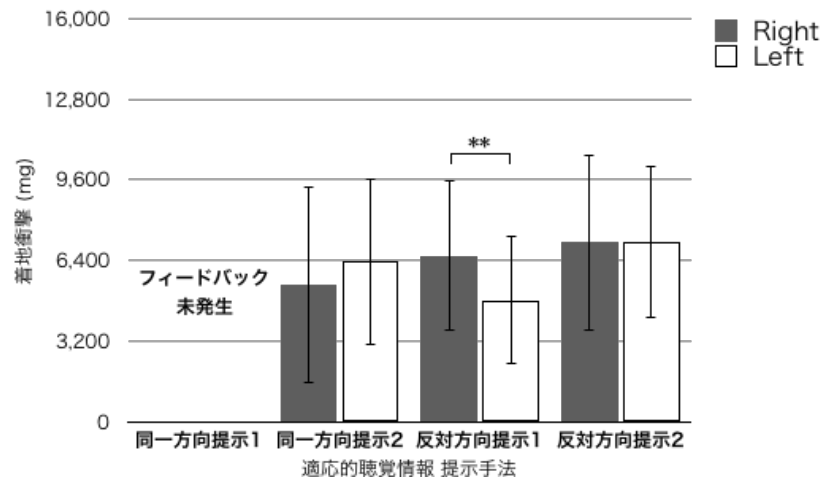
* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$ 平均値 $\pm S.D.$



(a) 聴覚情報無提示時



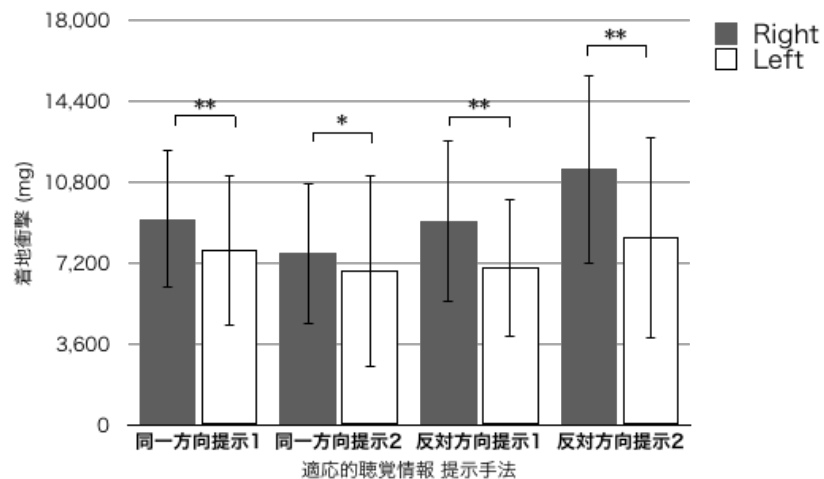
(b) 右側への聴覚情報提示時



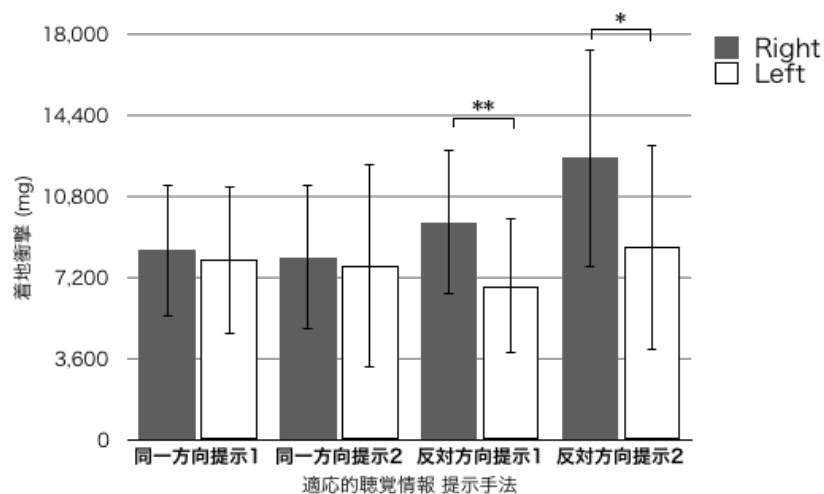
(c) 左側への聴覚情報提示

図 47. 検証実験 適応的聴覚情報提示時の左右着地衝撃比較 (Participant F)

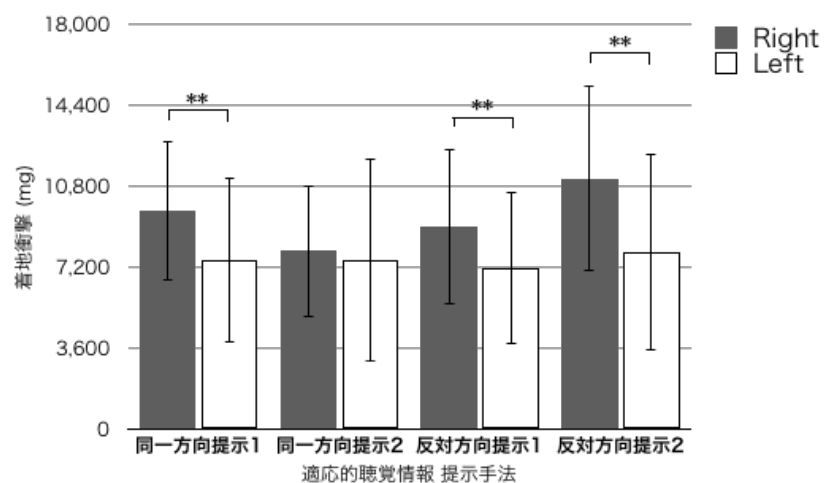
* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$ 平均値 $\pm S.D.$



(a) 聴覚情報無提示時



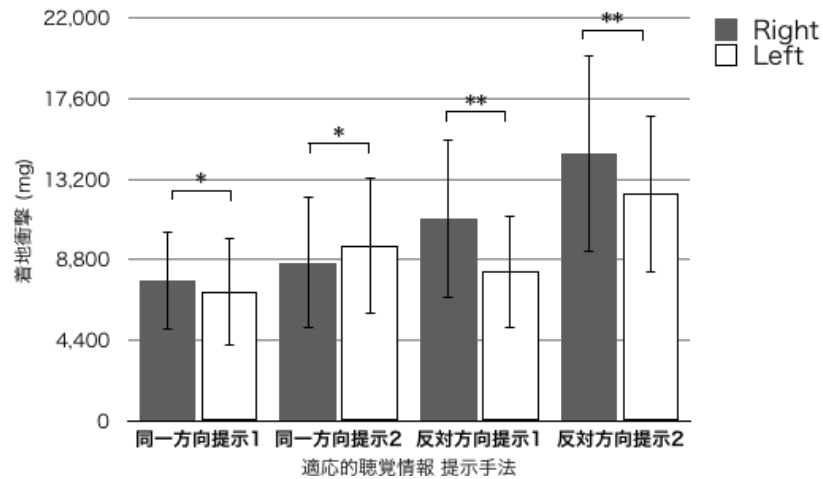
(b) 右側への聴覚情報提示時



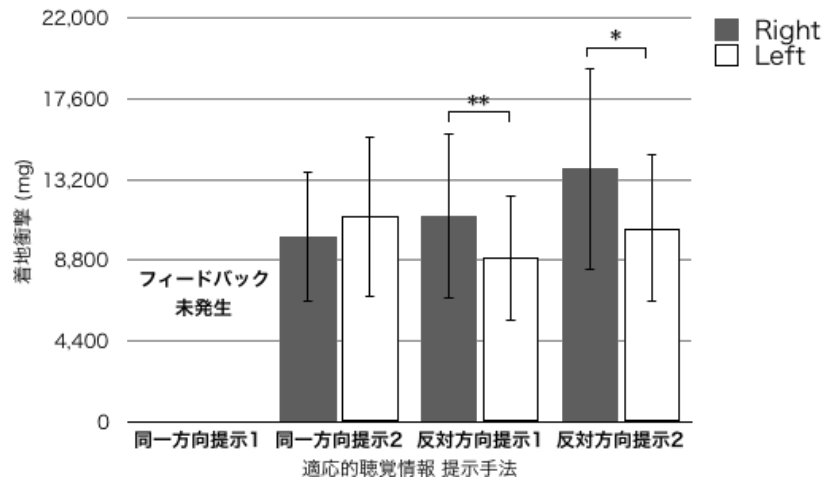
(c) 左側への聴覚情報提示

図 48. 検証実験 適応的聴覚情報提示時の左右着地衝撃比較 (Participant G)

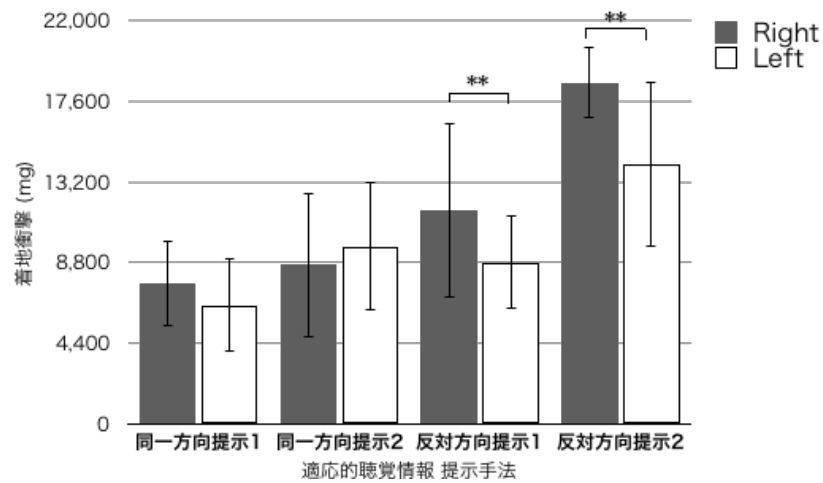
* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$ 平均値 $\pm S.D.$



(a) 聴覚情報無提示時



(b) 右側への聴覚情報提示時



(c) 左側への聴覚情報提示

図 49. 検証実験 適応的聴覚情報提示時の左右着地衝撃比較 (Participant H)

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$ 平均値 $\pm S.D.$

6.5.2 印象評価分析

図 50 に印象評価の各評価項目の平均値を示す。図 50 より、「聴覚情報連続提示」時の精神的疲労が少なく、集中力や練習継続への意欲が高い数値を表しているように見受けられるが、現時点では全ての項目において、聴覚情報の提示手法による有意差は見られなかった。

なお、被験者に対して行ったインタビューの結果は付録 A.2 に記載する。

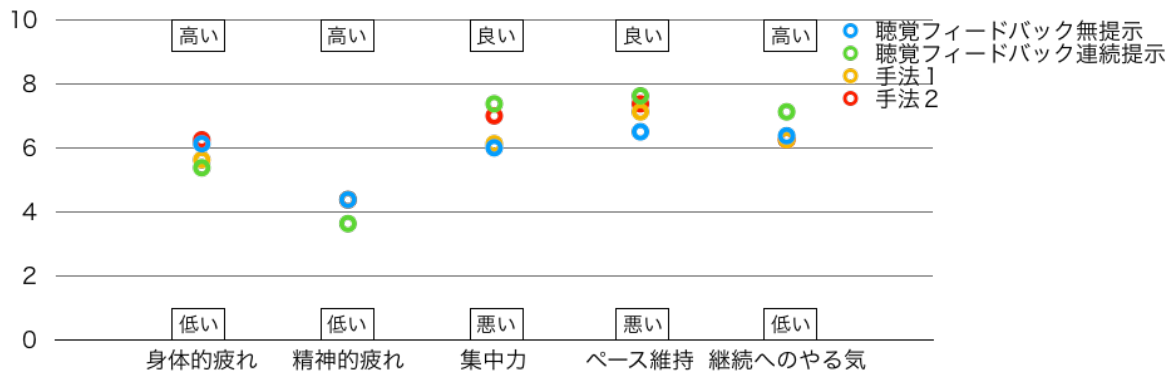


図 50. 検証実験 印象評価 各評価項目の平均値

6.6 第6章まとめ

本章では予備実験の結果をもとにした検証実験について述べた。

本実験では、160 bpm で走る人の足音を聴覚情報として使用し、「走行テンポのキープ」の際には両耳へ、「左右の着地衝撃修正」の際には片耳へ聴覚情報を提示する手法が走者の動作に及ぼす影響を検証した。

8名の被験者に対して3分間のランニングタスクを科し、「聴覚情報無提示(無音)」「聴覚情報連続提示」「聴覚情報適応的提示」の3つの環境における被験者の走行テンポの平均値と左右の着地衝撃を比較・検証した結果、走行テンポへの大きな影響は見られなかったが、左右の着地衝撃の偏りは聴覚情報提示により軽減する傾向が見られた。

7 結論

本章では、本研究で取り組んだ各実験結果をまとめるとともに、本研究の結論を述べる。

7.1 まとめ

本研究では聴覚フィードバックを用いた練習支援システムの開発に関し、走行中に走者に対してリアルタイムに提示する様々な種類の聴覚情報とそれに対する走者の反応について検証することを目的に行った。

本研究により、次の3点のことが明らかになった。

聴覚情報のテンポ変化と動作の関係性

テンポや音圧といった、提示される聴覚フィードバックの特徴変化の認識の可不可に関わらず、聴覚情報のテンポの変化は対象者の動作に変化を及ぼす可能性がある。

視覚情報と音方向の知覚の関係性

視覚情報により前方に走者がいないことが明らかである開眼状態の時に、徐々に大きくなる足音を聞き取った場合は後方方向に音を知覚する傾向が高くなる傾向が見られるなど、同じ音を聴いたとしても視覚情報によって音の知覚方向が変化する可能性がある。

聴覚情報の提示方向と着地衝撃の関係性

着地衝撃が偏っている側もしくは着地衝撃が偏っている側と反対側に音を提示することで、左右の着地衝撃の修正が可能である。この反応は、被験者それぞれに適応する聴覚情報の提示方向は被験者の主観的感觉とほぼ一致しているため、主観的感觉もしくは意識下で左右の着地衝撃の偏りを軽減することができる可能性がある。

ただし、「聴覚情報の提示方向と着地衝撃の関係性」に関しては、同じ手法を用いた計測であっても左右着地衝撃の偏りが見られるときとそうでないときがあるなど、同一被験者であっても必ずしも毎回同じ反応が見られているわけではない。これは、今回提示した左右着地衝撃修正のフィードバックが短すぎたことや計測自体が3分間と短かったため、フィードバックの発生回数が少なかったことに起因すると考える。よって、今後は長期的かつ練習の実環境に近い環境で計測を実施することでより明確な傾向を導き出す必要がある。

7.2 本研究の限界

本研究の限界について述べる。本研究で収集したデータは大学院生を対象としたものであり、被験者の年代や人数も限られてくるため、この結果をそのまま一般化することは難しいと言える。

また、今回は3分間というかなり短時間のランニング動作からデータを収集しているため、マラソン出場のための練習レベルの長さの練習を行った場合には同じ傾向が見られるとは限らないのが現状である。そのため、今後はより幅広い年代を対象にしたデータ収集を行い、長時間の練習におけるデータも取得することで提示する音と走者の反応の関係性についてより明確になると考える。

7.3 本研究の応用と今後の展望

本研究の応用について述べる。本研究では走者に対するテンポ提示によって走行テンポと左右の着地衝撃に影響を及ぼすことができる可能性が示唆された。また、この反応を練習支援システムに組み込むことにより、初心者に対して効率の良い練習の提供と同時に怪我の発生を防ぐことも可能になる。つまり、この反応を利用した練習支援システムを開発することで、情報技術を用いた新たな練習手法を確立することできると考える。

今回の実験結果から、人によって「引き込み現象」の感じ方が異なることがわかったため、練習者それぞれがフィードバックをカスタマイズできるようにすることで個人差の影響を軽減することができると考える。もしくは、長期的かつ実環境に近い環境で計測を実施した結果によっては、長期的な使用により聴覚フィードバックに対して体が順応し、個別なカスタマイズをすることなく万人が同一設定で使用可能なシステムにできる可能性もあり得る。

また、テンポ提示による練習者の支援は、ランニングだけでなく自転車競技やボートのローイング動作といった周期的な運動に対しても応用することが可能である。

更に、スポーツの世界だけでなくリハビリテーションの分野でも応用することができれば、情報技術を用いたリハビリテーションにおいて患者の負担を減らしながらより直感的な動作でリハビリテーションに取り組むことが可能になると考える。

謝辞

本研究を遂行するにあたり、多くの方々に多大なるご支援、ご協力を賜りました。この場をお借りして感謝申し上げます。

指導教員である藤波努教授には、ご多用の中でも筆者のために時間を割いてくださりご指導をいただきました。長期インターンシップのために筆者が大学院を離れなければならなかった際にも、ビデオチャットを使用して定期的なミーティングを開いてくださるなど、状況に合わせて指導をしてくださったことを大変感謝しております。さらに、学会参加に対して積極的にお声掛けをいただき、2回の学外発表を経験させていただくことができました。

副指導教員の日高昇平准教授は、同じく身体知の分野で研究をしておられることから、筆者の研究に対して身体知研究の視点から沢山のアドバイスを頂戴しました。そのアドバイスのおかげで、より良い研究を遂行することができました。また、筆者がインド工科大学ガンディナガール校に3ヶ月間滞在していた同時期にガンディナガール校へ訪問された際には、筆者のインドでの生活を気にかけてくださいました。様々なご支援をいただきありがとうございました。

副テーマ指導教員の内平直志教授は、筆者の日常生活も気にかけてくださり、学内ですれ違うたびに優しいお言葉をかけてくださいました。また、内平教授が主催しておられた東京キャンパスの学生との交流会にて研究発表の機会を与えてくださるなど、筆者の研究を常に気にかけてくださいました。ありがとうございました。

藤波研究室に所属する学生の皆様にも大変お世話になりました。国際色豊かな研究室で、普段から中国語や英語の飛び交う環境に身を置くことができました。このようなことは滅多にできない経験です。筆者に対していつも声をかけてくださったり、自国の言語を教えてくださいたりと本当に楽しい日々を送ることができました。また、筆者が夜遅くまで研究室で作業をしていた際には、料理の腕に自身のあるメンバーが郷土料理を振る舞ってくださったこともありました。非常に充実した研究生活となりました。ありがとうございました。

ご多用の中、各実験に被験者として協力いただきました北陸先端科学技術大学院大学博士前期課程の皆様にも感謝申し上げます。ありがとうございました。

参考文献

- [1] 笹川スポーツ財団, スポーツライフ・データ, <https://www.ssf.or.jp/research/sldata/tabid/381/Default.aspx>, (アクセス:2018年12月4日)
- [2] TOKYO MARATHON 2019 過去の大会情報, <https://www.marathon.tokyo/about/past/>, (アクセス:2019年1月9日)
- [3] ランナーズバイブル マラソン大会一覧, <http://www.runnersbible.info/DB/Marathon.html>, (アクセス:2019年1月9日)
- [4] Duck-chul Lee et.al., Running as a Key Lifestyle Medicine for Longevity, Progress in Cardiovascular Diseases, vol.60, No.1, pp.45-55, 2017
- [5] SONY ウォークマンで楽しむ、スポーツの秋 Part2 リズムで楽しく快適に。BPM ランニングを始めよう https://www.sony.jp/msc/owner/recommend/season/running_wm_lp/contents02.html, (アクセス:2019年2月3日)
- [6] 高木英樹, 土居陽治郎, 山下浩二, 高橋和代, ランニングにおける最適ペース配分に関する研究 -エネルギー代謝からみた数学モデルの構築-, スポーツ産業学研究, Vol.5, No.2, pp.45-54, 1995
- [7] ラン×スマ 〜街の風になれ〜, <http://www4.nhk.or.jp/run/>, (アクセス:2019年1月14日)
- [8] 高尾憲司, 濱口幹太, 佐藤真治, 大槻伸吾, 田中史朗, 一般市民ランナーにおけるランニング傷害の実態 〜ランニングセミナーにおけるアンケート調査より〜, 日本体力医学会第27回近畿地方会, 予稿集, 2013
- [9] 野口蒸治, 伊藤嘉浩, 村上秀孝, ランニングによる膝障害, 整形外科と災害外科, vol.46, No.3, pp.628-630, 1997
- [10] 宮地力, 着地衝撃における計測とシミュレーション, 計測と制御, vol.31, No.3, pp.425-429, 1992
- [11] 土居陽治郎, 小林一敏, 宮地力, 牛山幸彦, 長距離走における着地動作に関する研究, 筑波大学体育学系紀要, vol.12, pp.261-268, 1989
- [12] 岡本敦, 金尾洋治, バイオメカニクスの観点からみたベアフット・ランニングの教材研究, 東海学園大学教育研究紀要, 第1号, pp.13-22, 2015
- [13] 斎藤誠二, 村木里志, 枳原裕, 靴底の摩耗が高齢者の歩行中の下肢に与える影響, 人間工学, vol.43, No.5, pp.245-251, 2007

- [14] 鈴木陽介, 森大志, 世良田拓也, 小笠原一生, 鈴木薫, 牧野孝成, 伊藤彰浩, 大町聡, 二瓶伊浩, 今村省一郎, 竹原良太郎, 仁賀定雄, 中田研, 動的バランスにおける上肢の平衡反応が姿勢保持能に与える影響, 第 51 回日本理学療法学会抄録集, vol.43, No.2, pp.17-21, 2018
- [15] Chan.J.C, Leung.H, Tang.J.K, and Komura.T, A Virtual Reality Dance Training System Using Motion Capture Technology, IEEE Transactions on Learning Technologies, Vol. 4, No.2, pp.187-195, 2010
- [16] Qi AN, 柳井香史朗, 中川純希, 温文, 山川博司, 山下淳, 浅間一, 実映像と筋活動の重畳表示によるローイング動作教育システム, 日本機械学会論文集, vol.82, No.34, pp.1-11, 2015
- [17] 吉岡杏奈, 稲葉洋, "映像提示に基づく練習支援システムにおける映像の違いが動作に及ぼす影響の調査", 第 21 回日本バーチャルリアリティ学会大会, 12F-04, 2016
- [18] 奥川遼, 村尾和哉, 寺田努, 塚本昌彦, 聴覚フィードバックを利用したペダリングトレーニングシステム, 日本ソフトウェア学会論文誌, Vol.33, No.1, pp.41-51, 2016
- [19] 帆苅隼佑, 長安達也, ジョギングのペースに再生速度を同期させるスマートフォン用音楽プレイヤー, 日本大学卒業論文, 2013
- [20] 内野すみ江, 周期的なリズム拍タッピングが裏拍動作のタイミング生成に与える影響, 東北大学大学院博士学位論文, 2014
- [21] 石井裕也, 大矢誠司, 赤坂知恵, 木村達洋, 長島圭子, 金井直明, 山崎清之, 岡本克郎, 音刺激が重心動揺に及ぼす影響, 東海大学紀要 開発工学部, Vol.11, pp.112-114, 2001
- [22] Run DIAS, <https://www.smartdias.biz/>, (アクセス:2019 年 1 月 14 日)
- [23] JINS MEME ES | PRODUCTS | JINS MEME, <https://jins-meme.com/ja/products/es/>, (アクセス:2019 年 1 月 11 日)
- [24] コンピュータ・サイエンス&テクノロジー専門誌 Interface 2016 年 9 月号, CQ 出版社
- [25] Bluetooth LE Proximity Profile Devices and Apps (Windows Drivers), [https://docs.microsoft.com/en-us/previous-versions//dn423914\(v=vs.85\)](https://docs.microsoft.com/en-us/previous-versions//dn423914(v=vs.85)), (アクセス:2018 年 12 月 5 日)
- [26] apple サポート Mac で Bluetooth 対応のマウス、キーボード、トラックパッドを使う, <https://support.apple.com/ja-jp/HT201171>, (アクセス:2019 年 1 月 14 日)
- [27] 無線化.com 【iOS/Android/Windows】各 OS ごとの BLE 対応状況解説, <http://musenka.com/info/os-situation-for-ble>, (アクセス日:2018 年 12 月 25 日)
- [28] Mac のための Garage Band, <https://www.apple.com/jp/mac/garageband/>, (アクセス:2018 年 9 月 20 日)

- [29] STMicroelectronics-CentralLabs/BlueSTSDK_GUI_iOS, https://github.com/STMicroelectronics-CentralLabs/BlueSTSDK_GUI_iOS, (アクセス:2019 年 1 月 9 日)
- [30] 野村国彦, 谷所慶, 楠本秀忠, 中尾美喜夫, ランニング動作中の心拍・呼吸・運動リズム間での同期現象誘発と酸素摂取量, 大阪経大論集, vol.63, pp.211-221, 2013
- [31] GitHub-BlueSTSDK_GUI_iOS,https://github.com/STMicroelectronics-CentralLabs/BlueSTSDK_GUI_iOS, (アクセス:2019 年 2 月 3 日)
- [32] ルール・ハンドブック：日本陸上競技連盟公式サイト 第三部トラック競技,<http://www.jaaf.or.jp/pdf/about/rule/15.pdf>, (アクセス:2019 年 1 月 24 日)

研究発表

1. 吉岡杏奈, 藤波努, 聴覚フィードバックを用いたランニング練習支援システム, 第 26 回身体知研究会 SKL-26-01, pp.1-4, 2018/09/29
2. Anna Yoshioka, Tsutomu Fujinami, Effects of auditory feedback for a running assist system, 5th International Workshop on Skill Science, 2018/11/12 (ポスターセッション)

付録

A 検証実験

A.1 検証用システム追記情報

本研究で開発したシステムは，STEVAL-WeSU1 の SDK として公開されているプログラム [31] を使用し，Objective-C を用いて改変した，システムのスナップショットを図 51 に示す．アプリケーションを起動すると，図 51(a) のように接続可能な STEVAL-WeSU1 が一覧表示される．このうち，接続したいセンサをタップして選択(最大2個まで)し，画面左上の Done をタップすることで各センサに接続することが可能である．接続が完了すると図 51(b) に画面遷移し，センサからのデータの受信が可能になる．今回は加速度のみ使用したため，誤操作のないように画面上から取得可能な値は加速度 (accelerometer) のみとした．

計測中に記録するデータは全て端末内に保存し，計測終了時に図 51(b) 画面右上のプラスマークを押すことで記録していたデータを txt ファイルに書き出すことができるようにした．

本実験の検証データは全てこの操作により書き出された txt ファイル内の値を用いて行った．

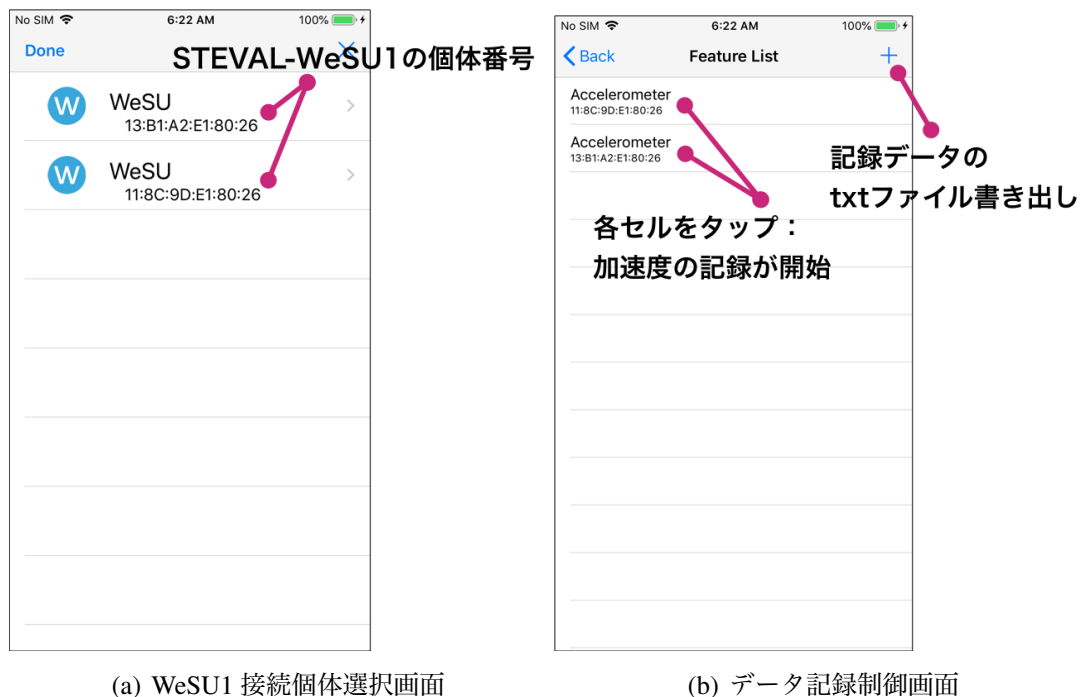


図 51. STEVAL-WeSU1 操作用アプリケーション

A.2 被験者へのインタビューによる主観的評価

本付録では、検証実験で被験者へ行ったインタビューについて述べる。検証実験の印象評価では各聴覚フィードバック手法に差異はなかったが、ここでは被験者の率直な感想についてまとめる。

<フィードバック無しのタスクについて>

「ペースを統一する指標がないため、ペース維持が難しかった」

「ペースの基準がなかったから意識しないと途中でだらけそう」

フィードバック無しのタスクに対するこれらの意見は、無音状態の練習を継続することでモチベーションの維持や目標とする動作を維持することの難しさを示していると考えられる。

「普段”ながら”で作業をする習慣が無いので音が無いほうが集中できる」

一方で、フィードバック無しのタスクに対してはこのような意見もあった。このことから、利用者自身運動歴やモチベーションだけでなく普段の生活スタイルがフィードバックに対する反応に影響する可能性がある。

<連続フィードバックのタスクについて>

「ペースが合わせられて走りやすかった」

連続フィードバックのタスクでは、継続的にフィードバックが提示されているため、常に基準となる動作を把握した上で動作することが可能になる。特に意識することなくペースを維持しようという反応が見られたと考えられる。

「ペースメーカーのように感じたが、ついていなくても問題ないという気になった」

一方で、連続的なフィードバックは走者自身の動作に関係なくフィードバックが行われるため、提示される音についていく必要はないと判断してしまうこともあることがわかる。

<断続的フィードバックのタスクについて>

「時々音が鳴るほうがその度にペースを意識するので鳴り続けるよりもいい」

常にフィードバックが提示されることが煩わしく感じる場合もあるため、断続的なフィードバックが心地よく感じるという意見もある。

「聞こえてくる足音のペースに負けじと自分のペースも上がったような気がした」

計測時には提示される音に対して何かするような指示は行っていないが、聞こえてくる足音に自然に追従しようとする傾向が見られている。これは第4章の事前実験1で見られた傾向に合致する。

「右側のみから音が聞こえるときは他者に追い抜かれる感覚がした」

今回はバレーボールコートラインを反時計回りに走ってもらったが、これはトラック競技のシチュエーションに近い状況にあった。陸上競技の競技規則によると、トラック競技では原則として左手が内側になる方向にコースが定められている。800m走などのオープンレーンとなる競技では、前の走者を追い抜く際などにレーンの内側に入ることはできないため、実質的に前の走者を追い抜く際には走者の外側を通ることになる [32]。言い換えれば、後方の走者に追い抜かれる際には自分の右側を走者が走り抜けることになる。このトラック競技の環境と、今回の右側へのフィードバック提示時の環境が似ていたため、このような臨場感を生み出したと考えられる。

「音が途切れることにより、ペースが乱れた気がした」

一方で、音が断続的に提示されることによる走行テンポのゆらぎが走行の違和感に繋がってしまうという意見もあった。

これらのことより、使用者それぞれに合わせてフィードバックが提示できるような仕組みを作る必要があると考える。