

足関節運動の可聴化における音デザインの評価

中川 稜介^{1,a)} 寺澤 洋子² 松原 正樹² 井口 正樹³

概要：本研究では足首の足関節の角度をリアルタイムで可聴化して音にした。可聴化した音でトラッキングタスクを行った。このとき、音デザインの違いで成績に違いがあるか調べた。先行研究で用いられた従来音デザイン、本研究で作成した2つの提案音デザインを比較する実験を行った。実験結果では、音デザイン間の成績に有意差はなかった。実験後のアンケート結果と成績の関係から、フィードバックが分かりやすいほど成績がよくなる可能性が示唆された。

キーワード：リアルタイム可聴化, リハビリテーション, トラッキングタスク, 足関節

Evaluation of Sound design in Sonification of the Ankle joint exercise

NAKAGAWA RYOSUKE^{1,a)} TERASAWA HIROKO² MATSUBARA MASAKI² IGUCHI MASAKI³

1. はじめに

転倒予防のリハビリテーションでは、麻痺患者の関節を繰り返し動かすことで麻痺の改善をねらうことがある。その際に行われるトラッキングタスクとは、目標となるマーカーや運動が予め設定されていて、その目標をなるべく忠実に追従するような課題を指す。例えば、片麻痺患者の麻痺改善のためのリハビリテーションには、生体情報をフィードバックするバイオフィードバックが有効であることが知られている [1]。バイオフィードバックとは、意識にのぼらない情報を工学的な手段で意識上にフィードバックすることにより、体内状態を意識的にリアルタイムに調節することを可能とする技術のことである。脳卒中治療ガイドライン 2009 [2] によれば、「筋電や関節角度を用いたバイオフィードバックは、歩行の改善のために勧められる」と述べられている。現状ではフィードバックの方法は視覚情報を用いる方法が主流である。聴覚情報を用いたバイオフィードバックの有効性が確認できれば、リハビリテーションの幅が広がる。

聴覚フィードバックを実現する手法に可聴化がある。The Sonification Handbook [3] によると、可聴化について次のように述べている。「可聴化とはコミュニケーションや解釈を促すことを目的として、データを音という知覚できる形式に変換することである」。音を用いたフィードバックのメリットは、視覚的注意を必要としないので視覚情報を用いたフィードバックと比べて様々な姿勢や動作が可能になることである。この点は運動を伴うようなリハビリテーションと相性がよいと考えられる。

Matsubara らの研究 [4] では、健康な成人を対象とし、足関節角をフィードバックした状態でトラッキングタスクをおこなったときの成績を評価する実験を行った。足関節とは足首にある関節を指す。足関節を足の甲の方向に曲げることを背屈と呼ぶ (図 1)。逆に足の裏の方向に曲げることを底屈と呼ぶ。底背屈運動は専用の計測器で容易に計



図 1 背屈と底屈

¹ 筑波大学図書館情報メディア研究科

² 筑波大学図書館情報メディア系

³ 筑波技術大学保健科学部

a) ryosuke@slis.tsukuba.ac.jp

測できる。Matsubara らのシステムの聴覚フィードバックの音を再現したところ、ヘッドホンの左右の音が時間領域エンベロープが同じで似ているため、音の聞き分けが難しく、運動の方向を修正するときに混乱を招くと考えられる。音が聞き分けやすい音デザインで同じ実験を行った場合、成績の向上が望める可能性がある。すなわち、足関節底背屈運動を聴覚フィードバックで支援するとき、音デザインを工夫することで、より効果的な支援ができるのではないかと考える。そこで本研究では、左右の音の聞き分けが容易な音デザインを複数作成し、評価実験を行った。

2. システム概要

本研究で構築したリアルタイム可聴化システムについて述べる。システムは Matsubara らのシステムと同じシステムである。本システムは、計測した足関節角を入力として、MATLAB で信号処理をした後で音を変化させるメッセージを、音響合成ソフトである SuperCollider に送る。メッセージを受け取った SuperCollider はその情報を音のパラメータにマッピングする。

2.1 足関節角計測

本システムで使用した使用機器を表 1 に示す。2 軸ゴニオメータは、短下肢装具に取り付けた状態で使用した。足関節角はサンプリング周波数 2000Hz, 16bit で離散化を行った。一部の機器に関して、以下で補足説明をする。

2.1.1 短下肢装具

下腿からつまさきまでをカバーする装具であり、足関節の動きを制御する目的で使用される。麻痺患者は足関節が底屈ぎみになるのが特徴である。短下肢装具を着けない状態で歩くと躓いて転倒をする恐れがある。短下肢装具をつけて足関節の角度を制限すれば、歩行時の転倒を防ぐことができる。

2.1.2 2 軸ゴニオメータ

2 平面の関節角度を計測できる。本システムではゴニオメータで計測できる 2 平面のうち、足関節の底背屈が計測できるほうの 1 平面の情報のみを使用した。

2.2 信号処理

本システムの信号処理の流れは図 2 の通りである。ゴニオメータで計測された足関節の角度はサンプリング周波数 2000Hz で PC に送られる。角度情報は数値解析ソフト

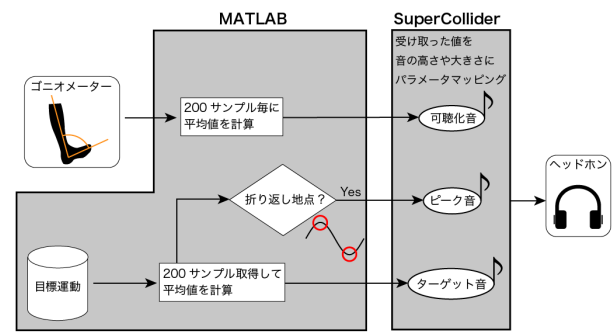


図 2 信号処理の流れを示す。ゴニオメータからの角度情報は MATLAB で受け取られ、処理される。MATLAB では目標運動の平均値、折り返し地点の判定をおこない、これらの情報を SuperCollider に送る。SuperCollider は受け取った情報を音のパラメータにマッピングし、ヘッドホンに音を出力する。

ウェアである MATLAB で処理される。MATLAB は 200 サンプルごとに角度情報の平均値を計算する。あらかじめ設定してある目標運動からも平均値を計算する。この際、目標運動が底屈から背屈、または背屈から底屈に切り替わるポイントであるときには、折り返し地点であると判断する。MATLAB は以上の処理した後、音響合成ソフトウェアである SuperCollider に、実験参加者の足関節角の平均値、目標運動からの平均値、折り返し地点であるか否かの情報を送る。SuperCollider では、受け取った情報を音のパラメータにマッピングする。実験参加者の足関節角の平均値は可聴化音の周波数にマッピングされる。目標運動からの平均値はターゲット音の周波数にマッピングされる。折り返し地点であれば、ピーク音を鳴らす。可聴化音、ターゲット音、ピーク音に関しては後述する。

3. 音デザイン

この章では提案音デザインについて説明する。Matsubara ら [4] の音デザインを従来音デザインと呼ぶことにする。従来音デザインは、音の聞き分けが容易ではない可能性がある。音の聞き分けがしやすい音デザインで同じトラッキングタスクをおこなうと、よりよい成績を得られると考える。よって本研究では、音の聞き分けがしやすい音デザインを提案する。

3.1 ターゲット音と可聴化音

トラッキングタスクで目標とする運動を変換した音をターゲット音と呼び、足関節角を可聴化した音を可聴化音と呼ぶ。単純なサイン波では心地よさや楽しさを生み出さないだろうと考え、提案音デザインではターゲット音と可

表 1 使用機器

名称	メーカー	型番
ヘッドホン	SONY	MDR-CD900ST
2 軸ゴニオメータ	バイオメトリクス	SG110
アナログアンプ	Delsys	SP-B06
AD 変換器	National Instruments	NI USB-6216 BNC

表 2 それぞれの音デザインにおける可聴化音とターゲット

	可聴化音	ターゲット音
従来	サイン波	矩形波
提案 1	三角波+時領エンベロープ (サイン波)	三角波
提案 2	三角波+時領エンベロープ (のこぎり波)	三角波

聴化音の音源には三角波を採用した。サイン波とくらべて三角波には倍音が豊富に含まれる。倍音が多く含まれている音は聞いている人に音の明るさを感じさせる。可聴化音とターゲット音の基本周波数は、従来音デザイン、提案音デザインともに、250Hzから500Hzの間を変化する。ヘッドホンの左右のチャンネルの音の割り振りについては、可聴化音は、短下肢装具を装着した側のチャンネルに割り当てられる。ターゲット音は可聴化音とは別のチャンネルに割り当てられる。

3.1.1 時間領域エンベロープ

ターゲット音と可聴化音の区別をしやすくする目的で、2つの音に異なる時間エンベロープをつけた。ターゲット音の振幅は時間によらず一定とした。一方の可聴化音の振幅であるが、提案音デザイン1ではサイン波を、提案音デザイン2では、のこぎり波を時間領域エンベロープに採用した。以上をまとめた表が表2である。

3.2 ピーク音

足関節の運動方向が切り替わるときには、ピーク音を鳴らす。ピーク音には指をパチンとならす音を採用した。具体的には、底屈から背屈に切り替わる時と、背屈から底屈に切り替わる時にピーク音が鳴る。ピーク音はヘッドホンの左右のチャンネルに割り当てられる。

4. 実験方法

本研究では実験1と実験2の2つの実験を行った。実験1では従来音デザインと提案音デザイン1を比較する。実験2では従来音デザインと提案音デザイン2を比較する。



図3 実験では実験参加者は椅子にかけた状態で利き足を高さ約15cmの台にのせる。実験参加者はゴニオメータなどを取り付けた短下肢装具を利き足に装着し、頭にはヘッドホンをかける。実験実施者の指示で短下肢装具を装着した側の脚の足関節を底背屈運動する。

4.1 実験1

4.1.1 実験参加者

実験には健康な聴覚を有し、足関節に障害を持たない21～23歳の男女8名(男性5名、女性3名)が被験者として参加した。

4.1.2 実験環境

実験の様子を図3に示す。実験は筑波大学春日キャンパス7B203室および7B232室にて実施した。実験参加者は椅子に座り、ヘッドホンと短下肢装具を装着する。高さ約15cmの台の上に利き足をのせる。実験実施者の指示で短下肢装具を装着した側の脚の足関節を底背屈運動を行った。

4.1.3 実験手続き

実験参加者は8名は従来音デザインと提案音デザイン1でタスクを行った。タスクとタスクの間には10分間の休憩を設けた。2回目のタスクの終了後にはアンケートに答えてもらった。タスクでは、教示、理解度チェック、練習、テストを行った。教示では音デザインに含まれる音を1種類ずつ実験参加者に聞かせながら、その音の意味を説明した。理解度チェックでは、ヘッドホンの左右の音の高さを合わせる課題を3試行を行った。この課題では1試行のなかでのターゲット音の高さは一定である。この課題は実験参加者に音を合わせる能力があるか確かめる目的で行われた。練習ではサイン波で表される規則的な運動を目標に設定したトラッキングタスクを行った。ここでのトラッキングタスクは、ターゲット音の音の高さに可聴化音の音の高さを合わせるタスクとした。練習は1回30秒の試行を2試行を行った。テストでは正弦波の振幅と周波数にゆらぎを加えた運動を目標に設定したトラッキングタスクを行った。テストではターゲット音の音の高さは時間とともに変化するため、実験参加者は足関節を底背屈して可聴化音の音の高さを変化させる必要がある。テストは1回45秒の試行を7試行を行った。

4.2 実験2

4.2.1 実験参加者

実験には健康な聴覚を有し、足関節に障害を持たない22～24歳の男女8名(男性3名、女性4名)が被験者として参加した。

4.2.2 実験環境

実験1と同じ環境にて実験を行った。

4.2.3 実験手続き

実験1とほぼ同じ手続きで実験を行った。実験1との違いは、従来音デザインと提案音デザイン2で実験を行った点である。

4.3 事後アンケート

実験参加者は2回目のタスクの終了後にアンケートに答

表 3 2 回目のタスク終了後に実験参加者に聞いたアンケートの内容

質問項目	質問内容	評価尺度
トラッキングのしやすさ	どちらの音デザインのほうがトラッキングタスクをしやすかったか	5 段階評価
音の心地良さ	どちらの音デザインのほうが聞き心地がよかったか	5 段階評価
フィードバックのわかりやすさ	どちらの音デザインのほうが自分の足関節の運動が音に反映されていることがわかりやすかったか	5 段階評価

えた。表 3 にアンケートの内容を一部掲載する。評価尺度の 5 段階評価とは、5 つの選択肢を提示し、その中からもっともふさわしいと感じた選択肢を選ぶ評価方法である。選択肢は「1 回目の音デザイン、どちらかという 1 回目の音デザイン、どちらでもない、どちらかという 2 回目の音デザイン、2 回目の音デザイン」の 5 つである。表 3 に掲載した質問内容以外に、年齢や音楽経験、短下肢装具を装着した経験があるかどうか、音デザインのそれぞれの印象や改善案などを聞いた。

4.4 評価方法

トラッキングタスクの成績の評価には Accuracy Index [5] を用いる。図 4 に AI と運動の例を示す。Accuracy Index (以後 AI と呼ぶ) は以下の式で求められる。

$$AI = \frac{P - E}{P} \times 100$$

P は目標の信号とそのベースラインとの差の二乗平均平方根である。E は目標の信号と実験参加者の運動との差の二乗平均平方根である。AI は最大で 100% までの値をとり、100% が最も成績がよい。

5. 実験結果

5.1 AI

実験 1 の結果を図 5 に、実験 2 の結果を図 6 に示す。実験 1、実験 2 のそれぞれで、提案音デザインと従来音デザインの AI の平均で両側符号検定を行ったが、有意差はみられなかった。実験 1 の結果は分散が大きい。実験 2 の

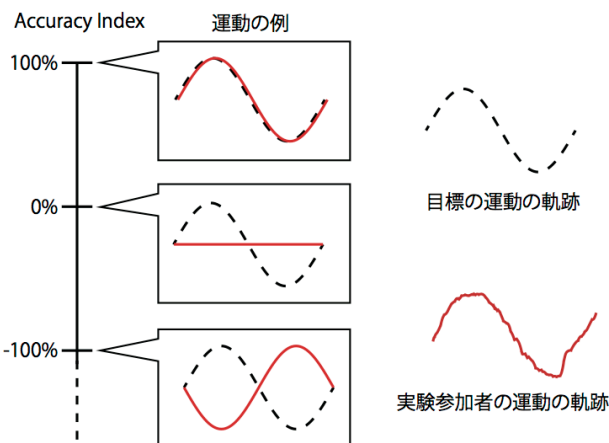


図 4 Accuracy Index (以後 AI) と運動の例である。目標の運動と全く同じ運動を実験参加者がしたときには AI は 100% となり、このとき AI は最大のスコアになる。

結果は分散が小さい。直接比較することはできないが、音デザインに優劣をつけるとすると、提案 1 = 従来 > 提案 2 となる。

5.2 アンケート結果

アンケートの結果をまとめた表が表 4 である。表内の数値は、提案音デザインを支持する場合は 5、従来音デザインを支持する場合は 1、どちらでもないときは 3 になる。この表を見ると、提案 1 のトラッキングのしやすさは評価されていることがうかがえる。自由記述では、実験 1 の参加者からは、「音の高さが合っていると感じる範囲が違った。従来音デザインのほうが広く、提案音デザイン 1 のほ

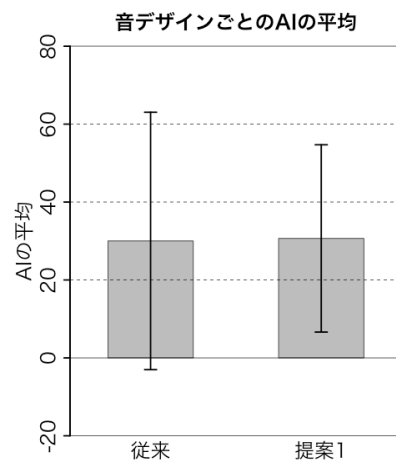


図 5 従来音デザインと提案音デザイン 1 で実験したグループの結果

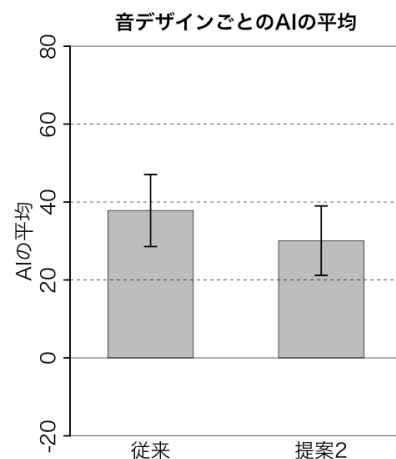


図 6 従来音デザインと提案音デザイン 2 で実験したグループの結果

表 4 アンケート結果. 表内の数値は, 提案音デザインを支持する場合は5, 従来音デザインを支持する場合は1, どちらでもないときは3になる.

質問項目	従来 vs 提案 1	従来 vs 提案 2
トラッキングのしやすさ	3.38	2.43
音の聞き心地	2.63	1.57
フィードバックのわかりやすさ	2.75	2.71

うが狭い」「提案音デザイン1は, もう少し全体的に高い音のほう聞き取りやすいかもしれない」「従来音デザインは, 全体的に平らな感覚で, 戻す, 従うというイメージはしやすかったが, 可聴化音の音の高さを合わせるとなるとブレがわかりやすくなってしまい違和感が生じた」という声があった. 実験2の参加者からは「可聴化音が途切れる音だったので, 左右で違う音に聞こえてしまった」「音の高さが合っている状態がわかりやすかったのは提案音デザイン2」という声があった.

6. 考察

提案音デザイン1, 提案音デザイン2と従来音デザインのAIを比較したが, 有意差はみられなかった. アンケートの結果とAIの関係を調べると興味深い結果が出た. 提案音デザイン1とフィードバックのわかりやすさに正の相関の傾向がみられた(図7). このグラフの横軸は, 提案音デザインと従来音デザインのAIの差である. 縦軸は, アンケートの結果であり, 例えば提案音デザインを支持する回答をした実験参加者は, 大きい値をとる. 従来音デザインでのAIの平均提案音デザイン1に関する自由記述では, 「段階的に調整するイメージで音をあてやすい(トラッキングしやすさ)と感じた」, 「音が重なる感覚がわかりやすかったが, 低音が判別しにくく感じた」などのコメントが得られた. この結果から, フィードバックがわかりやすい音デザインのほうが成績はよくなる可能性が示唆された. 提案音デザイン2には, このような関係性はみられなかった.

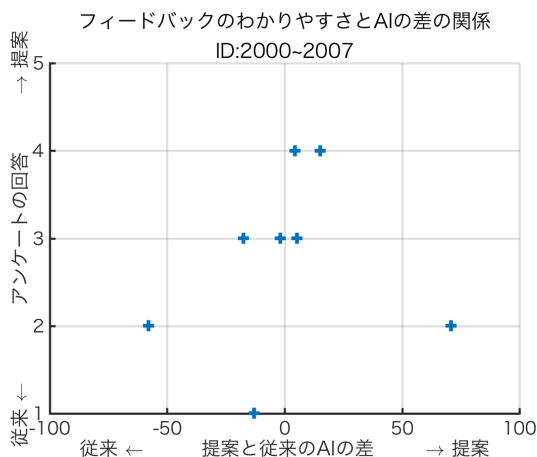


図 7 提案音デザイン1と従来音デザインのAIの差とフィードバックのわかりやすさの関係

7. まとめと今後の展望

本研究では, 麻痺患者のリハビリテーションへの応用を念頭に置いたシステムを構築し, 音デザインを比較する実験を健常者群で行った. 結果は, どの音デザインが優れているとは一概には言えず, 個人の好みの影響が大きかった. 同じ被験者に従来音デザイン, 提案音デザイン1, 提案音デザイン2の3つの音デザインで実験はしなかったため, 提案音デザイン1と提案音デザイン2を直接比較することができないが, 図5, 図6から, 提案音デザイン1のほうが提案音デザイン2より優れている可能性が示された. 今後は麻痺患者を対象にした実験をおこなう予定である.

参考文献

- [1] Basmajian, J., Kukulka, C., Narayan, M. and Takebe, K.: Biofeedback treatment of foot-drop after stroke compared with standard rehabilitation technique: effects on voluntary control and strength., *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Vol. 56, No. 6, pp. 231-236 (1975).
- [2] 篠原幸人: 脳卒中治療ガイドライン 2009, chapter 2-2. 歩行障害に対するリハビリテーション, pp. 300-304, 協和企画 (2010).
- [3] Thomas Hermann, Andy Hunt, J. G. N.(ed.): *The Sonification Handbook*, chapter 2 Theory of Sonification, Logos Verlag Berlin (2011).
- [4] Matsubara, M., Kadone, H., Iguchi, M., Terasawa, H. and Suzuki, K.: The effectiveness of auditory biofeedback on a tracking task for ankle joint movements in rehabilitation, *Proceedings of the 4th interactive sonification, workshop (ISon2013)*, pp. 1-6 (2013).
- [5] Carey, J. R.: Manual stretch: effect on finger movement control and force control in stroke subjects with spastic extrinsic finger flexor muscles., *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Vol. 71, No. 11, pp. 888-894 (1990).