研究

健常者歩行実験による MIDI ペーシング音楽の評価

畑山 由佳^{1†}, 天賀 典彦¹, 市江 雅芳^{1,2} ¹東北大学大学院医学系研究科 音楽音響医学分野 ²東北大学未来科学技術共同研究センター 音楽音響医学創製分野

要旨 歩行運動のきっかけとペースを与える聴覚刺激として、音楽 MIDI データを加工したペーシング音楽を作成した。そこで、健常者の歩行実験を行い、ドラム・ベースパートを強調したペーシング音楽とドラム・ベースパートを削除したペーシング音楽、メトロノームクリック音を比較した。その結果、メトロノームクリック音が最もペーシングのテンポ情報を明確に提示できた。ドラム・ベースパートを強調したペーシング音楽もテンポ情報提示が可能で、単調なメトロノームクリック音に比べると、集中力の持続が期待できた。

キーワード:歩行,聴覚刺激,ペーシング音楽, MIDI

1. はじめに

運動療法での歩行リハビリテーションでは、対象者に歩き出しのタイミングやテンポを与え、歩調を一定に保たせるために、メトロノームのようなクリック音を聴覚刺激として使用するのが一般的である。音楽は、通常 BGM として用いられる。しかし、音楽を単に聞き流すだけのものにとどめず、速度を一定にし、メトロノームのようなペーシング機能を持たせれば、リハビリテーションに活用することが可能である。そこで、音楽 MIDI データを使用したペーシング音楽の作成を試みた。

MIDI(Musical Instrument Digital Interface)は、1983年に電子楽器の演奏情報をやり取りするために制定された世界統一規格である。MIDI 対応の電子楽器や機器を使って、演奏情報を別の電子楽器に伝えることが可能である¹⁾. また、MIDI データはコンピュータソフトにより、演奏テンポ、音量、音質等の加工が可能である。ゆえに、必要なテンポを自在に設定し、楽器の音量バランスの調整により、ペーシングの間隔を明示させることができる。また、音色を選択し、残響などの音響効果を加えて音質を調節することで、長時間聴取に耐えられるよう音質を作り出すことができる。

このような MIDI の特徴を利用し、対象者個別の歩行速度に対応し、歩調のペーシングに用いることが可能な音楽を作成した。楽曲は一定の時間的間隔を示す基本単位である拍 beat を持ち、その間隔の長さによって演奏テンポが定まる。そこで、「拍」の機能をペーシングに置き換えて利用

した. そして、ペーシングのテンポ情報の認知に関して調べるために、健常者を想定した評価方法を考案した.

2. 目的

MIDIを用いて加工したペーシング音楽のテンポ情報の認知について、健常者の歩行における歩調の追随性をメトロノームクリック音との比較により検証する.

3. 方法

荻原ら²⁾ は、「歩行運動は、その細部まで中枢神経系の複雑な軌道計算に基づいて行われているわけではなく、下位の神経回路を基本とした感覚の統合によって行われている。」としている。これによれば、歩き始めからしばらくすると、歩行動作は自動的な動きとなり、ほぼ同じ歩幅と速さで、歩行運動が繰り返されていくと考えられる。

歩行実験で被験者は、ペーシング音楽を聞いて課題となるテンポを認知し、これに歩調を合わせて歩き始めると、歩行運動が同様の動作で自動的に続けられる。次に、テンポが変わると、これを認知して歩調を修正する間、一時的に乱れが生じるが、課題に合わせて歩調が整うと、再び運動が自動的な動きとなって続けられる。この時、課題テンポの認知が短時間に行われれば、この過程も短時間で行われることが考えられる。ゆえに、ペーシング音楽の機能評価は、被験者がテンポの変化を認知してから、運動修正して歩調が合うまでに要する時間から得られると判断した、以上のことから、ペーシング間隔が途中で変化する課題を、音楽とメトロノームクリック音を使って作成し、これを歩行時に健常者に聴取させて実験を行った。

山崎ら³⁾ の研究から、分単位の歩数である歩調 cadence に着目し、ペーシング課題は、これを作為的にコントロー

2006 年 10 月 19 日受付 2007 年 9 月 10 日受理 [†]〒 980-8575 宮城県仙台市青葉区星陵町 2-1 東北大学大学院医学系研究科音楽音響医学分野 畑山 由佳

Tel: 022-717-7457 Fax: 022-717-7458 E-mail: hatayama@music.med.tohoku.ac.jp

ルするものとして、歩調を合わせるペーシング間隔を 5 段階に設定し、並び替えて課題を作成した。まず、歩き始めである導入部分を健常者の自由歩行における歩調を想定した 110 歩/分とし、このペースを誘導するペーシング音の間隔を 0.55 秒(110 拍/分)とした。次に、ペーシング間隔を最初の設定から 16.4% 狭めた 0.46 秒(130 拍/分)に変更してテンポを加速させ、以下続けて順番に、直前のテンポから間隔を 30.4% 広げてテンポを減速させた 0.6 秒(100 拍/分)に変更、16.7% 狭めて加速させた 0.5 秒(120 拍/分)に変更、34.0% 広げて減速させた 0.67sec.(90 拍/分)に変更させた課題を作成した。

音楽記譜法では、演奏テンポは1分間に奏する拍の数で表示される。例えば4/4拍子の楽曲で、「110のテンポで」というと、4分音符を1拍として、1分間に110拍演奏するという意味である。ペーシング音楽作成の便宜上、以下110拍/分を「110」、130拍/分を「130」、100拍/分を「100」、120拍/分を「120」、90拍/分を「90」と表記する。

110 を 68 拍 (37.1 秒間), 130 を 64 拍 (29.5 秒間), 100 を 64 拍 (38.4 秒間), 120 を 96 拍 (48.0 秒間), 90 を 58 拍 (38.7 秒間) に設定し,条件 A,B のペーシング音楽と条件 C のクリック音を用いて歩行課題を作成した(図 1).

条件 A, Bでは、速度を変更したことで曲の印象に違和感を生じさせないように、原曲が4ビートで、110に近いPenny Lane(John Lennon/Paul McCartney)を選曲した。同曲のMIDI データをコンピュータソフト Singer Song Writer 7.0(株式会社インターネット製)で加工し、楽器の音色を選択した上で、被験者の長時間聴取に耐えられるように、音響効果を考慮した音質調整を行った。条件 B はさらに、速度情報を提示する拍の部分を明確にするため、同曲のドラム・ベースパートが受け持つビート部分を利用した。その際、ビートの「音の鳴り始め」の部分にあたるアタック点を加工して際立たせ、ドラム・ベースパートを中心に音量のバランスを調整して、ペーシング機能を高めた。

条件 A では、前述のドラム・ベースパートを消去したものを使用し、条件 C では、A、B と同じ速度変化のメトロ

ノームクリック音を作成して使用した.

各条件を以下のように標記する.

条件 A: 「ドラム・ベースパートを消去してビートを極少に した音楽」(ビート無し音楽)

条件 B:「ドラム・ベースパートを強調してビートを明確に した音楽」(ビート有り音楽)

条件 C: 「メトロノームクリック音」 (メトロノーム)

条件Bで使用したものを加工前と加工後で比較するために、本データと元データをサウンド編集ソフト Sound it!3.0 (株式会社インターネット製) に取り込み、両曲中の拍に当たる部分のドラム・ベースパートの音量を読み出し、平均値で比較した、加工前、出力の22.2%だったものが、加工後では40.6%まで音量の増加があった。

A, B, C, 3条件の MIDI データを設定保存し、同ソフト使用のパーソナルコンピュータから音源モジュール(Roland 製 Sound Canvas SC - 8850)、ミキシングコンソール(YAMAHA 製 MIXING CONSOLE MG12/4)、デジタルコードレスサラウンドヘッドフォン open air タイプ TRE-D1000(Pioneer 製)に出力し、これを被験者に装着させて実験を行った。課題ペーシング聴取中は、途切れずに歩行が継続できるように、直線上ではなく、室内を逆時計回りに直径 2.6m の円を描いて歩行させた。

被験者の歩調の検出にはビデオ映像を使用した.そして、その時の下肢筋の筋電図を歩調検出の参照となると考え、筋電図とビデオ映像を同時に記録できるマイオシステム 1400ANIBF6003(NORAXON 製)を使用し、コンピュータソフト MYOVIDEO(NORAXON 製)で計測と記録を行った.その際、接続したデジタルビデオカメラレコーダ(HANDYCAM DCR-PC109 ソニー製)に、被験者が装着したヘッドフォンと同期するペーシング音をミキシングコンソールから入力させた.

筋電測定には、表面電極 BLUE SENSOR(日本 GE マルケットメディカルシステム株式会社製)を用い、測定部位を左足の前脛骨筋 Tibialis Anterior、腓腹筋外側頭 Gastrocnemius, Lateral Head, 大腿直筋 Rectus Femoris, 大腿

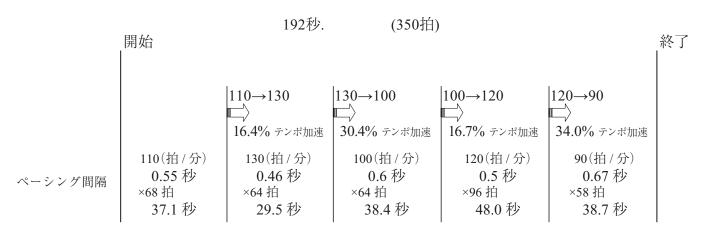


図1 ペーシング間隔変化課題のスケジュール

二頭筋 Biceps Femoris とした. 電極は双極とし、各筋の筋線 維の走行に沿って 4cm の間隔をおいて貼付した.

手順

(1) ペーシング間隔変化に対応した歩調調整時間の比較

対象は健常者 12 名 (男性 4 名,女性 8 名)で、平均年齢 30.1 ± 2.4 (平均値±標準偏差)歳であった.実験にあたって、実験の目的と方法を文書と口頭で説明した後、各被験者の署名をもって同意を得た.

実験では、条件 A, B, C の順に、192 秒間歩き、間に10 分程度の休憩を入れながら連続して行った.

被験者にはあらかじめ、条件 A, B ではヘッドフォンから音楽が聞こえてくることを説明して、「音楽に合わせて歩いてください」と口頭で指示した。次に条件 C では、音楽ではなく、音が聞こえてくることを説明し、「音に合わせて歩いてください」と指示した。

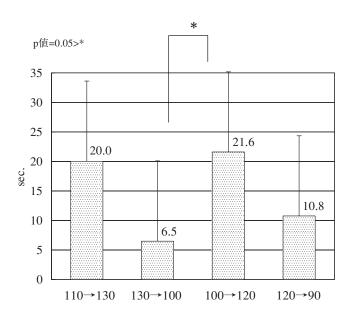


図 2-1 条件 A (ビート無し音楽) 歩調調整時間の比較

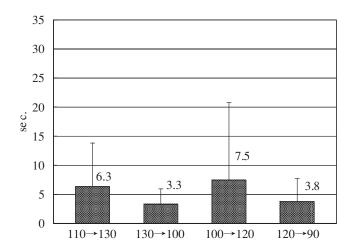


図 2-2 条件 B (ビート有り音楽) 歩調調整時間の比較

実験後,課題テンポが $110 \rightarrow 130$, $130 \rightarrow 100$, $100 \rightarrow 120$, $120 \rightarrow 90$ に切り替わるそれぞれの時点から被験者の歩調がペーシング音楽の拍の時点,またはクリック音と一致するまでの経過時間を計測した.

計測にあたっては、被験者の踵接地時が拍にあたる 部分と重なる点を一致点とし、連続的に一致する時点を、 MYOVIDEOの記録映像から検出し、筋電図上にマーキング した。

その後,それぞれを「 $110 \rightarrow 130$ 」「 $130 \rightarrow 100$ 」「 $100 \rightarrow 120$ 」「 $120 \rightarrow 90$ 」と定義し,計測値は分散分析後,Bonferroni 法で統計処理を行った.

筋電図上の各筋の筋活動の波形参照には、田中⁴⁾ による筋電図「歩行における下肢各筋の活動パターン」と岡本⁵⁾ による成人歩行による筋電図を参考とし、遊脚期の腓腹筋外側頭と、遊脚期から立脚期への変換期に現れる前脛骨筋,大腿二頭筋の筋活動を示す波形、特に踵接地時の前脛骨筋の波形に注目した.

(2) 被験者による3条件の5段階評価

(1) での歩行後,楽曲を使用したものも,メトロノームを使用したものも,3条件が同様のペーシング間隔設定であったことを説明し,被験者による,条件A,B,Cの課題提示の明確さの比較を5段階の評価スケールを使用して聞き取りで行った.基準を以下に記す.

1. 全く分からない 2. よく分からない 3. 中庸 4. だいたい分かる 5. はっきり分かる

この結果を統計処理した.

被験者の主観的な意見を得るため、「ペーシング音楽とメ トロノームクリック音ではどちらが好ましいか」という質 問をした.

4. 結果

(1) ペーシング間隔変化に対応した歩調調整時間の比較

条件 A: 「ドラム・ベースパートを消去してビートを極少にした音楽」(ビート無し音楽)使用下での歩調調整経過時間を平均値で比較すると、 $110 \rightarrow 130$ が 20.0 秒 \pm 12.2 (平均値 \pm 標準偏差以下同様)、 $130 \rightarrow 100$ が 6.5 秒 \pm 4.3、 $100 \rightarrow 120$ が 21.6 秒 \pm 15.2、 $120 \rightarrow 90$ が 10.8 秒 \pm 13.6 であった(図 2-1)、統計上は、 $130 \rightarrow 100$ と $100 \rightarrow 120$ に有意差があった(有意水準 0.05 未満)、ペーシング間隔が広がったテンポ減速時 $130 \rightarrow 100$ と $120 \rightarrow 90$ に調整時間が短くなったものの、ペーシング間隔が狭まったテンポ加速時 $110 \rightarrow 130$ と $100 \rightarrow 120$ は顕著に長くなった。

条件 B: 「ドラム・ベースパートを強調してビートを明確にした音楽」(ビート有り音楽)使用下での歩調調整経過時間の比較では、 $110 \rightarrow 130$ が 6.3 秒 \pm 7.5、 $130 \rightarrow 100$ が 3.3 秒 \pm 2.7、 $100 \rightarrow 120$ が 7.5sec. \pm 13.3、 $120 \rightarrow 90$ が 3.8 秒 \pm 3.9 であった(図 2-2)。加速時 $110 \rightarrow 130$ と $100 \rightarrow 120$ 、減

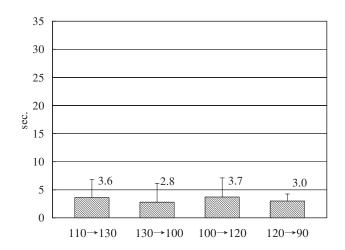


図 2-3 条件 C (メトロノーム) 歩調調整時間の比較

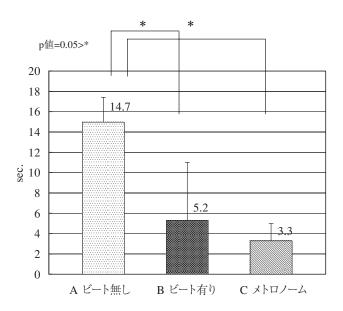


図3 歩調調整時間の平均値での比較

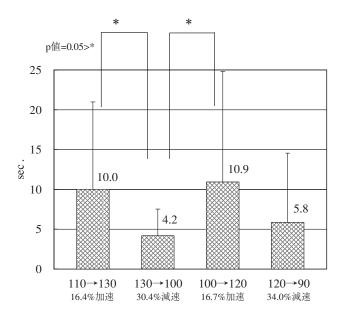


図4 ペーシング間隔変化ごとの平均値での比較

速時 $130 \rightarrow 100$ と $120 \rightarrow 90$ に条件 A に見られた調整時間の差が出たが、その差はそれほど顕著ではなく、全体的に時間が短縮された.

次に、それぞれの条件ごとの結果を平均し、歩調調整経過時間を比較すると、条件 A(ビート無し音楽)が 14.7 秒 \pm 13.3、条件 B(ビート有り音楽)が 5.2 秒 \pm 7.9、条件 C(メトロノーム)が 3.3 秒 \pm 2.4 という結果であった(図 3)、条件 A と B,条件 A と C に有意差があったが、条件 B と C には無かった(有意水準 0.05 未満)、ペーシング間隔の変化を認知して、歩調を合わせるための調整時間が最も長かったのは、条件 A であった。

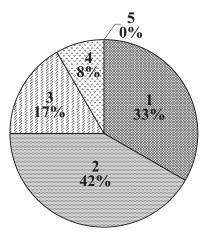
ペーシング間隔変化ごとの平均値での比較では、それぞ れの速度表記を時間に置き換えてから、変化前のテンポを 基準に、変化後のテンポの増減の割合を計算し、ペーシン グ間隔が狭まる加速時と広がる減速時を比較した結果, 条 件A(ビート無し音楽)、条件B(ビート有り音楽)、条件 C(メトロノーム)の加算平均値は、16.4% テンポ加速時 110 → 130 が 10.0 秒± 11.0, 30.4% テンポ減速時 130 → 100 が 4.2 秒 ± 3.3, 16.7% テンポ加速時 100 → 120 が 11.0 秒 ± 13.9、34.0% テンポ減速時 120 → 90 が 5.8 秒 ± 8.7 であっ た(図4). これらを比較した結果, 110→130と130→ 100, 130 → 100 と 100 → 120 に有意差があった(有意水準 0.05 未満). 傾向として、ペーシング間隔が狭まった加速時 に調整時間が長く、広がった減速時に短くなることが認め られた. 特に, 設定した課題間で有意差のあった 130 → 100 (30.4% 減少) と 100 → 120 (16.7% 増加) を比べると、ペー シング間隔変化の割合が大きかった前者は半分以下の調整 時間であった.

拍(ビートあるいはクリック音)のポイントと踵接地点の一致開始点を計測点としたが、課題速度を認知してからの被験者の歩行では、ペーシングへの合わせ方に個人差があり、計測点の踵接地点が一貫して拍(ビートあるいはクリック音)のポイント直前にある場合が生じた。また、その逆に直後にある場合も生じた。そのため、一致開始点に平均0.1秒の時間差が生じた。一致点開始後では、途中の計測点と拍あるいはクリック音の入る全ポイントの時間差を平均すると0.1秒であった。

被験者の歩調調整時の筋活動を筋電図上の下肢筋の活動 を示す波形の変化に特長だった傾向を見出すことができな かったので、参照にとどめた.

今回の実験では約 5.17m × 3.43m の防音室を使用し、192

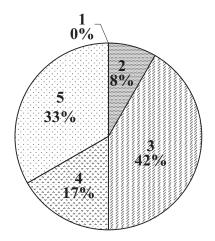
秒を途切れなく歩き続けるために,直径約2.6mの円を描くように被験者を歩かせた.歩行路を直線でとることができなかったため,正確な歩行路計測ができなかった.また,歩行のための導線を設けなかったので,歩行路に個人差がでた.このため,実験中の被験者のステップ長,歩行距離,および歩行速度の正確な値を得ることができなかった.



1全く分からない 2よく分からない 3中庸

4 だいたい分かる 5 はっきり分かる

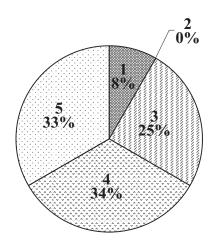
図 5-1 条件 A の聞き取りによる評価



1全く分からない 2よく分からない 3中庸

4だいたい分かる 5はっきり分かる

図 5-2 条件 B の聞き取りによる評価



1全く分からない 2よく分からない 3中庸

4 だいたい分かる 5 はっきり分かる

図5-3 条件 C の聞き取りによる評価

(2) 被験者による3条件の5段階評価

条件 A (ビート無し音楽)の聞き取りによる評価では 1.33%, 2.42%, 3.17%, 4.8%, 5.0% (図 5-1), 条件 B (ビート有り音楽)の聞き取りによる評価では, 1.0%, 2.8%, 3.42%, 4.17%, 5.33% (図 5-2), 条件 C (メトロノーム)の聞き取りによる評価では, 1.8%, 2.0%, 3.25%, 4.34%, 5.33%であった (図 5-3).条件 A の評価は, 1.「全くわからない」2.「よく分からない」に集中し,これらを合わせると 75% になった.一方,条件 C の評価は, 4.「だいたい分かる」5.「はっきり分かる」に集中した.しかし同時に,条件 B に対する評価も高く,3.「中庸」も含めると合わせて 92% となり,条件 C と比較すると,テンポ提示の明確さにおいて同程度の評価を得ていた.

歩行後の主観的感想としては、全員「ペーシング音楽が よかった」と回答した.

5. 考察

実験結果から、歩調調整経過時間がもっとも長かったのは、条件A(ビート無し音楽)であった。条件Aはまた、ペーシングのテンポ加速時と減速時の間の調整時間の差も最も大きかった。さらに、標準偏差値から推し量れるように、被験者個々の対応時間にバラツキが認められる(図2-1)、条件Aでは、ドラム・ベースパートを消去してビートを極少にした音楽を使用したため、テンポを提示する拍が明確ではなく、情報が非常に少なかった。そのため、課題速度の認知が遅れ、歩調調整が速やかに対応できなかったものと考えられる。特に実験開始直後の110では、被験者全員に戸惑いが見られ、スムーズな歩行がなかった。まだ課題に不慣れであることも想像できるが、後続のペーシング間隔が変化していくのも認識困難な状況から、ペーシング音として適さないと考えられる。

条件 C (メトロノーム) は、本来の機能から、クリック音によるテンポ情報が明確に被験者に伝わり、結果的に歩調調整時間にバラツキが無くなったと考えられる(図 2-3). 条件 A と同じ楽曲を使用しながら、条件 B (ビート有り音楽) は、ドラム・ベースパートのビートを強調することで拍を明確にした音楽が、テンポ情報を明確に被験者に伝えることができたと考える(図 2-2). 条件 B (ビート有り音楽) は条件 C (メトロノーム) ほど明確なテンポ提示はできなかったが、条件 C と比べて有意差が無かったことから、ペーシング音としての機能を十分果たすと考えられる.

条件 A に比べて、映像や筋電図から、歩行開始部分の歩調がスムーズになった点で、条件 B、条件 C と歩行回数を重ねるごとに、被験者はペーシング音への対応に慣熟度を増したことが想像できる。しかし、課題のペーシング間隔と配列について説明したのは実験後であったから、条件 A、B が同一楽曲であると認識できても、被験者が歩行中に 3 条件のペーシング課題が同一の配列であることを認識するの

は困難であると推測する. ゆえに, 今回の結果には信頼性 があると考える.

ペーシングテンポの減速時 $130 \rightarrow 100$, $120 \rightarrow 90$ の方が 加速時 110 → 130, 100 → 120 より短い時間で歩調調整が行 われた. この結果について, 前後2テンポ間の関係を比べ ると、 $130 \rightarrow 100$ は 30.4%、 $120 \rightarrow 90$ は 34.0% であり、テ ンポ減速は、 $110 \rightarrow 130$ は 16.4%、 $100 \rightarrow 120$ は 16.7%の テンポ加速に対して、ほぼ2倍の割合でテンポ差が生じた. このことがペーシング間隔変化の割合が認知の度合いに関 係していると推測することもできる. しかし、被験者の歩 行を観察すると、テンポ加速への対応は認知がやや遅れ て、徐々に歩調を合わせて行く態勢であるように見え、そ れに対してテンポ減速への対応は、踏み込みの時点で課題 テンポのペースとのズレに気づき、早期にペーシング間隔 変化を認知する様に見えたことから、次の側面からも考え ることができる. 速い歩行と遅い歩行を床反力で比較する と,速度が増す程,進行方向床反力と重心の加速度を反映 する鉛直方向床反力のピーク値が高くなる傾向にあると いうデータが報告されている 6. 速い歩行では、踵が接地 する際の衝撃もより大きくなる. 遅い歩行に移行する場 合,ペーシングテンポを認知して歩調を合わせようとする 時,一瞬ブレーキがかかり,踏みとどまり時の床反力がさ らに大きくなると仮定すると、これが次の1歩の抑制に働き、 歩調調整がより短時間で行われた結果ではないかと考えら れる.

音楽ペーシング音である条件Bの作成にあたっては、時間的間隔を示す基本単位である「拍」の働きを利用した. テンポ情報を明確にする手段として、拍に重なるビートを際立たせるような加工を施した. 拍の集まりである拍節は、ある一定の時間単位に基づいて構成され、アクセントの周期的反復を意味する. 小節の中の拍の位置によって、アクセントの強弱を生じ、その組合せによって各種の拍子が得られる. 等間隔に並ぶビートと、旋律の持つ周期的なアクセント(強と弱)のパターンが、聞き手に拍子を知覚させる. 拍子は、音楽の枠組みとしての働きを持ち、後続の拍が同様に続くことを予測させる. 例えば、連続して聞こえていたビートの音が途中で消えたとしても、聞き手は刻みの間隔を記憶しているので、速度を予測することができるのだ.

認知心理学において、ある事象を理解するために、経験的に獲得された知識の中から情報を選別され、その事象の判断材料としての規範となるものをスキーマ schema と呼ぶ。Snyder がは、スキーマ schema とは、「異なる経験が持つ共通の特徴から構築された枠組みである」と説明し、我々が音楽を聞く時も、枠組みにあてはめることで「細部1つ1つに注意を払わなくても全体がどうなっているか予測することが可能である」と述べている。また村尾 8 は、「聞き手の中で、経験的に形成されたスキーマ schema として構造定着すると、これが標準化され、多少のテンポの変更や、リ

ズム,パターンの変形があってもその音楽が理解される」 と述べている.

ペーシング音楽においては、拍子が定着することで、聞き手が演奏テンポを予測して認知することが可能であるばかりでなく、楽曲の調性を支配する和声の進行や、パターン化したリズムやメロディが繰り返されるのを聞いて、同曲の後続部分を予測してイメージすることが可能である。演奏テンポの情報を提示する場合、必ずしもメトロノームクリック音の様に常時、時間区分を示す音が鳴り続けている必要は無いと考える。

メトロノームクリック音の単純連続音は、楽音というよりは環境音に分類される。Moore ®は、認知心理学的立場から、聴覚順応について、「定常的な刺激に対する受容器の反応は、時間の経過とともに下降していく」と述べている。だとすれば、メトロノームクリック音をペーシング音として、長い時間聞き続けるのは、聞くことへの集中力を欠如させる可能性があると考える。単調なクリック音は、終結の予測がつかないまま延々続く印象がある。それに対して音楽をペーシング音として使用すると、変化にとんだ音色と旋律が聞き手の集中力を維持させる助けとなる。また、楽曲の明確な構成が、終着点を予測させることによる安心感の獲得という心理的効果も期待できると考える。

歩行後の被験者による主観的感想では、「ペーシング音楽とメトロノームクリック音ではどちらが好ましいか」という質問に、全員が「ペーシング音楽」を選択した。そして、「単調なメトロノーム音では集中力が散漫になる」「メトロノームクリック音よりも音楽を聞きながら歩く方が、気分がいい」という意見もあった。これらは、ペーシング音楽の実用性を評価する際、これを補足するものとして興味深いものであった。

6. 結論

条件 C (メトロノーム) が最も明確に課題テンポを提示するペーシング音であるという結果が立証された.

条件B(ビート有り音楽)は、テンポ提示の明確さにおいて条件Cに劣る.しかし、歩行訓練での使用にあたって、音楽を使用したという特性から、集中力、持続力を増大させる働きを有する点を評価できると考える.

7. 謝辞

この研究の一部は、東北大学とヤマハ株式会社との産学 共同研究、および文部科学省科学研究費補助金(17650158) により行われました。ここに深く感謝の意を表します。

参考文献

- 1) 関和則: DTM のための全知識, 54, リットーミュージック, (2003).
- 2) 萩原直道,山崎信寿:実歩行計測データからの歩行神

経回路網の推定,バイオメカニズム,15巻,175-185, 東京大学出版会,(2000).

- 3) 山崎信寿, 広瀬秀行:時間・距離因子の分析, 土屋和夫(監修):臨床歩行分析入門, 臨床歩行分析懇談会(編), 11-23, 医歯薬出版株式会社, (1995).
- 4) 田中繁:総合分析,土屋和夫(監修):臨床歩行分析入門,臨床歩行分析懇談会(編),108,医歯薬出版株式会社,(1995).
- 5) 岡本勉:歩行制御機構の発達,宮本省三・沖田一彦 (編):運動制御と運動学習,185-229,三秀舎,(1997).
- (a) 江原義弘:歩行の運動力学,窪田俊夫,大橋正洋(監修):歩行障害の診断・評価入門,臨床歩行分析研究会(編),79-93、医歯薬出版株式会社,(1997).
- 7) Snyder, B.: 音楽と記憶, 105-115, 音楽之友社, (2003).
- 8) 村尾忠廣:楽曲分析における認知,波多野誼余夫 (編):音楽と認知,17-3,41-42,東京大学出版会,(1987).
- 9) Moore, B.C.J.: 聴覚心理学概論, 51-80, 誠信書房, (1989).



畑山 由佳(はたやま ゆか) 2005年東北大学大学院医学系研究科博士課程前期課程修了. 現在,同大学大学院医学系研究科後期課程在学中. 音楽療法によるリハビリテーションをテーマに研究. 日本音楽療法学会認定音楽療法士,同学会会員. バイオメカニズム学会会員.

天賀 典彦(あまが のりひこ) 2006年東北大学大学院医学系研究科博士課程前期課程修了. 現在,同大学大学院医学系研究科後期課程在学中.日本音楽療法学会会員.

市江 雅芳 (いちえ まさよし)

1983年信州大学医学部卒業. 医学博士, リハビリテーション科専門医. 1999年東北大学大学院医学系研究科教授, 2004年より東北大学未来科学技術共同研究センター教授, 東北大学病院音楽療法室長(兼). 医学的音楽療法の確立,音楽とウェルネスの融合,病院の音環境改善が現在の研究テーマ. 日本リハビリテーション医学会,日本生体医工学学会,日本音楽療法学会,バイオメカニズム学会会員.

Evaluation of MIDI based pacing music on normal subject

Yuka HATAYAMA ¹ †, Norihiko AMAGA ¹, Masayoshi ICHIE ^{1,2}
¹Tohoku University Graduate School of Medicine Department of Music and Acoustical Medicine
²Tohoku University New Industry Creation Hatchery Center (NICHe)

Abstract MIDI based pacing music was made. This auditory stimulation gave cue and pace to locomotion. MIDI based pacing music which drum-bass part was strengthened beat, was compared with MIDI music without drum-bass part and clicking sound of metronome. And clicking sound of metronome was clearest. Pacing music which drum-bass part was strengthened beat was effective, when the information of pace is reflected in gait. And it can sustain concentration of the subject longer than monotonous clicking sound of metronome.

Key Words: gait, auditory stimulation, pacing music, MIDI file

Received Oct 19, 2006 Accepted Sept 10, 2007

Tohoku University Graduate School of Medicine Department of Music and Acoustical Medicine

2-1 Seiryo-cho, Aoba-ku, Senndai , Miyagi , 980-8575, Japan Tel:022-717-7457 Fax:022-717-7458

E-mail:hatayama@music.med.tohoku.ac.jp

[™] Yuka Hatayama