心拍ゆらぎにより揺れが変化する
アクティブロッキングチェアの開発*川 島 豪^{*1}Development of Active Rocking Chair
Changing the Swing with Heartbeat FluctuationTakeshi KAWASHIMA^{*2}^{*2} Department of System Design Engineering, Kanagawa Institute of Technology,
1030 Shimo-ogino, Atsugi-shi, Kanagawa, 243-0292 Japan

The purpose of this study is to realize the comfortable swinging fitted in the condition of each individual person. A simple active rocking chair is developed, which changes the swinging with the heartbeat fluctuation of the person. The active rocking chair is driven by a solenoid for the safety and the silence. The swinging is strengthened, when the period of the heartbeat is lengthened, and it is weakened in shortening case. The swinging is evaluated using the 16 scales questionnaire which was developed for an evaluation of a comfortable swinging on the basis of the SD method. As the result, it is confirmed that the comfortable swinging is realized by the developed active rocking chair. Then the acceleration near the ear of the rocked person is measured in order to examine features of the comfortable swinging with the feedback of the heartbeat fluctuation. And, it is clarified that the power spectrum of the envelope of the acceleration waveform shows "1/f fluctuation".

Key Words: Environmental Engineering, Human Interface, Human Engineering, Comfortable Swing, Heartbeat, Fluctuation, Rocking Chair, Active Swing, SD Method, 1/f fluctuation

1. はじめに

音には「騒音」のように抑えなくてはならないものもあるが、「音楽」という人にやさしい音もある。同じく時間に対して基準値よりも大きい状態と小さい状態を交互に繰り返す変化である「振動」には防がなくてはならないもの、抑えなければならぬものという悪いイメージしかない。しかし、電車の揺れは基本的に乗り心地を悪化させるものであるが、心地よい眠りを誘う刺激ともなっている。したがって、振動にも音と同じように二面性を有している可能性がある。このような振動に対しては、騒音対策として実用化された¹⁻⁴⁾ がある周波数特性の改善や波形整形による音質改善¹⁻⁴⁾ が有効な振動対策と成りえる可能性がある。そのためには、まず、人に優しい振動の特徴を明らかにする必要がある。そこで著者は、心地よく感じられる揺れの1つのパターンを“1/f ゆらぎ”をキーワードに明らかにし、それを実現するアクティブスイングチェア、アクティブロッキングチェアを開発してきた

5)。本研究では、さらに心地よい揺れの創出とその特性を明らかにすることを目的に、個人個人のそのときの状態に応じた心地よい揺れを提供するシンプルなアクティブロッキングチェアを開発する。

個人個人のそのときの状態に応じた心地よい揺れを実現するには生体情報のフィードバックが必要となる。心地よさに関する情報が含まれている生体信号として、まず、脳波が考えられる。しかし、脳波を検出するためにヘッドバンドで頭を締め付けては心地よさが損なわれてしまう。そこで付けていることがあまり気にならないセンサとして、フィットネスクラブなどにある自転車エルゴメータ(エアロバイク)の心拍センサ、すなわち、耳たぶを挟む小さな洗濯挟みのようなイヤースensaに注目する。外部環境の変化に応じて体内の態勢を整える生命維持活動は自律神経系により支えられている。心臓もこの自律神経系に支配されていることから、脳波に比べれば情報量が少なく時間遅れが存在することになるが、心拍にも心地よさ、特に心地悪さに対処する情報が含まれていると考えられる。そこで本研究では、まず、心地よいと評価されている揺れを利用して心地よく感じられる揺れの強度とその

* 原稿受付 2004年9月27日。

^{*1} 正員、神奈川工科大学システムデザイン工学科(〒243-0292 厚木市下荻野1030)。

E-mail: kawashima@sd.kanagawa-it.ac.jp

ときの心拍ゆらぎの関係を調べる。次に、その結果をもとに心地よい揺れを実現するアクティブロッキングチェアを開発する。そして、その揺れの心地よさを、心地よい揺れの評価用にSD法を用いて開発された5段階16尺度のアンケートにより確認する。最後に、生体信号をフィードバックしたアクティブロッキングチェアの揺れの特徴を調べる。

なお一連の研究では、個人個人により「心地よさ」の定義が異なることから、「心地よい揺れ」とは「ゆったりとした気分になれる揺れ」としている。

2. 心拍ゆらぎ

2.1 “心拍ゆらぎ”とは 心臓は血液を体内に間欠的に送り出す。この状態は脈波として観測することができ、血圧とその周期（心拍周期）で特徴づけられる。心拍周期は時々刻々わずかな変動しており、この変動を“心拍ゆらぎ”と呼ぶ。心拍ゆらぎを周波数分析すると、そのパワースペクトルには概ね3つのピークが現れ、3つの領域に分けられる。すなわち、0.05Hz以下（低周波数領域）、0.05～0.15Hz（中間周波数領域）、0.25～0.4Hz（高周波数領域）である。これらは、低周波数領域が体温調節メカニズムに関係したゆらぎ、中間周波数領域が血管運動神経の活動に関係したゆらぎ、高周波数領域が呼吸に関係したゆらぎであることが報告されている⁶⁻⁸⁾。本研究では、生体情報をこのように多く含む心拍ゆらぎを利用して心地よい揺れを実現する。

2.2 心拍ゆらぎの測定 心拍ゆらぎは1つ前の心拍周期との差として求められる。そこで、耳たぶを挟む小さな洗濯挟みのようなイヤーセンサ、心拍検出器、コンピュータ（タイマー機能）で測定システムを構成する。図1にイヤーセンサと心拍検出器を示す。

Fig. 1 Photograph of ear sensor and heartbeat detector

イヤーセンサは、赤外線LEDとフォトトランジスタで耳たぶを挟み、そこを流れる血流量を赤外線透過量として検出するものである。その信号は、直流成分に微弱な変動成分が重畳したものとして得られ、その変動成分は立ち上がりが急峻でゆるやかに下がる三角波形となっている。心拍検出器では、送られてきた信号が図2に示す流れでTTL信号に変換される。すなわち、AC結合によりまず直流成分が除去され、微弱な変動成分がOPアンプ（LMC662）により1470倍に増幅される。そして信号の立ち上がりが微分器で捉えられ、コンパレータによりTTL信号（0Vまたは5Vの矩形波）に変換されるのである。コンピュータでは、内蔵タイマ（3.125MHz）によりTTL信号の立ち上がり間隔が計時され、得られた心拍周期の差より心拍ゆらぎが求められる。

Fig. 2 Flow chart of heartbeat detector

3. 心拍ゆらぎと刺激強度の関係

心拍ゆらぎをどのようにフィードバックすれば個人個人の状態に応じた心地よい揺れを実現できるか明らかにするため、心地よいと評価されている揺れの基本振動数を変化させて、心地よく感じられる揺れの強度と心拍ゆらぎの関係を調べた。

3.1 心地よいと評価されている揺れ⁵⁾ 図3に心地よいと評価されている揺れの波形を示す。この波形は、ロッキングチェアの自然な動きを模擬した振動数0.20Hzの基本波形の振幅を、0.0005～0.05Hzの周波数帯域においてパワースペクトル密度と周波数が逆比例の関係、すなわち、 $1/f$ の関係となる波形で揺らがせたものである。ここで基本波形の振動数0.2Hzは、ロッキングチェアを振幅が一定でいろいろな振動数の波形を用いて駆動したときに、揺れが最も自然に感じられる振動数領域（0.2～0.3Hz）から選ばれたものである。また、振幅の揺らぎは、振幅の2乗と周波数が逆比例の関係にある101個の正弦波を重ね合わせることで作成される。

そして、この波形の揺れは、さまざまなロッキングチェアの揺れを再現することのできる駆動装置（図4）により実現される。

Fig. 3 Waveform evaluated with comfortable swinging

Fig. 4 Rocking chair driving apparatus

3.2 心拍ゆらぎと心地よい振動数 21～25才までの男子学生18名、女子学生2名の合計20人に協力してもらい、静かな時間帯に大学の研究室において心地よい振動数（刺激強度）と心拍ゆらぎの関係を調べた。被験者には実験手順説明後、イヤースенсаを耳たぶにつけてもらい、基本波形の振動数が0.24Hzの揺れを5分間体感、その振動数が高いか低いかあるいはこれでよいか答えてもらった。そして、その答えにしたがい基本波形の振動数を0.20Hz、0.24Hz、0.28Hzに変更した揺れを5分間体感、その振動数を再評価してもらうことを2回続けて実施し、最終的にどの振動数が最も心地よかったか答えてもらった。心拍周期は各揺れの順応を考慮して2分後から約3分間測定した。なお、基本波形の振動数は、多くの被験者が

0.2～0.3Hzの振動数の揺れを好むことから0.16Hz、0.20Hz、0.24Hz、0.28Hz、0.32Hzの5種類を用意した。

その結果を表1に示す。表1より以下の事柄が確認できる。

- 1) 被験者の評価により振動数を変化させた揺れがより心地よい揺れにならず、元の振動数に戻すケースや逆方向へ変化させるケースが4例みられた。
- 2) 心拍の平均周期が0.83s以上の8例中6例において基本波形の振動数を0.28Hz以上に上げた揺れ、すなわち刺激の強い揺れが心地よいと評価された。
- 3) 心拍の平均周期が0.83s未満の12例中9例において0.20Hz以下に下げた揺れが心地よいと評価され、2例において0.24Hzのままの揺れが評価された。すなわち、12例中11例において揺れの刺激を強くすることが好まれなかった。

以上まとめると、心地よい揺れを実現するには、平均心拍周期が0.83sより長いときに刺激を強く、短いときに刺激を弱くすればよいことがわかる。

Table 1 Frequency evaluated with comfortable swinging

No.	Frequency of basic wave [Hz]/Period of heartbeat [s]			
	1 st trial	2nd trial	3rd trial	Final
1	0.24/0.688	0.20/0.685	0.20/0.681	0.20/0.685
2	0.24/0.722	0.20/0.716	0.16/0.716	0.20/0.718
3	0.24/0.736	0.20/0.728	0.24/0.727	0.24/0.730
4	0.24/0.817	0.24/0.850	0.24/0.880	0.24/0.849
5	0.24/0.982	0.28/0.968	0.28/0.951	0.28/0.967
6	0.24/0.669	0.28/0.644	0.24/0.646	0.24/0.653
7	0.24/0.845	0.28/0.830	0.28/0.844	0.28/0.840
8	0.24/0.793	0.20/0.856	0.20/0.815	0.20/0.821
9	0.24/0.869	0.20/0.840	0.16/0.884	0.16/0.864
10	0.24/0.756	0.28/0.760	0.32/0.781	0.28/0.766
11	0.24/0.637	0.20/0.663	0.16/0.689	0.16/0.663
12	0.24/0.845	0.28/0.846	0.24/0.828	0.28/0.840
13	0.24/0.966	0.28/0.945	0.32/0.947	0.32/0.953
14	0.24/0.757	0.28/0.768	0.20/0.771	0.20/0.765
15	0.24/0.860	0.28/0.864	0.28/0.868	0.28/0.864
16	0.24/0.883	0.28/0.865	0.28/0.855	0.28/0.868
17	0.24/0.547	0.24/0.563	0.20/0.581	0.20/0.564
18	0.24/0.809	0.24/0.800	0.20/0.838	0.20/0.816
19	0.24/0.776	0.20/0.790	0.20/0.844	0.20/0.803
20	0.24/0.768	0.20/0.821	0.20/0.829	0.20/0.806

4. アクティブロッキングチェア

生体情報として心拍ゆらぎをフィードバックし、個人個人のそのときの状況に応じて心地よい揺れを提供するシンプルな装置として、図5に示すアクティブロッキングチェアを開発した。

4.1 駆動システム 図6にアクティブロッキングチェアの概略図を示す。駆動システムは安全でかつできる限り簡単なメカニズムで実現することが望ましい。そこで、市販の木製ロッキングチェアを用い、ソレノイドで駆動する。ソレノイドは電磁シリンダに比べて駆動力を変化させ難いが、安価で軽量な点が特徴である。ソレノイドを用いることで駆動系が非接触となり、静粛性といつでも人間の力でロッキングチェアを止められる安全性が確保され、駆動していないときには普通のロッキングチェアとして使用することもできる。

Fig. 5 Photograph of active rocking chair

Fig. 6 Scheme of active rocking chair

ロッキングチェアの駆動は、マイコンからの制御信号にしたがいソリッドステートリレー（SSR）でソレノイドへの電流がオン・オフされ、先端にキャスタ

ーが取り付けられた鉄心をソレノイドが押し出すことで実現される。なお、心拍の変化をロッキングチェアの揺れに確実に反映させるため、固定された脚部に4本のアームで本体が吊り下げられている足載せが用意されている。図7に駆動システムの写真を示す。ロッキングチェアに固定されたアルミ板の中央にソレノイドが取り付けられ、右側にソリッドステートリレーを用いた駆動回路、左側に制御システムに直流電源を供給する定電圧電源が取り付けられている。

ロッキングチェアの背もたれは比較的大きいものである。しかし、ロッキングチェアを自分で揺らしているときには首に力が入るためヘッドレストを必要としないが、揺らされているときは首に力を入れる必要がないためヘッドレストが必需品となる。そこでヘッドレストとして、風呂用枕が背もたれ上部に取り付けられている。さらに、体にも力を入れる必要がないため木製の座面および背もたれが硬く感じられる。そのため図5に示すように座面と背もたれにクッションが取り付けられている。

Fig. 7 Drive unit of active rocking chair

4.2 制御システム アクティブロッキングチェアの制御システムでは、ロッキングチェアに取り付けられている小型ジャイロ（村田製作所：ENV-05F-03）の信号がADコンバータを介してワンボードマイコン（秋月電子：H8-3052F）に取り込まれ、ロッキングチェアが後ろから前へ動くときにソレノイドが自励振動的に動作するよう制御信号が生成される。同時にワンボードマイコンにおいて、イヤースенсаからの信号をもとに計時された心拍周期のゆらぎにあわせてソレノイドの作動時間が決定され、DAコンバータを介してソレノイドへの制御信号が出力される。

図8に制御システムの写真を示す。小型ジャイロおよびマイコンが搭載された基板（中央）と心拍検出器

(右)は、ソレノイドや電源回路からのノイズの影響を避けるため裏側に取り付けられている。

4.3 駆動アルゴリズム 研究過程では、パワーアンプを用いてソレノイドが発生する力そのものを变化させてロッキングチェアの揺れを変化させることも試みた。しかし、弱い力で押し続けているときにロッキングチェアの揺れが止まってしまうことが多く、被験者に駆動力の変化を感じてもらえなかった。そこで本研究では、ソレノイドの力は一定とし、作動時間を変えることで揺れに変化を与える方法を採用した。これにより、多くの被験者に駆動力の変化を感じさせることが可能となった。

Fig.8 Control unit of active rocking chair

心地よい揺れを実現するには、心拍周期 0.83s を境に刺激を強くしたり弱くしたりすればよいことが確認されている。そこで本研究では、心拍周期が長くなるときに刺激を強く、心拍周期が短くなるときに弱くしていく、すなわち、次式に示すように心拍ゆらぎである心拍周期の変化 ΔT に比例してソレノイドの作動時間 T_s を変化させる駆動アルゴリズムを提案する。

$$T_s = 0.6 + \frac{31.25 \times 10^3}{4096} \Delta T \quad \dots\dots\dots (1)$$

式(1)の各係数は、駆動力の変化が感じられるよう試行錯誤により求められた値である。加えて、ロッキングチェアが後ろから前へ動いているときにのみソレノイドが働くよう作動時間の上限およびロッキングチェアの揺れが止まらないように下限を設けている。ロッキングチェアの固有周期が約 1.8s であることから作動時間の上限は 0.8s に、下限は多くの被験者でロッキングチェアがとまらない 0.4s に設定されている。

5. 評価実験

開発された心拍ゆらぎにより揺れが変化するアクティブロッキングチェアの心地よさを確認するため、評価実験を実施した。

5.1 評価方法 実験では、心地よい揺れの評価用に開発された 5 段階 16 尺度アンケート⁵⁾を用いて揺れを評価した。このアンケート用紙は、等間隔に 5 つ目盛を有する横棒の両側に形容語対が記されている欄が 16 段配置されているもので、被験者に揺れの印象として各々の形容語対に関して最もあてはまる程度を表している目盛上に○印をつけてもらうものである。このアンケートは、心地よいと評価された揺れに関して SD 法による因子分析を実施した結果、49 の形容語対が 3 種類の因子に分けられることが明らかになり、その結果をもとに各因子から因子負荷が高く学生にわかりやすい形容語対を 16 対選出して作成されたものである。

5.2 実験方法 男子学生 20 人を被験者とし、静かな時間帯を選び大学の研究室において評価実験を実施した。部屋には被験者と実験者 2 人だけとし、被験者には実験手順を説明した後、イヤークリップを耳たぶにつけてもらう。そして、雰囲気慣れてもらうためしばらくアクティブロッキングチェアに座って安静にしてもらった後、揺れを 10 分間体感してもらい、最後に 5 段階 16 尺度評価アンケートに答えてもらった。なお、生体情報として脳波でなく心拍を利用していることを考慮して揺れの体感時間を長く設定した。

5.3 結果・考察 評価実験の結果を図 9 に示す。太い実線が心拍ゆらぎにより揺れが変化するアクティブロッキングチェアに関する各尺度の評価平均値である。併せて、細い実線でアンケートを作成するときに用いられた心地よいと評価されている揺れの評価平均値、細い点線で心地よくないと評価されている揺れの評価平均値が示されている。

心地よいと評価された揺れの評価結果(細い実線)とほぼ同じかそれ以上の評価が得られており、開発されたアクティブロッキングチェアが心地よい揺れを実現していることが確認できる。特に、「生き生きした感じ-生気のない感じ」、総合評価ともいえる「好き-嫌い」で高い評価が得られていることは、座っている人の生体情報をロッキングチェアの揺れにフィードバックすることで個人個人のそのときの状態に応じた心地よい揺れが提供されていることが反映された結果といえる。また、「あたたかい感じ-つめたい感じ」、「のどかな感じ-緊迫した感じ」で評価が高くなっている。これは、心地よいと評価された揺れの結果が木製のロッキングチェアそのままの状態で評価されたも

のであるのに対し、開発されたアクティブロッキングチェアの結果は座面と背もたれにクッションが取り付けられた状態で評価されたもので、この改良が反映された結果と考えられる。

Fig. 9 Result of questionnaire (Averages)

6. 心拍により変化する揺れの特徴

生体情報として心拍ゆらぎをフィードバックすることで得られた心地よい揺れの特徴を明らかにするため、耳元での加速度を測定した。

6.1 加速度測定システム 人の姿勢をセンシングしているのは内耳にある三半規管と言われている。したがって、比較的周波数の低い揺れや振動はこの三半規管で感じていると考えられる。そこで、図 10 に示すような三半規管に近い耳元での加速度を測定するシステムを構築した。

この測定システムは、加速度を測定するための配線で動きが拘束されないよう、アンプ内蔵型の小型半導体加速度変換器（共和電業、ASV-2GA）3 台と電池駆動型データレコーダ（KEYENCE、NR-2000：大きさ 166×110×39.8 で質量約 400g）で構成されている。3 台の加速度変換器は、3 方向の加速度が測定できるようアクリル製ブロックの異なる面に貼り付けられ、9 V 電池（6LR61）で駆動、レコーダで加速度データが収集されるよう結線されている。測定は、図 11 に示すよ

うに体感している揺れの耳元での加速度が測定されるよう、加速度変換器が取り付けられたブロックを布製ベルトで被験者の耳の上に固定して行われる。

Fig. 10 Photograph of measurement system

Fig. 11 Head band with three acceleration transducers

6.2 加速度波形の解析法 心地よいと評価されている揺れの波形が、振動数一定の基本波形の振幅をそのパワースペクトルが $1/f$ の関係になるよう揺らがせたものであることから、測定された加速度の包絡線を周波数分析することにする。まず、耳元で収集された加速度波形のピークを検出し、それらを内挿することで包絡線の等間隔データを求める。そして、得られたデータを高速フーリエ変換することで包絡線のパワースペクトルを求める。

なお、包絡線の振動数が基本波形の振動数に比べて極めて低い場合、変位の包絡線と加速度の包絡線はほぼ同じ波形とみなすことができる。

6.3 測定方法 男子学生 23 人に、静かな時間帯を選び、大学の研究室において加速度変換器が取り付けられているヘッドバンドをつけてアクティブロッキングチェアの揺れを約 20 分間体感してもらい、そのときの耳元での加速度を 20Hz のサンプリング周波

数で測定した。このとき、頭にヘッドバンドを巻いているためそれが気になり心地よく揺れを体感してもらうことは期待できないが、なるべく何も考えず、体の力を抜いて揺れに身を任せるようにし、自然な気持ちでの体感を心がけてもらった。

6.4 加速度波形の包絡線のパワースペクトル

図12に23人それぞれのパワースペクトルを測定電圧の単位で、図13にそれらを平均した結果を加速度の単位で示す。併せて破線で $1/f$ の関係を示す。図12より、各被験者のパワースペクトルは、大きさは異なるものの同じ傾向を示している。したがって、平均すると図13のようになり、心拍ゆらぎをフィードバックしているのみで $1/f$ の関係を人工的に作りだしているわけではないにもかかわらず $0.001 \sim 0.1$ Hzの周波数帯域で傾きが -0.98 とほぼ $1/f$ の関係がみられ、心地よいと評価されている揺れと同じ特徴を示していることがわかる。すなわち、心拍ゆらぎをフィードバックすることで実現される「心地よい揺れ」は、加速度波形の包絡線が一般的に心地よいといわれている「 $1/f$ ゆらぎ」を示している。

Fig. 12 Power spectrum of each person

Fig. 13 Average of power spectrum

7. ま と め

- 1) 本研究では、画一的な揺らぎでなく、生体情報をフィードバックすることで個人個人のそのときの

状態に応じた心地よい揺れを実現することを目的に、ソレノイドを取り付けたアクティブロッキングチェアを製作、心拍周期が長くなるときは刺激が強くなるようソレノイドの作動時間を長くし、心拍周期が短くなるときは刺激が小さくなるよう作動時間を短くしてロッキングチェアを揺らす制御方式を提案、心拍ゆらぎにより揺れが変化するシンプルなアクティブロッキングチェアを開発した。

- 2) その揺れを、心地よい揺れの評価用に開発された5段階16尺度アンケートを用いて評価し、開発された心拍ゆらぎをフィードバックするアクティブロッキングチェアで心地よい揺れが実現されていることを確認した。
- 3) 心拍ゆらぎをフィードバックした心地よい揺れの特徴を調べるため三半規管に近い耳元での揺れの加速度を計測し、加速度波形の包絡線のパワースペクトルがほぼ $1/f$ の関係になること、すなわち、一般的に心地よい現象に現れる「 $1/f$ ゆらぎ」を示していることを明らかにした。

参 考 文 献

- 1) 橋本, 機械騒音の音質改善, 第7回環境工学総合シンポジウム講演論文集, No. 97-2 (1997-7), 75-80.
- 2) 橋本, 機械騒音の音質改善の手法, 日本音響学会誌, 53-6 (1997), 450-455.
- 3) 桑野, 機械騒音の音質評価方法, 日本音響学会誌, 53-6 (1997), 456-461.
- 4) 木村・田中・中島・渡辺, 油圧ショベルエンジン排気音の音質改善, 第3回環境工学総合シンポジウム講演論文集, No. 930-39 (1993-7), 21-23.
- 5) 川島, 心地よい揺れに関する研究(アクティブロッキングチェアにおける心地よい揺れ), 日本機械学会論文集, 65-677, C (2003), 219-226.
- 6) B. McA. Sayers, Analysis of Heart Rate Variability, *Ergonomics*, Vol.16, No.1 (1973), 17-32.
- 7) G. F. Chess, R. M. K. Tam and F. R. Calaresu, Influence of cardiac neural inputs on rhythmic variations of heart period in the cat, *American Journal of Physiology*, Vol.228, No.3 (1975), 775-780.
- 8) S. Akselrod, 他5名, Power Spectrum Analysis of Heart Rate Fluctuation: A Quantitative Probe of Beat-to-Beat Cardiovascular Control, *Science*, Vol.213 (1981), 220-222.