

救急車用 2 自由度アクティブ制御ベッド

小野貴彦 (広島市立大学) 猪岡光 (東北大学)

2 Degree-of-freedom Actively-controlled Bed for Ambulances

*T. Ono (Hiroshima City University) and H. Inooka (Tohoku University)

Abstract— In emergency transportation by ambulance, a patient receives the driving force from various direction. Specially, longitudinal or lateral driving force, which happens in braking and turning a corner, causes patient's physical and psychological stress such as blood pressure variation in brain, vomiting, carsickness or feeling of discomfort. To reduce such patient's stress, we developed the actively-controlled bed that cancels the driving force acting on a patient by controlling posture of the bed. This article reports its basic control performance and effectiveness in terms of cancellation rate of acceleration and ride quality.

Key Words: Control system, Ambulance, Driving force, Acceleration

1 はじめに

救急車による患者搬送の際、患者は救急車の加減速及び旋回動作に伴い前後左右の加速度を受ける。この加速度は、身体の揺れによる不快感や傷病箇所の痛みを増幅する以外に、急激な血圧変動を誘発するため、患者の容態を悪化させる恐れもある。最悪の場合、病院到着時に心肺機能停止の状態になるいわゆる CPAOA (Cardiopulmonary arrest on arrival) の要因にもなりかねない。一般に、路面凹凸に起因する上下動振動とは異なり長周期的に身体に作用するため、防振装置でこの加速度の影響を軽減することは困難である。そこで、効果的にこの前後左右加速度の影響を軽減するために、車両の走行状況に応じてベッドの姿勢を制御するアクティブ制御方式の救急車用ベッドの研究開発が行われている。

筆者らは、これまでに振子の原理を応用した 2 種類の 1 自由度アクティブ制御ベッドを試作した。一つは、患者の頭部を支点として足を上下動させることで、前後加速度の影響 (脳圧変動や不快感) を軽減する Fig. 1 の左図に示す傾斜式ベッド [1] であり、もう一つは、患者の頭足線回りにベッドを回転させることで、左右加速度の影響 (身体の動揺による傷病箇所の痛みや不快感) を軽減する Fig. 1 の右図に示す回転式ベッド [2] である。最近、筆者らは、これらの 2 つのベッドの特徴を兼ね備える 2 自由度アクティブ制御ベッドを製作した。本報では、このベッドの機構と制御方法、その効果について報告する。なお、加速度の定義として、車両の加速度の進行方向成分を a_x 、左方向成分を a_y とし、患者の頭部に作用する加速度の足頭方向成分を a'_x 、患者から見て右方向成分を a'_y と定義する。

2 2 自由度アクティブ制御ベッド

2.1 動作原理

製作したアクティブ制御ベッドでは、走行加速度の影響を軽減する方法として、振子の原理を応用している。すなわち、加速度センサにより走行加速度を検知し、車両の前後加速度に対しては、患者の頭部を支点とし足を上下動させるピッチ運動を行い、左右加速度に対しては、頭足線と平行な軸回りに回転させるロール運動を行うことで、患者の縦方向と横方向に作用す



Fig. 1: 1 自由度制御型傾斜ベッド (左) と回転ベッド (右)



Fig. 2: 2 自由度姿勢制御型アクティブ制御ベッド

る走行加速度成分を重力加速度で相殺する。

2.2 構造

Fig. 2 にベッドの全体写真を示す。全長約 2100mm、幅約 840mm であり、高さは心臓マッサージが可能な 600mm 程度である。ピッチ運動とロール運動は、2 つの AC モータ (定格出力 200W) により独立に制御される。ピッチ運動は車両減速時に生じる脳圧上昇を防止ことを目的とし、水平状態から上に 2 度、下に 12 度の範囲で可能であり、ロール運動は水平状態から ± 12 の範囲で可能である。また、路面凹凸に起因する上下動振動を吸収するために、空気圧サスペンションによる防振機能が備わっている。

車両の前後または左右加速度が定常的に $a[m/s^2]$ であるとき、重力加速度 g により、患者頭部に作用する加速度を相殺するには、ピッチ運動とロール運動ともベッドを水平状態から、

$$\theta = \tan^{-1} \left(\frac{a}{g} \right) \quad (1)$$

だけ回転させる必要がある。各々の運動の許容範囲を考慮すれば、 $2.08[m/s^2]$ までの加速度であれば完全相

Table 1: 加速度とジャークのピーク値と99%値

		加速度 [m/s ²]		ジャーク [m/s ³]	
		正	負	正	負
前後	ピーク値	3.55	-3.01	6.18	-7.09
	99%値	1.98	-1.76	1.94	-2.19
左右	ピーク値	3.82	-3.52	5.96	-5.63
	99%値	1.90	-1.94	1.56	-1.57

殺可能である。筆者らは、仙台市の平坦な市街地を担当する救急車に、加速度センサと低域通過フィルタを内蔵した加速度記録計を助手席後ろに設置し、150回分の患者搬送時の加速度をサンプリング周期 0.1 秒で記録した。計測後は、雑音成分を除去するために、多項式適合法の一つである Savitzky-Golay フィルタ (適用次数 3, データ数 13) により測定データを平滑化した。この平滑化データに対する統計処理結果を、Table 1 に示す。なお、ジャークは加速度を多項式近似することで求めている。また、99%値とは、加速度とジャークを正負に分け、それぞれに対して、級間隔を 0.01 に設定して求めた相対累積度数の 99%に相当する値を意味する。この統計情報より、2 自由度アクティブ制御ベッドは、実際の救急搬送において、99%の加速度を相殺可能な構造をとっている。

2.3 制御系

ピッチ角制御とロール角制御とも、制御系はサーボ系として構成されている (Fig. 3)。図中の記号の意味は次の通りである。

- a : 車両の加速度成分 a_x または a_y [m/s²]
- y : ベッドのピッチ角またはロール角 [rad]
- u : 操作量 (サーボアンプ入力電圧) [V]
- r : ベッドの目標姿勢角 [rad]
- F_a : アナログ低域通過フィルタ
- F_d : デジタル低域通過フィルタ
- $f(a)$: 目標角発生器
- K : デジタル制御器
- P : 統合系 (アンプ, モータ, ベッド, 人間)

制御の流れを以下に示す。まず、加速度センサにより車両の走行加速度が検知される。この加速度信号にはエンジンの振動成分が含まれているため、これを取り除くために、遮断周波数 20Hz のアナログ低域通過フィルタ F_a に通す。その後、A/D 変換器により離散信号に変換され、コントローラユニットに取り込まれる。ユニット内では、 F_a で除去されなかった路面凹凸に起因する振動成分を取り除き、かつ患者の乗り心地を調整するために、加速度信号を更にデジタル低域通過フィルタ F_d に通す。ベッドの目標角 r は、この平滑化された加速度信号に基づき、目標角発生関数 $f(a)$ により、 $r = f(a)$ として決定される。ここで、患者に作用する加速度が定常的である場合、それを重力加速度で相殺するには、 $f(a)$ を (1) 式で与えればよい。しかし、ベッドの可動範囲と行き過ぎ量を考慮し、 $a = 0$ 近傍で (1) 式の加速度 - 角度曲線に沿い、ピッチ運動では -0.4 度と 10.0 度に滑らかに漸近する Fig. 4 の左図の関数曲線、ロール運動では ± 10.0 度に滑らかに漸近する Fig. 4 の右図の関数曲線として $f(a)$ を与える。一方、ベッ

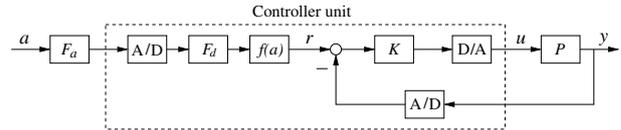


Fig. 3: 制御系ブロック線図 (P : 統合系, K : 制御器)

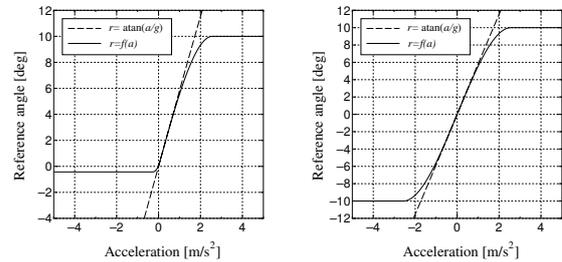


Fig. 4: 目標角発生関数 (左:ピッチ運動, 右:ロール運動)

ドの角度は、エンコーダによりモータの回転角を計測して間接的に算出する。サーボアンプへの入力は、モータの回転速度に比例する指令電圧である。この指令電圧は、ベッドの角度が目標角に追従するように制御器 K (比例制御 + 遅れ補償) により計算され、D/A 変換器を介してサーボアンプへ送られる。A/D 変換器、制御器 K 、D/A 変換器の動作周期は全て 0.01 秒である。

2.4 制御性能解析

まず、系の過渡応答特性を見る。ここでは、停止車両内に体重 67.5kg の被験者をベッドに仰臥位で寝かせ、目標角としてステップ信号を加えて系の応答を見る。Fig. 5 に、応答の時間履歴を示す。右図がピッチ運動に対する結果であり、左図がロール運動に対する結果である。これらの波形より、系は線形的な応答を示すことがわかる。Table 2 に、このステップ応答図から得られる各性能指標値を示す。整定時間が 0.25 秒以内であることから、応答速度は十分であると言えよう。サンプリング周期の 2 倍に相当する 0.02 秒のむだ時間が存在するが、これは制御器 K とサーボアンプ内の信号処理に要する時間である。応答波形を見る限り、過渡特性を悪化させるまでの影響はないと思われる。

次に、実際の搬送状況下での目標角に対する追従精度を検証する。簡単のため、目標角 r からベッド角 y までの系を線形時不変連続系と見なし、目標値以外の外生入力には系に加わらないと仮定する。また、時刻 t における r に対する追従偏差を $e(t, r)$ とし、特に単位ステップ状の目標角 h に対する追従偏差を $e(t, h)$ と表記する。このとき、最大変化率が D 以下の目標角に対する追従偏差の上限 $\hat{e} := \sup\{\|e(r)\|_\infty : |\dot{r}| \leq D\}$ は、

$$\hat{e} = D \int_0^\infty |e(t, h)| dt \quad (2)$$

で与えられる [3]。上式を計算するにあたり、 $e(t, h)$ は Fig. 5 のステップ応答から得ることができ、 D は、

$$D = \max \left| \frac{df(a)}{da} \cdot \frac{da}{dt} \right| \leq \frac{\max |\dot{a}|}{g} \quad (3)$$

の関係式より、車両のジャークから概算できる。(3) 式の $\max |\dot{a}|$ として、Table 1 に示すジャークのピーク値

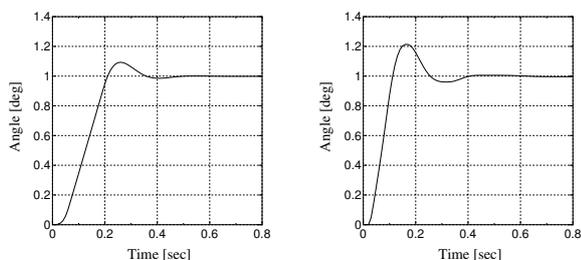


Fig. 5: ステップ応答 (左: ピッチ運動, 右: ロール運動)

Table 2: アクティブ制御ベッドの制御性能指標値

	ピッチ運動	ロール運動
立ち上がり時間 [sec]	0.14	0.09
行き過ぎ量 [%]	9.98	21.3
整定時間 [sec]	0.25	0.21
むだ時間 [sec]	0.02	0.02

と 99% 値を適用すると, 実環境下における追従精度は, 以下のように計算される.

$$\hat{e} = \begin{cases} 3.641 \text{ [deg]} & \text{ピッチ運動 (ピーク値適用)} \\ 0.996 \text{ [deg]} & \text{" (99\% 値適用)} \\ 2.745 \text{ [deg]} & \text{ロール運動 (ピーク値適用)} \\ 0.671 \text{ [deg]} & \text{" (99\% 値適用)} \end{cases}$$

よって, 稀に起きる急激な加速度変動時を除けば, ピッチ運動とロール運動とも追従偏差は 1 度程度に抑えられる.

3 実験検証

加速度による影響の軽減効果を確認するために, 健康な被験者に対して走行実験を行った. ここでは特に, 加速度軽減率と乗り心地の観点から, ベッドを水平に固定した場合とアクティブ制御した場合とを比較して有効性を確認する.

3.1 実験方法

実験では, 被験者は頭を前方に置き, 仰臥位の状態で目を閉じて乗り心地を評価する. 乗り心地は, 被験者が感じる不快感として 5 段階で評価する. Table 3 に被験者に提示する評価用語を示す. これらの不快感は程度に応じて 0 から 4 までの整数値として参照し, この整数値を不快感と呼ぶことにする. 不快感の申告は, 1 から 4 までの不快感と同じ数字が書かれた 4 個のボタンを配置したパネルを持ち, 1 秒ごとに鳴る電子音に合わせて, このボタンを押すことを行う. 特に不快感を感じない場合にはボタンは押さないことにする. この評価方法の利点は, 短時間で変化する走行状況と乗り心地との対応関係を明確にできること, また, 不快感の感じ方の推移が評価できる点にある. 測定するデータは, 不快感の他に, 車両の走行加速度と被験者の頭部に作用する加速度である. これらのデータは全てサンプリング周期 0.01 秒で計測する.

被験者は健康な 20 代の男女 5 人であり, 同一のコースを同程度の速度で走行した. 1 被験者あたりの走行回数は 3 回であり, その内容は次のとおりである.

Table 3: 不快感の感覚区分と不快感指数

被験者が感じる不快感の程度	不快感指数
不快感なし	0
やや不快である	1
不快である	2
かなり不快である	3
極めて不快である	4

- 1 回目: ベッドを固定して, 実験コース全体の乗り心地を把握. 不快感の申告はしない
- 2 回目: ベッドを固定した場合の乗り心地を評価
- 3 回目: ベッドを制御した場合の乗り心地を評価

なお, 各走行後は 5 分間の安静時間をとっている. また, 不快感の感じ方には個人差があるため, 被験者には Table 3 に示すように 5 段階で評価することのみを告げ, 不快感の程度の判断は各被験者にまかせた.

3.2 加速度軽減度と乗り心地改善効果

実験結果の一例として, 被験者 1 に対する計測結果を示す. Fig. 6 にベッド固定時の結果を示し, Fig. 7 にアクティブ制御時の結果を示す. 上段が前後加速度, 中段が左右加速度, 下段が不快感指数を表す. また, 上段と中段の図において, 実線が被験者の頭部に作用する加速度 (a'_x または a'_y) を示し, 点線が車両の加速度 (a_x または a_y) を示す. この実験では, ベッド固定時には, 被験者はかなり不快であると感じていたのに対し, アクティブ制御時には, やや不快程度までに乗り心地が改善される結果を得た.

続いて, 加速度軽減指数と乗り心地改善指数を導入し, アクティブ制御ベッドの効果を定量的に考察する. 前後加速度または左右加速度の軽減度を表す指数として,

$$\eta_x := \frac{\sum_{k=0}^N |a'_x[k]|}{\sum_{k=0}^N |a_x[k]|}, \quad \eta_y := \frac{\sum_{k=0}^N |a'_y[k]|}{\sum_{k=0}^N |a_y[k]|} \quad (4)$$

を導入する. この指数は, 被験者に作用する走行加速度成分が完全に相殺されれば 0 となり, 全く相殺されなければ 1 となる評価量である. なお, ピッチ運動は脳圧上昇を抑えることを目的としていることから, η_x を計算するときには, 脳圧下降を引き起こす負の a_x と a'_x は全て 0 と置き直し, 正の値のデータのみに対して計算することにする. 次に, 乗り心地改善度を表す指数として,

$$\gamma := \frac{(1/N_0) \sum_{k=0}^{N_0} s'[k]}{(1/N) \sum_{k=0}^N s[k]} \quad (5)$$

を導入する. $s[k]$ と $s'[k]$ は, それぞれ被験者が提示したベッド固定時の不快感指数とアクティブ制御時の不快感指数を表し, N と N_0 は適用データの総数を意味する. 指数 γ は, ベッド固定時とアクティブ制御時での走行状況が同一と見なせる場合, アクティブ制御することで乗り心地が向上すれば 1 未満となり, 逆に悪化すれば 1 以上となる評価量である. Fig. 6 と Fig. 7 が示すように, 今回の走行実験では, ベッド固定時とアクティブ制御時での走行状況はおおよそ同じであると見なせる. よって, γ の値を見ることで, 乗り心地の改善度を評価することができる.

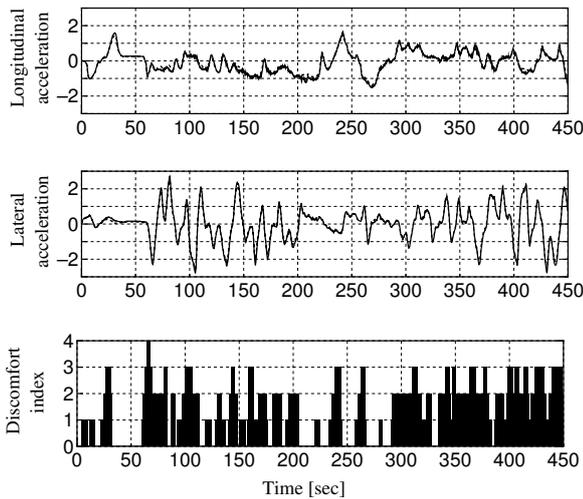


Fig. 6: ベッド固定時の結果 (上段: 前後加速度 (m/s^2), 中段: 左右加速度 (m/s^2), 下段: 不快指数)

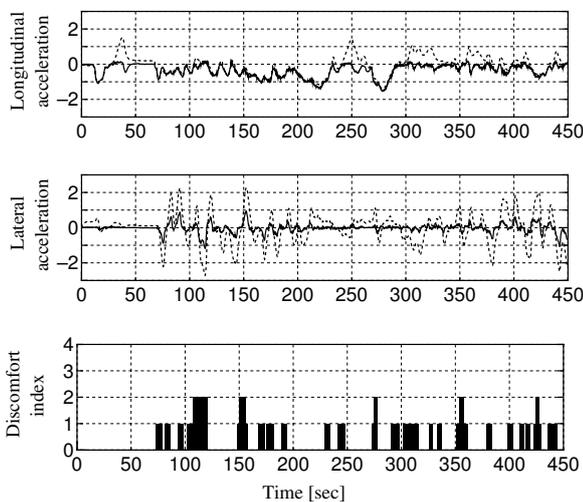


Fig. 7: アクティブ制御時の結果 (上段: 前後加速度 (m/s^2), 中段: 左右加速度 (m/s^2), 下段: 不快指数)

被験者 5 人の実験結果から、各指数を計算した結果を Table 4 に示す。 η_x と η_y の計算結果より、被験者に作用する加速度は、頭足方向で 15%、横方向で 25% 程度に減少し、大幅に軽減されていることが確認された。一方、 γ の計算結果から、乗り心地の改善度に関しては、ばらつきが見られ、個人ごとの不快感の感じ方の違いが如実に表れた結果となった。特に、被験者 3 に対しては、軽減対象としていない負の前後加速度に対して、過敏に不快感を感じていたため、乗り心地の改善を示す結果を得ることができなかった。しかし、他の被験者では不快感が減少し、平均的には乗り心地の改善に効果的であると言える。

4 救急搬送時における加速度相殺率

走行実験により、患者に作用する加速度の軽減効果を確認できたが、実際の救急搬送状況下で、どの程度の軽減されるかは定かではない。そこで、救急車の実加速度データを用いて数値シミュレーションを行うことで、実際の搬送状況下での加速度軽減度を推定する。

Table 4: 実験データに対する各指数の計算結果

	被験者					平均
	No.1	No.2	No.3	No.4	No.5	
η_x	0.05	0.05	0.24	0.25	0.11	0.14
η_y	0.25	0.22	0.26	0.24	0.22	0.24
γ	0.45	0.24	1.69	0.10	0.65	0.63

Table 5: 実搬送状況下における加速度軽減度

	平均	最小	最大	標準偏差
η_x	0.25	0.05	0.77	0.30
η_y	0.24	0.22	0.27	0.02

シミュレーションで用いるアクティブ制御ベッドのモデルは、Fig. 5 のステップ応答から導出した線形近似モデルである。このモデルに、150 搬送分の救急車の実加速度データを入力して、患者の頭部に作用する加速度を計算し、(4) 式で定義される η_x と η_y を算出する。Table 5 に、計算結果を示す。この結果より、ピッチ運動とロール運動とも、被験者に作用する加速度を 25% 程度に減少させることが可能である。従って、加速度の大きさに比例すると思われる脳圧上昇や身体の揺れも、アクティブ制御ベッドを利用することで、25% 程度に軽減できると推測される。

5 おわりに

本報では、2 自由度アクティブ制御ベッドの動作原理、構造、制御性能とその効果について報告した。アクティブ制御ベッドを利用することで、患者の頭部に作用する加速度を 25% 程度に軽減することが可能である。また、健常者に対する走行実験結果より、乗り心地の改善にも役立ち、人間に対する効果を確認した。しかし、実際の患者に対しては、病状や心理状況によっても不快感の程度は異なる。また、意識レベルの低い重傷患者に対する乗り心地評価は不可能である。よって、生理生体反応など客観的な指標に基づく評価が必要である。更に、医学的な観点から有効性を裏付けることも実用上重要である。これらの点に関しては、今後の課題としたい。

最後に、本研究開発を進めるにあたり、ベッド本体の設計製作をして頂いたトヨタテクノクラフト (株) に深く感謝致します。

参考文献

- [1] 佐川貢一, 猪岡光, 猪岡英二, 救急車用アクティブ制御ベッドの開発, 日本機械学会論文集 (C 編), 63 巻 609 号, pp. 127-133, 1997.
- [2] 小野貴彦, 猪岡光, 救急車用回転式アクティブ制御ベッド, 日本機械学会論文集 (C 編), 70 巻 691 号, pp. 693-699, 2004.
- [3] V. Zakian, Perspectives on the principle of matching and the method of inequalities, Int. J. Control, 65-1, pp.147-175, 1996.