心臓機能解析用装置のデジタル圧力制御*

大場 光太郎^{*1}, 猪岡 光^{*2}A Digital Pressure Servo System for the Analysis
of Ventricular Dynamics

Kohtaroh OHBA and Hikaru INOOKA

A pressure servo control system is necessary for the study of ventricular dynamics. Such a pressure servo system is developed here using a DC-servo motor and a digital controller. A bias signal is effective in decreasing the steady-state error in pressure control. Considering the repeatability of pressure control, we tried to implement the algorithm of calculating the bias signal automatically and met with good results.

Key Words: Automatic Control, Application of Control, Medical Equipment, Servo System, Pressure Control

1. 緒 言

心臓が肥大や心筋不全などを生じた場合、心室の幾何学的形状やポンプとしての血行力学的負荷は、正常心のそれらとは大きく異なる。このような病的心の心室機能を正しく評価するためには、心臓にかかる負荷の状態を任意に設定できる装置が必要となる。負荷の状態を一定とするためには、心室内の圧力を圧力制御装置を用いて設定圧以上にならないように制御することによって可能となる。圧力制御装置の基本的構造は、心室にピストンをつないだものである。この装置によって心室が収縮して心室内の圧力が高くなったとき、ピストンを引きシリンダの容積を大きくして圧力の上昇を押さえるというものである。圧力設定圧を P_s とした場合の、制御圧力波形を図1に示す。

従来、圧力制御装置としては、油圧装置を用いたもの⁽¹⁾⁽⁴⁾や、ソレノイドとばねを使ったもの⁽⁵⁾がある。油圧装置を用いた圧力制御装置は、装置自体が大きくなり、調整が複雑で、取扱いが困難である。また、ソレノイドとばねを用いたものでは、一方向の制御しかでき

ないという欠点を持つ。そこで、本報ではDCサーボモータを用いたものを使用した。この装置の概略を図2に示すが、油圧のものに比べ、小形、軽量である。また本報では、デジタル制御を行うことにより、従来のアナログ制御によるもの⁽²⁾に比べて、ソフトウェア上で制御方法を変えることが容易にできる。

本報では、比例制御で生じた定常圧力偏差を、フィードフォワード信号として一定バイアスを加えることによって除去できることを、実験により示す。さらにそのバイアスを、繰返し制御方法の適用⁽⁶⁾によって自動的に求める方法を提案し、その有効性を明らかにする。

2. 実 験 装 置

2.1 実験装置の概要 本報で用いた装置は、タコジェネレータ付きのDCサーボモータ、ボールねじ

図1 圧力制御波形

* 昭和62年8月21日 第65期全国大会講演会において講演、原稿受付 昭和61年12月22日。

^{*1} 学生員、東北大学大学院 (〒980 仙台市荒巻字青葉)。

^{*2} 正員、東北大学工学部。

図2 圧力制御装置の概略

図3 変位の開ループ周波数特性

(ピッチ 5 mm/rev.), ピストン (直径 62 mm), 心臓を模擬した風船, および風船に圧力を与える脈動圧力発生装置から構成されている。この装置の, シリンダ内部およびこれに接続した内径約 15 mm のアクリル L 字管と風船を, 心室部の前負荷条件に合わせて種々の容量の水で充満させてある。ピストンとシリンダの間は, ゴム製のベロフラムを用いて密閉する。このベロフラムの形状を安定に保つために, ベロフラムの外側は真空ポンプにより低圧にしておく。また, ボールねじを保護するために, ストロークの両端にリミットスイッチを取付けている。

変位はボールねじのナットに取付けられた差動トランス (新光電機 6015 形) により検出し, 圧力は L 字管に接続したひずみ形圧力変換器 (三菱 P 23 Gb) を用いて計測する。計測された変位, 圧力データは, 12 ビット A/D コンバータを通して, マイクロコンピュータに取り込み, 所定のアルゴリズムにより制御出力を計算し, 12 ビット D/A コンバータを通して DC サーボモータへの入力とする。このとき, 階段状の D/A 出力波形を滑らかにするために, DC サーボモータの入力側に遮断周波数 10 Hz のローパスフィルタを取付け

△...mean pressure=6.65 kPa
○...mean pressure=13.30 kPa

図4 圧力の開ループ周波数特性

ている。

2.2 実験装置の動特性 DC サーボモータの入力にオシレータにより正弦波を入れて, 対応する変位, 圧力を測定し, 装置全体の開ループ周波数応答特性について調べた。

まず図3に変位の開ループゲイン特性を示す。これを見ると, 装置の変位ループは DC サーボモータの積分性のみを持つことがわかる。また, この変位ループにおいてはシリンダ内の平均圧力の違い (6.65 kPa ~ 19.95 kPa) によって, ゲイン特性が変わることはなかった。

次に図4に圧力の開ループゲイン特性を示す。液体を囲む実験装置と液体を一つの系とした共振点を持ち, 平均圧力が 6.65 kPa のときには 2 Hz 付近から, 13.3 kPa のときには 8 Hz 付近からゲインが増加する。つまり, シリンダ内の平均圧力によって, 周波数特性が大きく変化しており, 特に共振周波数付近での変化が大きい。

3. 制御方法および実験結果

3.1 比例制御 本報で用いた制御ブロックダイアグラムを図5に、制御方法を図6に示す。この装置の制御として、位置制御、圧力制御、ピストン押し戻し制御の順序で行う。まず比例制御による位置制御で、ピストン位置 D_s を一定位置に保つ。脈動圧力発生装置からの圧力が、設定圧 P_s になるとピストンを引き始め、圧力を設定圧 P_s に保つように圧力制御を行う。ピストンの押し戻しは、圧力制御開始時刻からのタイマにより開始し、ピストンを一定速度 V で押し戻す。このとき、変位ループは装置の特性より積分性を持つので、DC サーボモータへの操作量 $Z(t)$ は、押し戻し速度 V に比例した一定値とすればよく、押し戻し速度は、圧力が P_s を超えない範囲とする。これらのことから、位置制御、圧力制御、押し戻し制御における DC サーボモータへの操作量 $Z(t)$ は、

$$Z(t) = \begin{cases} K_D[D(t) - D_s] & \text{：位置制御} \\ K_P[P(t) - P_s] & \text{：圧力制御} \\ K_V \cdot V & \text{：押し戻し制御} \end{cases} \quad \dots\dots\dots (1)$$

で表される。ここで K_D, K_P, K_V はそれぞれ位置制御、圧力制御、押し戻し制御のゲインである。

ここで、上記の制御方法により脈動圧力発生装置から得た圧力 (0.0 kPa～19.45 kPa) を制御した波形を図7に示す ($K_D=K_P=K_V=1.0$)。これを見ると、設定圧が変化しても比例制御によって圧力はほぼ一定値に保たれるが、設定圧と比べると定常偏差を持っていることがわかる。これをなくすためには圧力ループゲ

図5 制御系のブロック線図

図6 制御方法

図7 比例制御による圧力波形

図8 バイアス信号を加えた時の圧力波形

図9 圧力設定値と加えたバイアス信号の関係

図 10 繰返しによる圧力波形の遷移 ($P_s = 13.30$ kPa)

インを上げれば良いわけであるが、装置の圧力特性は高い周波数で共振点を持つためゲインのみを上げることではできない。補償要素を用いるにしても、シリンダ内の平均圧力によって圧力特性が図4のように大きく変化するので、各々の条件に合わせて補償要素のパラメータを決める必要がある。そこで、より簡単にこの定常偏差をなくすために、フィードフォワード信号としてバイアスを加える方法を検討する。

3.2 バイアス信号を加えた制御 DC サーボモータへの操作量 $Z(t)$ を、

$$Z(t) = \begin{cases} K_D[D(t) - D_s] & \text{：位置制御} \\ K_P[P(t) - P_s + B] & \text{：圧力制御} \\ K_V \cdot V & \text{：押し戻し制御} \end{cases} \quad \dots\dots\dots (2)$$

とし、圧力ループにバイアス信号として適当な一定バイアス値 B を加えて定常偏差をなくす。

これによって得た結果を図8に示す。これを見ると、圧力波形はバイアス信号によって設定圧近傍に収まるのがわかる。このときのバイアス値 B と圧力設定圧との関係を図9に示す。これを見てわかるとおり、圧力設定圧が低いときにはピストンを引く量が大きいののでピストンを素早く引かなければならず、加えるバイアス信号を大きくしなければならない。

このように圧力設定圧によってバイアス値を手動で変えなければならない。また実際の生体で行った場合には、生体の変化によってこのバイアス値を変えなければならないであろう。そこで、バイアス値を自動的に決定することが望まれる。心室内の圧力変動は周期的に繰返し、時間的な変化は微少であることより、繰返し制御方法を適用して、このバイアス値を決定する

ことを試みる。

3.3 繰返し制御 上に述べた制御方法を、試行回数が i 回めにおけるバイアス信号 B_i を、

$$B_i = B_{i-1} + C \cdot \sum_{t=0}^{n-1} [\{\epsilon_{i-1}(t)\} / n] \quad \dots\dots\dots (3)$$

とすることにより実現する。ここで n は圧力制御におけるサンプリング回数である。また C は上式より前回試行時のエラー $\epsilon_{i-1}(t)$ のフィードバックゲインであり、 C を大きくすると試行回数が少なくて定常状態に収まるが、大きすぎると、系全体としては不安定になる。そこで、 C を適当に設定することが必要である。例として $C=5.0$ としたときの繰返しによる圧力波形の遷移を図10に示す。

4. 結 言

心室機能の解析を目的とした DC サーボモータ駆動の圧力制御装置を試作し、脈動圧発生装置より得た水圧に対してデジタル制御を行った。圧力制御において生じた定常偏差を除去するためのバイアス信号を、繰返し制御の方法に基づき自動的に算定する方法を試みた。結果は良好であり、圧力の周波数特性が高周波で大きく変動するにもかかわらず、十分な精度で圧力制御を行うことができた。

文 献

- (1) Janicki, J. S., ほか 4 名, *J. Appl. Phys.*, 37-5(1974), 736.
- (2) Suga, H. and Sagawa, K., *Am. J. Phys.*, 233(1979), 718.
- (3) Sunagawa, K., ほか 3 名, *Am. J. Phys.*, 243(1982), 346.
- (4) 大日方・ほか 6 名, 秋田大学鉱山学部研究報告, 第 6 号, (昭 60), 119.
- (5) 中村・ほか 9 名, 医用電子と生体工学, 16(昭 53), 126.
- (6) 大日方・ほか 3 名, 機講論, No. 810-3(昭 56), 1~3.

討 論

〔質問〕 鳥 住 保 博〔三共㈱生物研究所〕

(1) 緒言の3行めから8行めまでの記述内容にはそれなりの説明が必要と思われる。ところがそれ以降の真論文にはこれに関する記述は見当たらず単に図2に示された「圧力発生装置の特性と制御方法」という内容にとどまっているように見受けられる。

(2) 題目、諸言の内容と本文内容との関連が説明されていないので、本装置の意義がつかめない。

(3) 本装置を利用した具体例と使用して得られた医学的知見があればお教え願いたい。

〔回答〕 関連したご質問なので、まとめて回答させていただきます。

本論文の目的は、ご指摘のように「圧力制御装置の特性と制御方法」である。圧力と位置の両方をデジタル制御により良好に制御できること、繰返し制御の考えにもとづきフィードフォワード信号を自動的に加えることにより生体のゆるやかな特性変化に対応できることが、本論文の主要な結果である。この装置は実験動物の心臓と接続し、病的状態をつくりだすために用いられ、そのときの正常な心臓との心室機能の違いを評価するものである。今回医学的立場からの説明を詳しくすることは、本学会論文としての性格を考慮し、緒言に述べた程度にした。これらの点については、類似の装置で実験した以下の論文(付1, 2)を参照いただきたい。

〔質問〕 福 田 敏 男〔東京理科大学工学部〕

(1) 定常偏差を除去するのに、一般に積分要素を

用いるがこの場合は、どうなるのか。あるいは、バイアスを、拡張カルマンフィルタを用いて推定することも可能ではないか。

(2) タコジェネレータ出力をコントローラの8086のほうへ取り込めば、よいのではないか。特に、この場合負荷も変動するので式(1)の位置制御に有効と思われるが。

(3) 一つの非線形系を対象としておられるが、この繰返し制御系の安定性はどうか。

〔回答〕 まずご質問(1)の積分要素をこの系に用いると、位相遅れを生じるため圧力のオーバーシュートを生じる。またカルマンフィルタを応用してはとのご意見だが、圧力ループのモデリングが困難なので適用は難しいと思われる。

次に(2)だが、この装置のサーボモータとタコジェネレータは一つのサーボバックになっている。そのためそれ自体で十分な安定性を持つので、位置制御に関しては比例制御のみを用いた。

最後に繰返し制御系の安定性については、経験的に式(3)のCを過大にしなければ、十分な安定性が得られた。

(付1) 中村・ほか9名, 心室ポンプ機能解析のための isobaric contraction 装置の試作, 医用電子と生体工学, 16-2, (1978), 46-49.

(付2) Suga, H. and Sagawa K., End-diastolic and end-systolic ventricular volume clamping for isolated canine heart, *Am. J. Phys.*, 233(1979), 718-722.