



【問】 循環制御の自動調節の現状について、お教え願います。 (大阪 K生)

【答】 循環系の制御を考える場合、多くのパラメーターがありますが、その重要度、測定精度ならびに調節の可能性などの側面から、まず血圧の自動調節が考えられます。

医師による操作の介入なしに血圧を自動的に調節するには、生体の動脈血圧を検知し、その圧力を、あらかじめ設定しておいた比較圧力と判別し、必要に応じて血圧降下薬または上昇薬をある制御関数のもとに投与する系が必要になります。また生体とこの外部装置を含め一巡するループをひとつのシステムとみなし、これを解析することが不可欠になります。

われわれは、血圧の自動調節の試み¹⁾を本誌2巻1号 p. 67~72, 1981に報告していますので、その詳細に関してはこれを参考にしていただき、今回はこのシステムの現状と問題点を述べます。

具体的なシーケンスは、まず橈骨動脈圧を観血的に測定し、血圧計の出力端子を差動増幅器の一端に接続し、もう一方の入力は基準電圧を加えます。差動増幅器は引き算回路として働き、血圧が目標値より高い場合、その差に応じてロータリーポンプの回転数を増減させ、血圧降下薬の投与速度を変化させます。この場合、制御関数は比例制御となります。上述のようにシステムの構成要素は、1) 目標値との差を示す誤差検出器、2) ポンプの制御関数、3) ポンプ輸液路などの効果器、の3つに要約されます。本誌発表時にはアナログ回路で作り上げていた構成は、現在マイクロコンピュータに置き換えられており、プログラムコントロールによる制御関数の探索をしています。

1) 検出器について 低血圧麻酔は代謝や末梢循環不全、とくに重要臓器の循環動態を考慮すれば、単に血圧のモニターだけで十分であるとはいえません。動脈圧波形のどの部分をサンプルすれ

ばもっとも生体の状態を把握できるかという問題だけでも、いろいろなことが考えられます。すなわち、最高血圧に至る勾配、動脈弁が閉鎖されてからの下降曲線の性質などは、血管の抵抗やコンプライアンスを含む関数として表現されているため、当然解析され応用されるべきものと思われます。しかし現在のところ、定説がないため、われわれは最高血圧のみをサンプルして、この値を目標値に近づけば良いとしております。

2) 制御関数について 制御関数とは、入力関数である誤差(入力値-目標値)と効果器からの出力関数を結びつけるオペレーターであり、具体的には、どのような方法で血圧を下げるかという手段を示します。一般に比例制御、微分制御、積分制御^{2,3)}などがあり、比例制御とは誤差に比例した量を効果器にあたえようというものです。比例制御は入力と目標値との差が少なくなると、効果器はほとんど働かなくなり、この場合血圧降下薬が投与されなくなるため、血圧は目的値に近づきはするがある程度以上には近づけないという欠点があります。この問題を解決するためには積分制御と微分制御の導入が考えられます。積分制御は誤差を積分するため、少ない誤差も時間とともに加算されることにより、大きな値となって効果器を働かせます。微分制御は、誤差の増減方向を検出し、逆の作用を作るように効果器を働かせます。この3つの制御方法を適当な配合で組み合わせ、もっとも早く誤差が少なくなる方法を考える理論は、最適制御理論といわれています。しかし生体にはオーバーシュートや、アフタードロップ等の現象は許されないため、そのための考慮が必要です。

3) 効果器について 使用する理想的な薬剤は即効性で有効時間が短く、投与量に直線的に作用

し、個人差、tachyphylaxis のない血管拡張薬ということにはなりますが、trimethaphan, sodium nitroprusside, nitroglycerine などは同様に使用できます。投与方法ですが、血管拡張薬の濃度、輸液速度、投与部位に対して自動制御理論にもちいられる考え方が必要です。濃度と投与速度は直接制御関数の増幅係数として反映するとともに、投与を開始してから効果が発現するまでの無駄時間要素としての性質を持っているためです。また投与部位を四肢の末梢皮静脈に注入すれば、そのときの循環動態すなわち、心拍出量の減少や、末梢の血管収縮などによる効果発現の遅れが数分にまで延長する場合があります、この遅れがシステムの発振、すなわち周期的な血圧の上昇下降現象の原因となります。これを防ぐため、上大静脈または中大静脈の本幹にカテーテルを介して直接投与するなどの工夫が必要になります。

4) **マイクロコンピュータの導入** マイクロコンピュータによるプログラム制御は、上記の三要素をプログラムの変更のみで制御関数を容易に変えうる利点があります。アナログ回路ではノイズに弱く、とくに微分積分変換を誤動作せずに作動させることは困難ですが、コンピュータは算術演算に置き換えられるため、比較的容易になります。また比例制御でも、目的値と実際の値との差が大きい場合、小さな比例定数を選び血管拡張薬の注入速度に制限を加え、誤差がある程度小さくなると元の大きな比例定数にリセットし、より精密な自動調節を行うこともプログラム操作のみで可能となります。実際は 8 bit の A/D Converter で血圧を digital 変換し、INS 8073 を CPU として使用し 2k byte ROM, 2k byte RAM の合計 4K バイトのメモリー空間、8 bit D/A Converter にてポンプの回転数を制御しています。使用言語は BASIC で、初期設定で薬剤の指定、体重および目的血圧を入力します。CPU は体重あたりの薬剤注入量と血圧とをプリント出力し、ポンプにてその

必要量を生体に注入します。

十年前はこの程度のコンピューターシステムは机程度の容積が必要で、とても手術場などに持ち運べませんでした。INS 8073 システムではプリント基板 1 枚で十分となりました。またアナログ回路による制御では、このような制御関数を組み上げることは困難ですが、デジタルではプログラムひとつで自由に選ぶことができます。結論は出でませんが、血管拡張剤の注入は比例制御のみである程度実用化できること、目標血圧との差が大きい場合、比例定数を小さな値に選び、生体に過大な投与量を注入しないようにすることが重要だと思われま

す。以上血圧の自動制御を中心に述べましたが、循環の自動制御を行うためには、より多くの制御変数を自動的に、かつ連続的に測定することが必要となります。現在われわれは、このような観点より、循環血のヘマトクリット値⁴⁾、血液量の連続測定法^{5,6)}の開発をも試みております。

文 献

- 1) 光藤 努, 田中義文, 宮崎正夫: 血圧自動制御の試み. 循環制御 2 : 67~72, 1981.
- 2) 伊沢計介: 自動制御入門. 204~263, オーム社, 東京, 1967.
- 3) Noordergraaf, A. : Circulatory System Dynamics. Academic Press, New York, p.250~277, 1978.
- 4) Tanaka, Y., Morimoto, T., Watari, H., Miyazaki, M. : Continuous Monitoring of Circulating Blood Hematocrit. *Jap. J. Physiol.* 26 : 345~353, 1976.
- 5) Tanaka, Y. : Whole Body Transvascular Filtration Coefficient and Interstitial Space Capacitance. *Jap. J. Physiol.* 29 : 181~193, 1979.
- 6) Tanaka, Y., Morimoto, T., Miki, K., Nose, H., Miyazaki, M. : On-line Control of Circulating Blood Volume. *Jap. J. Physiol.* 31 : 427~431, 1981.

田 中 義 文

京都府立医科大学麻酔学教室