



心拍出量制御機構の解析

黒田英三*

1. はじめに

心臓は、何十年という長い年月にわたり、昼夜を問わず働き続けており、いっときといえども休止や故障は許されない。またその制御の仕組みには、とても人智の及ばぬような巧妙さを発揮する。立っていても寝転んでいても、体内全体に満遍なく血液が供給されるし、何か運動をすれば、心臓は直ちに活動を強めて血液の需要増大をまかなう。今日、工業技術の進歩には目を見はるものがあるが、心臓血管系のように長寿命で信頼性の高い工業製品あるいはシステムが世の中に実在するだろうか？

われわれは、計測技術およびシミュレーション技法を駆使して心臓血管系の特長のうち、特にその秀れた制御機能の解明を試みている。

2. 心臓血管系の概要

心臓は一種のポンプであり、血管系はパイプラインであるとみなすことができる(図1)。静脈系を通過して右心房に流れ込んだ血液は、右心室を経て肺に送り込まれる。そして外気とのガス交換を終えた血液は左心房に戻り、つぎに左心室から大動脈へと勢いよく拍出される。動脈系を経て身体各部の毛細血管に流れ込んだ血液は、末梢の組織に栄養物や酸素を放出し、代りに代謝産物や炭酸ガスを収集し、静脈系を経て再び右心房に戻る。血液はこれらの機能を果たすのに適した組成をもっているが、やはり心臓が末梢の需要を十分満たすだけの血液量を拍出することが最も肝要である。

心臓による単位時間当りの血液拍出量は心拍出量と呼ばれており、通常 $l/\text{分}$ の単位で表わす。健康な成人で $5 l/\text{分}$ 前後の値である。ま

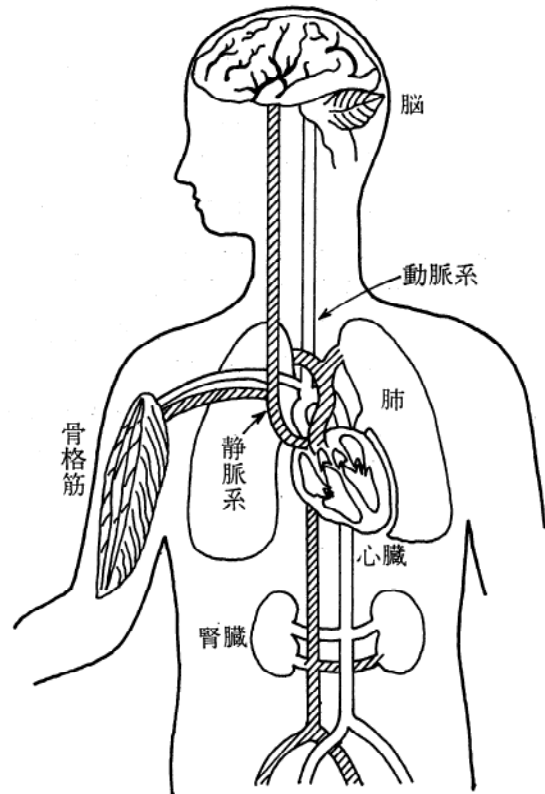


図1 心臓血管系の概要

た、心臓が1回の収縮で拍出する血液量を1回拍出量とも呼ぶ。心臓の役割は、末梢(負荷)の需要に応じた心拍出量を供給することである。では、心臓は末梢の需要の状況を何を根拠に判断し、拍出量をいかなる手段で増減するのか。これらは、制御工学者を魅了するに十分な疑問である。

3. 心臓血管系の電気回路モデル

先ず、心臓および血管系のモデルについて述べる。心臓血管系のモデルを作成する場合、系の構成要素を電気回路素子に対応づけるのが有効である。たとえば、貯血機能をもつ部位は静電容量で、血流抵抗をもつ血管は抵抗でという工合に模擬し、それらを体内の配列に従って接

* 黒田英三 (Eizo KURODA), 大阪大学工学部, 電気工学科, 助教授, 工学博士, 制御工学

続する。すると、回路における電圧および電流が、各部位のそれぞれ血圧および血流量に対応し、また電荷量が血流量に対応する。このような対応づけをして作成したモデルが図2の電気回路である。心臓（厳密には左心室）を模擬する容量 C_c が図3に示すように、心拍数に応じた周期で方形波状に変化するものと考え、 C_c は電荷（血液）の放電・充電を繰り返すことになり、丁度心臓の収縮・拡張の周期を模擬できる。このとき、動脈系の抵抗 R_a を流れる電流が心拍出量に、容量 C_a の上端の電圧が動脈血圧に対応する。通常の末梢器官（骨格筋など）は、RCよりなるT形回路で模擬するが、脳、腎および冠循環路については、それらの血行特性により特別の配慮をしている。

は末梢に点在して血液中の酸素分圧などを計測し、血液の需給のアンバランスを検出する。

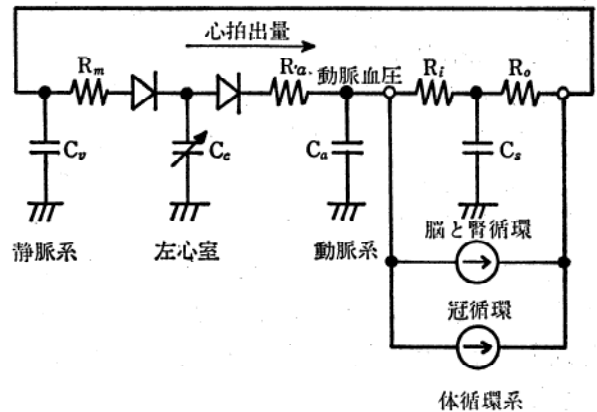


図2 心臓血管系の電気回路モデル

4. 心拍出量制御機構のモデル

現在のところ、心拍出量は大略以下のような仕組みで制御されていると考えられている。

心臓血管系の状態は、圧受容器と化学受容器という2種のセンサにより常時モニタされている。前者は頸動脈の血管壁に多く存在し、管壁の張力から血圧および血流の様子を観測して、その状況を脳にある循環中枢に通報する。後者

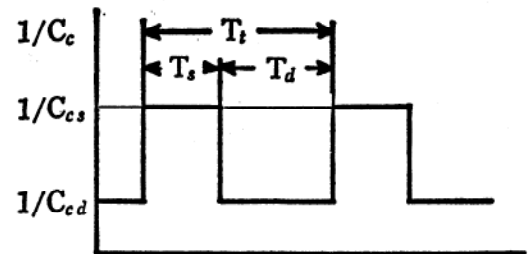


図3 心拍動のモデル
Tt: 心周期
Ts: 収縮期, Td: 拡張期

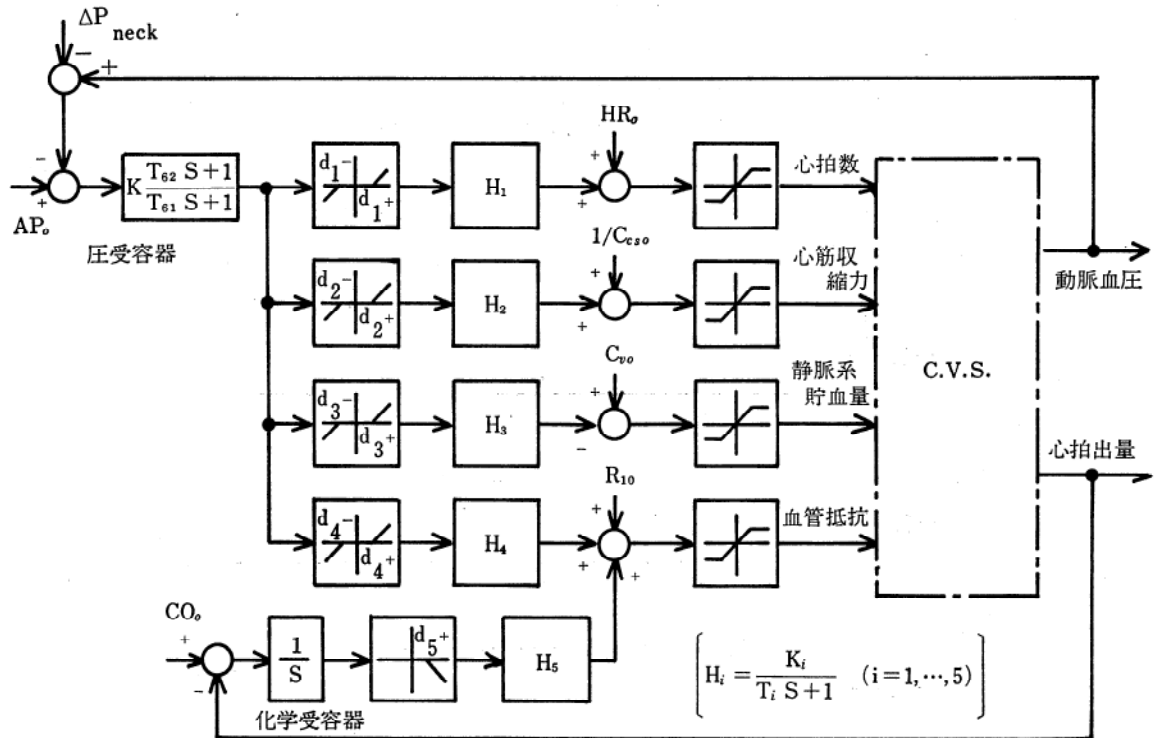


図4 心拍出量制御機構のモデル

心拍出量の増減は、主としてつぎの4種の操作量の働きによる。すなわち、(1) 心拍数、(2) 心筋の収縮力、(3) 静脈系の貯血量、および(4) 末梢血管抵抗である。これらは循環中枢の指令で交感神経系を介して制御され、これとは別に(4)は化学受容器の指示で、血管の拡張あるいは収縮によりローカルに制御される。なお、(3)について説明を加えると、われわれのもっている血液の全てが常時循環に参与している訳ではなく、その多くは肺などの臓器の静脈に貯えられていて非常時に備えている。そして循環血液量が過少な場合には、静脈血管が収縮してこの貯血分を放出する。

上述の受容器、神経中枢および操作量の動特性を推定して作成したのが、図4の心拍出量制御機構のモデルである。図のCVS、すなわちこの機構の制御対象には、図2の電気回路モデルが入る。このモデルに基づいて、従来までに報告されている種々の生理学実験の結果を、計算機の上でシミュレートすることが可能である。

5. 圧受容器の機能に関する実験

今までのモデルは、主として生理学の分野で行なわれてきた動物実験などのデータに基づいて作成した。ところが、生理学における興味の対象が、制御工学のそれと一致しない場合も多い。たとえば、制御特性の解析には系のダイナミクスを考慮に入れることが不可欠であるが、生理学の分野では必ずしもそうとは限らない。そこで、モデルの妥当性を一層強固なものとするために、われわれの研究室において自らの手で以下のような生体実験を行なった。

健康な被験者を安静状態にさせておく。この間もちろん心拍出量や動脈血圧は適正な値に保たれている。ここで心臓血管系に一時的に「いたずら」をする。被験者の頸部を気密ボックスで覆い、これの内圧をステップ状に数十mmHg減圧するのである。すると、頸動脈壁にある圧受容器は血管内圧が過大であると誤判断をし、この情報を上位中枢に通報する。中枢はこれを元に戻すために前述の4種の操作量の全てを制

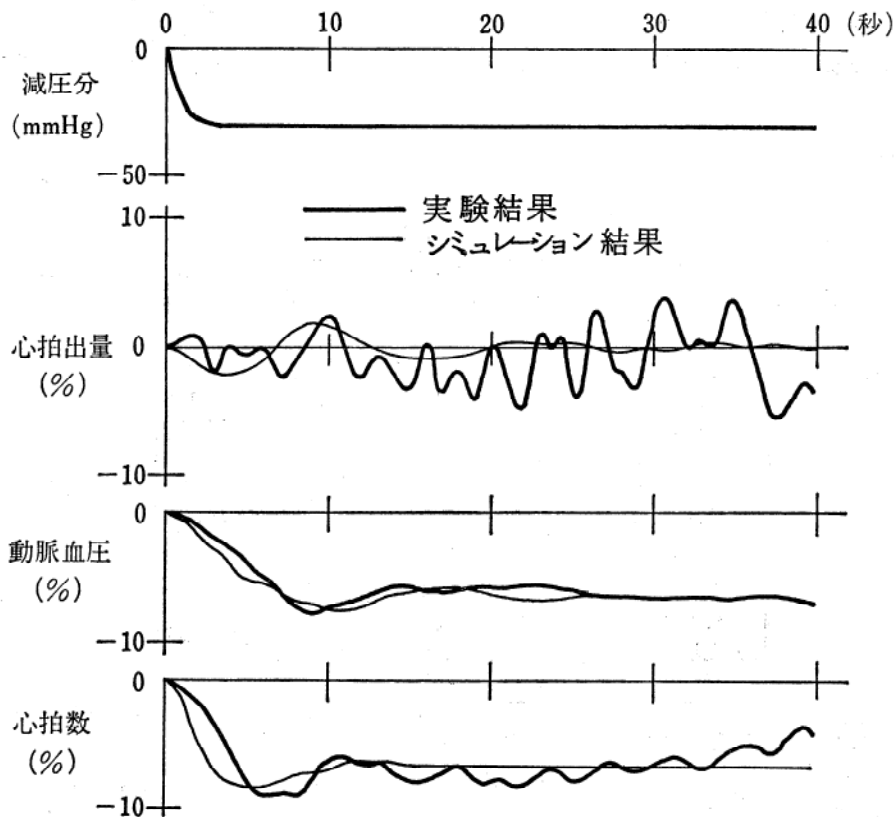


図5 頸部減圧に対する心臓血管系の過渡応答
(単位は減圧直前の各値に対する百分率)

御して、血液の拍出量を減少させようとする。一方、末梢の化学受容器は、血液需要量が減った訳ではないから、血管を拡張させて血流量を維持しようとする。その結果、心拍数は下がるが1回拍出量は逆に増えて、心拍出量が一定に保たれる。この経過を測定した結果が図5で、モデルに基づいたシミュレーション結果も合わせて示している。これらの調節作用が数秒間（2～3拍動）という短時間のうちに完了することに注目すべきである。

6. 無侵襲計測装置の開発

前節で述べた実験は、工学部の実験室で健康人を対象として行なったものである。したがって、病院における検査や動物実験の場合と異なり、諸変量の計測には多くの制約が課せられる。それらを挙げると

- (i) 体内に薬物を注入したり、センサを埋め込んだりしないこと。
- (ii) 被験者に苦痛を与えず、実験終了後直ちに日常生活に復帰できること。
- (iii) 系のダイナミクスを十分把握するために、心拍動ごとの系の振舞が計測できること。

等である。なお、(i)のような方法は、医学では無侵襲計測法と呼ばれているが、一種のリモートセンシングといえる。

本研究では、これらの制約を満たす計測機器として、以下の3種のを開発した。

- (i) 心拍出量測定装置
- (ii) 脈波計（動脈血圧の測定）
- (iii) 心周期計

(i) は、心臓の血液拍出量に比例したアドミタンス変化が胸部に発現することに着目したもので、上半身の皮フに4個の電極を貼付するだけで、拍動毎の血液拍出量すなわち1回拍出量を電氣的に測定することができる。(ii) の脈波計は、上腕の皮フ表面に指を触れるとかすかに感じられる動脈を、ストレインゲージを用いて測定している。さらに (iii) の心周期は、心電図で顕著なピークを示すR波の間隔を測定することにより求めている。これらの測定器は、いずれも安価に作成することができ、取り扱いが簡単である。また、測定精度も良好である。

7. むすび

心臓血管系の制御機構の解析を目的として行なったシミュレーション・スタディおよび生体実験の一例について述べ、合わせてわれわれの開発した生体計測装置について言及した。今後とも、生体計測技術の発展により、生体の秀れた制御機能の解明の進められることを期待するものである。