

医・看護教育用知的CAIのための定性的患者モデルの開発(3)

奥田富蔵 井上 靖

東海大学

〒259-12 神奈川県平塚市北金目1117

教科書の定性的・因果的説明から定性モデルを構成し、その挙動の提示と挙動の説明生成を目的として、生理学の体液調節系のモデルを検討した。まず、体液調節系の各サブシステムの定性モデルを導出し、それらの結合によって系全体の定性モデルを構成した。また、系全体の定性モデルを変形して、特定の観点からの説明に対応するいくつかの定性モデルを構成した。さらに、いくつかのサブシステムの定性モデルの挙動を計算して示した。

A QUALITATIVE PATIENT MODEL FOR AN ITS IN MEDICAL EDUCATION (3)

Tomizou OKUDA Yasushi INOUE

Tokai Univ.

1117 Kitakaname Hiratuka Kanagawa, 257-12 JAPAN

For an purpose of representing behavior of a dynamic system and generating explanations of its behavior, we constructed a qualitative model for a body fluid control system. First, we constructed each qualitative submodels corresponding to six submodels of the system, then made the qualitative model for the system by joining those submodels together. Also, we modified its model to generate explanations from some specific points of view. And we computed the behavior of some of those qualitative submodels.

1. はじめに

定性推論は、モデルの自動解析、知識獲得またその挙動の説明生成の方法として研究されている。本研究は、定性的、因果的記述から定性モデルを構成し、その挙動を計算すると共にその原因の説明生成を目的とするものである。

生理学などの教科書の器官や系の機能、動作の説明で、自動制御理論などの数学的知識を前提としない場合、一般に、因果的、定性的に記述されることが多い。こうした記述は、器官や系の変数間の依存関係やその影響は理解できるが、系全体の挙動を想起することは困難である。こうした難しさは器官や系の深い理解を妨げる原因の一つになっている。

そこで、教科書などの器官や系の因果的、定性的説明からその定性モデルを構成し、それにより系の挙動を計算して示すことができれば、学習者が対象を深く理解する助けになると考えられる。さらに、どうしてそのような挙動が出現するのか、その原因を説明出来ればより理解を促進させられると思われる。

また、教科書の説明では一つの系を説明するにも、その目的により様々な説明が試みられる。例えば、煩雑にならないように細部を省略して説明したり、逆に、特定の部分に焦点を当て詳しく説明するなどの方法がしばしばなされる。定性モデルもまた、それらの目的に合わせて種々のものが考えられる。

本論文では、体液調節系を対象として、種々の説明に対応した詳細度の異なる幾つかの定性モデルについて報告する。

2. 定性シミュレーション

人間はモデルの構造などから変数の変化などを大雑把（定性的）に概観し、その挙動を理解したり、また、変数間の依存関係など明らかにする。定性推論は、こうした人間の自然な推論方法を理論化したものと考えることが出来る。

例えば、図0のコースターの問題を考えると、コースターはAB点間では段々速度を増し、BC点間では逆に段々速度を減らすことが分かる。そして、その速度が適当であれば、C点を通過し再び速度を増しながらD点に至ると考えられる。し

かし、C点を通過するとき速度が非常に大きいと、E点のようにコースターから飛び出してしまうことも予想される。

ここで、速度を「適当」とか、「大きい」などと表現し、その変化を「増す」、「減る」などのように定性的に表現している。定性シミュレーションとは、この例で示したような系の定性的挙動を形式的に計算するものである。

本章では、以下の説明に必要な範囲で定性的諸概念について述べる。

定性値 定性値はいくつかの境界値を基準に実数値を定性化したものである。例えば、零一つを基準値とした定性化では負、零、正の三つの定性値が得られ、それぞれ、 $[-]$ 、 $[0]$ 、 $[+]$ のように表す。

本論文では断らない限り、変数毎にその正常値を境界として定性化し、正常値より大きい値を $[+]$ 、等しい値を $[0]$ 、小さい値を $[-]$ と表す。また、定性値が不明であることを $[?]$ で表す。

以下では、定性値を $+$ 、 $-$ 、 0 、 $?$ のように略記する。

定性状態 システムの状態を各変数の定性値の組で表す。その中で一つ以上の変数値が 0 であるものを瞬間、そうでないものを区間にあるという。時間は、瞬間と区間を交互に経て経過する。

定性演算 定性値は境界値との大小関係によって定義されるものであるから、定性的に同値であるものの大小は知られない。したがって、定性値間の減算は

$$[+] - [-] = [+]$$

であるが、

$$[+] - [+] = [?]$$

である。このように定性演算は曖昧さを含む場合がある。

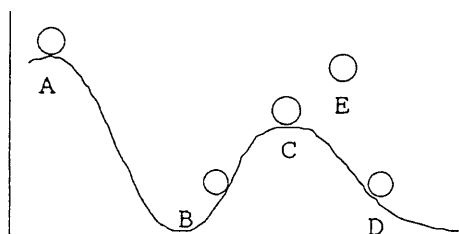


図0 コースター

定性値に対して定性四則演算、定性比例（単調増加、単調減少）、定性微分の演算が行われる。定性微分 $[dx/dt]$ 、 $[d^2x/dt^2]$ を単に dx 、 d^2x 、 \dots と表す。

これらの演算子で記述された式を定性方程式または制約条件と呼ぶ。

定性モデル 系の変数は定性値をとるものとし、それらの関係を定性方程式で表したものを。

挙動推定 系の定性的状態が次にどのような状態に遷移する可能性があるか計算することを挙動推定という。そして、系が取り得る全ての定性的状態についての挙動推定を全挙動推定という。

また、挙動推定は、先ず、系が取り得る全ての状態（初期状態）を生成する。そして、それらの遷移先を計算する。遷移先の計算は瞬間から区間へと区間から瞬間へと分けられる。

1) 初期状態の生成

全ての変数に任意の定性値をあてはめ、モデルの定性方程式と無矛盾なもののみを初期状態とする。ちなみに、系はモデルの方程式と矛盾する状態を取ることはない。

2) 瞬間から区間への遷移

コースターの例で、B点で速度が増加+から減少-に変わるが、このとき0をへて変化する。そして、この0は一瞬にして-に変わる。このように定性値0は一瞬に他の定性値に変化するものと考え、瞬間から区間への遷移は定性値0の全ての変数が一斉に変化するものとして求める。

そして、変数 $d^n x$ はその変化傾向 $d^{n+1} x$ で定まるものとする。ただし、 $0 \leq n \leq m$ 、 $x = d^0 x$ で、 $d^{m+1} x = -d^m x$ と仮定する。

しかし、系の全変数が次の場合は、発散または収束とみなし、それ以上遷移しないものとする。

$$d^0 x = \dots = d^k x$$

かつ

$$d^{k+1} x = \dots = d^{m+1} x = 0$$

$$(0 \leq k < m)$$

3) 区間から瞬間への遷移

区間から瞬間への遷移は、次の時間に定性値0

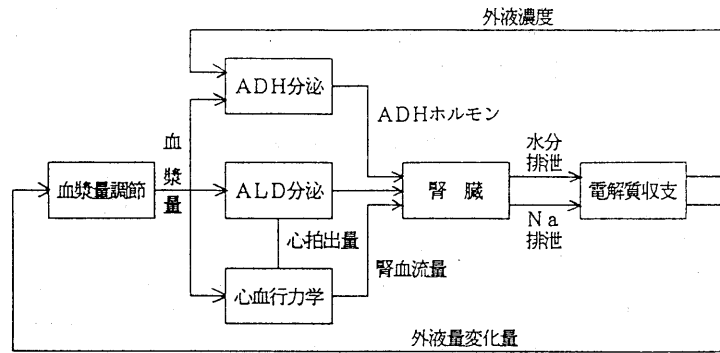


図1 体液調節系

になり得る変数の任意の組が変化するものとして求める。例えば、変数 $d^n x$ はその変化傾向 $d^{n+1} x$ と符号が異なるとき、次の時間に0になる可能性がある。したがって、一般に複数の状態が次の遷移先候補として生成される。こうして得られた候補のうち、初期状態の集合に含まれないものは排除する。

以上のようにして得られた遷移を辿ることによって状態遷移図が得られる。定量シミュレーションが初期条件によって決まるただ一つの場合の挙動しか得られないのに対して、遷移図はその系が取り得る全ての場合の挙動を包含している。

例えば、コースターの例では、C点に至らずにB点に戻る ($hA < hC$)、C点で止まる、E点に飛び出す、D点 ($hA > hC$) に至るなど全ての場合の挙動を含む。

3. 体液調節系とその定性モデル

体液調節系のブロック図を図1に示す。この系は外液濃度と血漿量を一定に保つことを主な目的とする制御系で、血漿量調節、心行、ADH分泌、ALD分泌、腎臓、水・電解質収支の各6つのサブシステムからなる。

この章では、これらのサブシステム毎にその定性モデルを導出する。また、それらを結合して系全体の定性モデルを構成し、さらに、系全体の定性モデルをある仮定に基づいて変形したモデルを示す。これらの変形モデルは特定の観点からの説明に対応するものである。なお、これらの定性モデルの挙動については4章で説明する。

3.1 心臓および腎臓サブシステム

心臓サブシステムは血圧、腎血漿流量など心臓血管系の体液調節に関係する諸量を計算する。いま、これらの諸量は血漿量に比例して瞬時に変化すると仮定すると、この系は次の定性方程式で表される。

$$F_{rp} = P_{cp} = VPL \quad (1)$$

ここで、 F_{rp} は腎血漿流量、 P_{cp} は毛細血管圧、 VPL は血漿量をあらわす。

また、腎臓サブシステムは尿の生成過程、すなわち、水と電解質の再吸収および旁系球体装置出力を計算する。なお、電解質は Na のみを考慮するものとする。水および Na の再吸収はそれぞれ抗利尿ホルモン ADH 、アルドステロン ALD により促進される。また、旁系球体装置出力は腎血漿流量により決まるとすると、この系は定性方程式で次のように表すことができる。

$$U_w = -ADH \quad (2)$$

$$UNa = -ALD \quad (3)$$

$$Yjga = F_{rp} \quad (4)$$

なお、 U_w 、 UNa はそれぞれ、水および Na の排泄量を、 $Yjga$ は旁系球体装置出力である。心臓および腎臓サブシステムは基本的に比例システムで、全ての出力がその入力で表される。

3.2 ADH分泌サブシステム

ADH 分泌サブシステムは、 ADH の分泌を制御する。その機序はおよそ次の通りである。

外液中の溶質が増えて外液濃度（浸透圧）が高まると、視床下部にある浸透圧受容体の信号発火頻度が増す。その信号は下垂体後葉体を刺激して、 ADH の分泌を促す。そして、それは血流をへて腎臓に作用して水の損失を押しさえ、外液濃度を一定に保とうとする。

すなわち、外液濃度に反応して ADH 分泌量が決まり、それは一定時間を経て腎臓に作用するので一次遅れ要素として記述することが出来、図2のように表すことが出来る。これは定性方程式で

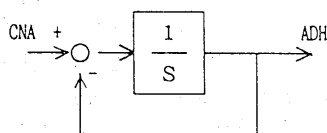


図2 ADH分泌サブシステム

次のように表される。

$$dADH = CNA - ADH \quad (A1)$$

ここで、 CNA は外液濃度である。

3.3 ALD分泌サブシステム

ALD 分泌サブシステムは、 ALD （アルドステロン）の分泌をつかさどり、それにはアンジオテンシンII、 Na 濃度、旁系球体装置出力などが影響していると考えられているが、ここでは旁系球体装置出力のみを考慮する。また、 ALD は ADH と同様に血流をへて腎臓に作用するので、やはり、一次遅れ要素として記述することが出来、図3のように表すことが出来る。これは定性方程式で次のように表される。

$$dALD = -Yjga - ALD \quad (5)$$

5) 式に1)、4) 式を代入すると次式を得る。

$$dALD = -VPL - ALD \quad (A2)$$

腎血漿流量、旁系球体装置出力は血漿量に比例し、 ALD 分泌量はそれらに反比例するので、結局、分泌は血漿量により決まることになる。

3.4 水・電解質収支サブシステム

水・電解質サブシステムは、水、 Na の排世と摂取量からそれらの変化量を求め、また、 Na 濃度を定める。この系は定性方程式で次のように記述することができる。

$$dVEC = Aw - U_w \quad (6)$$

$$dNA = ANa - UNa \quad (7)$$

$$CNA = NA / VEC \quad (A3)$$

なお、 VEC 、 NA はそれぞれ外液量、 Na 量、また、 Aw 、 ANa は水、 Na の排泄量である。

ここで、 Aw 、 ANa は系の外で決まる変数であり、必要ならば VEC 、 NA の初期値として考慮することが出来るので略し、6)、7) 式に2)、3) 式を代入し、 U_w 、 UNa を消去すると次式を得る。

$$dVEC = ADH \quad (A4)$$

$$dNA = ALD \quad (A5)$$

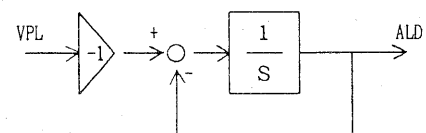


図3 ALD分泌サブシステム

3.5 血漿量調節サブシステム

体液は毛細血管膜をへて血管から組織間へ、また、リンパ流を通じて組織間から血管に移動しており、それに伴い血漿量と組織間液量に変化する。ここで、組織間液は体液の緩衝役を果たし、可能な限り血漿量を一定に保つように働く。

血漿および組織間液の変化量は、毛細血管圧、組織間圧、血漿浸透圧、組織間浸透圧により決まり、その機序は図4のように表すことができる。また、これは定性方程式で次のように表される。

$$P_i = F_{lym} = VIF \quad (8)$$

$$O_{ic} = -VIF \quad (9)$$

$$O_{pc} = -VPL \quad (10)$$

$$F_{pi} = P_{cp} + O_{ic} - P_i - O_{pc} \quad (11)$$

$$dVPL = F_{lym} - F_{pi} + dVEC \quad (12)$$

$$dVIF = F_{pi} - F_{lym} \quad (13)$$

なお、 P_i は組織間圧、 F_{lym} はリンパ流量、 VIF は組織間液量、 O_{ic} は組織間浸透圧、 O_{pc} は血漿浸透圧、 F_{pi} は移動液量、 VEC は外液量である。ここで、11)式に1)、8)、9)、10)式を代入すると P_i 、 P_{cp} 、 O_{ic} 、 O_{pc} の変数が消去でき次のようになる。

$$F_{pi} = VPL - VIF - VIF + VPL = 2(VPL - VIF)$$

さらに、定数値の定数倍の値は変わらないから、結局、 F_{pi} は次のようになる。

$$F_{pi} = VPL - VIF \quad (14)$$

また、12)式に8)、14)、A4)式を代入して次式を得る。

$$dVPL = VIF - (VPL - VIF) + ADH$$

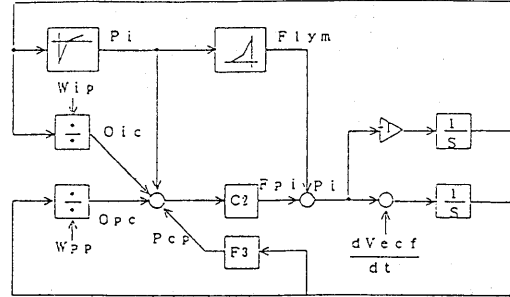


図4 血漿量調節サブシステム

$$= 2VIF - VPL + ADH = VIF - VPL + ADH \quad (A6)$$

同様に、13)式から

$$dVIF = VPL - VIF \quad (A7)$$

を得る。

結局、血漿量調節サブシステムの定性モデルはA6)、A7)式にまとめることができる。

3.6 体液調節系全体の定性モデル

これまで構成した各サブシステムの定性モデルをつなぎ合わせれば、体液調節系全体の定性モデルが出来上がる。すなわち、それは次の7つの式からなり、図5のようになる。

$$dADH = CNA - ADH \quad (A1)$$

$$dALD = -VPL - ALD \quad (A2)$$

$$CNA = NA / VEC \quad (A3)$$

$$dVEC = ADH \quad (A4)$$

$$dNA = ALD \quad (A5)$$

$$dVPL = VIF - VPL + ADH \quad (A6)$$

$$dVIF = VPL - VIF \quad (A7)$$

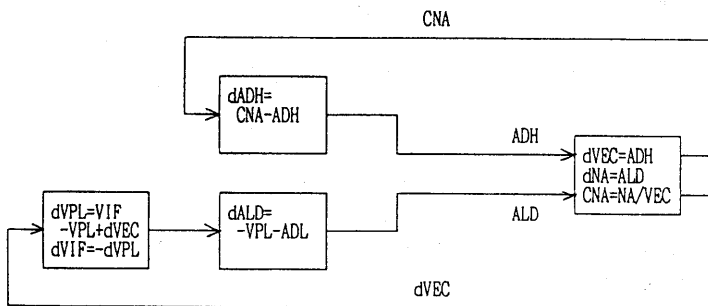


図5 体液調節系の定性モデルA

以下、特定の視点からの説明のための定性モデルについて検討する。こうした場合、元になるモデルで目的と関係の少ない部分は適当な仮定のもとに簡単化する。これにより問題に關係の深い変数の挙動を頭在化させることができる。

まず、ADH、ALDホルモンによる調節に焦点を当て、系の挙動やその機序

表1 ADH分泌モデルの初期状態と遷移先

状態	CNA	dCNA	ADH	dADH	遷移先
1	+	0	-	+	0 + 2
2	+	0	0	+	+ + 3
3	+	0	+	+	+ 0 4
4	+	0	+	0	
5	+	0	+	-	+ 0 4

表2 ALD分泌モデルの初期状態と遷移先

状態	VPL	dVPL	ALD	dALD	遷移先
1	+	0	-	+	- 0 2
2	+	0	-	0	
3	+	0	-	-	- 0 2
4	+	0	0	-	- - 3
5	+	0	+	-	0 - 4

を説明するためのモデルを考える。この場合、血漿量調節サブシステムは冗長であるので、血漿量VPLは組織間液の緩衝作用により一定であると仮定し、A6)、A7)を略す。

さらに、ADHまたはALDの一方のホルモンのみの影響を見るのであれば、他方のホルモンは常に正常値で一定であると仮定する。例えば、ADHホルモンのみの影響を考える場合、ALD=NA=0を仮定して、A2)、A5)式を略し、A3)式をB3)のように変更すれば良く、次のようなモデルになる。

$$dADH=CNA-ADH \quad A1)$$

$$CNA=-VEC \quad B3)$$

$$dVEC=ADH \quad A4)$$

また、ホルモンによる調節を意識せず、外液量とNa量の関係のみを示すのであれば、ADH、ALDの分泌を一次遅れ要素とせず、単に比例要素として記述する。すなわち、A1)、A2)の代わりに次式を用いる。

$$ADH=CNA \quad 15)$$

$$ALD=-VPL \quad 16)$$

そして、15)、16)をA4)、A5)式に代入して、次のモデルを得る。

$$CNA=NA/VPL \quad A3)$$

$$dVEC=CNA \quad B4)$$

$$dNA=-VPL \quad B5)$$

これら種々の目的で構成した各定性モデルの挙動の曖昧さを減少させようとするならば、モデルの各変数について二次微分まで考慮するとより、曖昧さを減らすことが出来る。。

4. 挙動推定

本章では3章で構成した定性モデルのうち、ADH分泌、ALD分泌および血漿量調節サブシステムの三つモデルについて、それぞれ、単独でその挙動を計算して示す。体液調節系の全体のモデルの挙動推定は頁数の関係で略す。

4.1 ADH分泌およびALD分泌サブシステム

ADH分泌モデルはA1)式からなるモデルである。本モデルを単独で考える場合、入力CNAは外生変数であるので適当な値を仮定する。ここでは、入力に単位関数を仮定してその挙動を計算する。

入力が単位関数であるから常にCNA=+、dCNA=0である。ADHの初期値はどのような値でも許されるから-、0、+の場合があり、そのうち、ADH=+の時dADHが興味になるので、初期状態は都合5状態になる。これらの状態の遷移先を求めると表1が得られる。

表1をグラフで表すと図6aの状態遷移図が得られる。本図は矢印でADH、dADHの値を示した。すなわち、矢印の位置でADHの値を、その向きでdADHの値を表している。この図では、どの状態から出発しても遂には状態4に至ることを示している。

また、ADHのそれぞれの状態から挙動を時間を追って示すと図6bのようになり、ADHの初期値の如何に関わらず、それは時間と共にCNAによって決まる一定の値に近づいて行くことが分かる。

また、ALD分泌モデルはA2)式からなるモデルである。ADH分泌モデルの場合と同様に計算すると、表2、図7a、図7bが得られる。この結果から、ALDはその初期値にかかわらず、-VPLの値によって決まる一定の値に近づいて行くことが分かる。

4.2 血漿量調節サブシステム

本サブシステムのモデルはA6)、A7)からなる。本モデルを単独で考える場合、ADHは外生変数となるので適当な値を仮定する。ADH=+の場合については、文献1)等で既に報告した。ここでは、ADH=0を仮定した場合についてその挙動を求める。

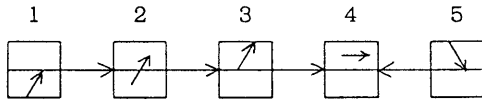


図6 a ADH分泌モデルの状態遷移図

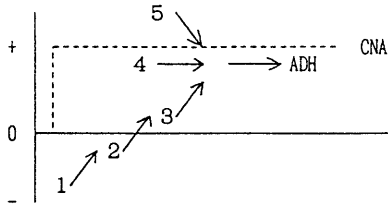


図6 b ADH分泌量の経時変化

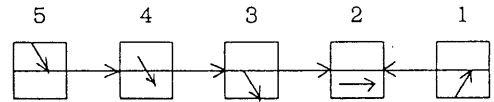


図7 a ALD分泌モデルの状態遷移図

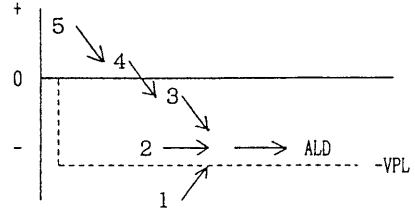


図7 b ALD分泌量の経時変化

この場合、本モデルはA6)、A7)式にADH=0を代入して次のように簡単化する。

$$dVPL = VIF - VPL \quad (C6)$$

$$dVIF = -dVPL \quad (C7)$$

すなわち、VIF、VPLが定まればそれらの一次微分が決まる。そのうち、VPL、VIFが同値のときにdVPLが曖昧になり、結局、この系が取り得る初期状態は13通りで、それらの遷移先を求めると表3のようになる。

また、その状態遷移図は図8 aのようになる。ここで、各状態を示すボックスの中の左の矢印はVPL、右のそれはVIFを表す。本図から、例えば、VPL、VIFが-、+であったような場合(状態5)、最後には状態2、7、12の何れかに到達し、それらにとどまることが分かる。状態2に至るケースは、VPLが正常値よりかなり低く、VIFは正常値よりわずかに高い場合であ

り、状態12に至るケースはその逆の場合である。なお、状態2はVPL、VIFがそれぞれ正常値より低い値で平衡している状態であり、状態12はその逆場合である。

状態5から状態2に遷移する場合のVPLとVIFの経時変化を図8 bに示す。

表3 血漿量調節モデルの初期状態と遷移先

状態	VPL	VIF	dVPL	dVIF	遷移先
1	-	-	-	+	--00 2
2	-	-	0	0	
3	-	-	+	-	--00 2
4	-	0	+	-	--+ 3
5	-	+	+	-	-0+- 4 0000 7 0+- 8
6	0	-	-	+	--+ 1
7	0	0	0	0	
8	0	+	+	-	+++ 13
9	+	-	-	+	0+- 6 0000 7 +0+- 10
10	+	0	-	+	+++ 11
11	+	+	-	+	+++ 12
12	+	+	0	0	
13	+	+	+	-	+++ 12

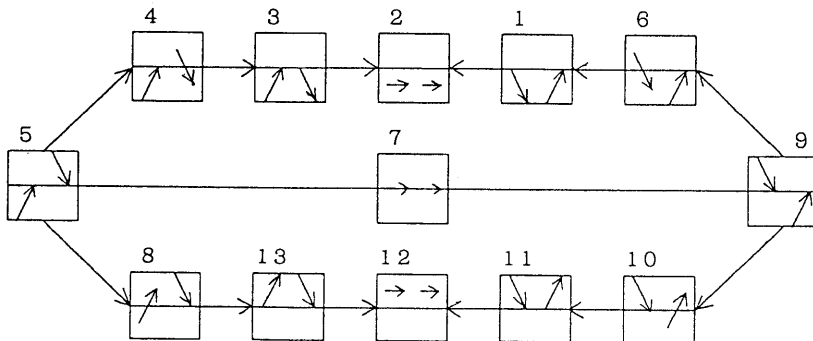


図8 a 血漿量調節モデルの状態遷移図

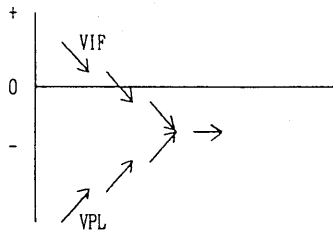


図8b 血漿量、組織間液量の経時変化（一部）

5. おわりに

本論文では、体液調節系の各サブシステムの定性モデルを導出し、そして、それらの結合によって系全体の定性モデルを構成した。また、系全体の定性モデルを変形して、特定の目的の説明に対応するいくつかの定性モデルを示した。さらには、いくつかのサブシステムの定性モデルの挙動を計算して、それらがそれぞれの系の挙動を十分に説明し得ることを示した。

今後の課題としては、こうして得られた挙動が

らその機能を同定し、さらに説明を生成する問題がある。

なお、本研究は、文部省科学研究費「一般研究（B）（課題番号05452347）」の補助を受けてなされた。

参考文献

- 1) 奥田、井上他．医・看護教育用知的C A I のための定性的患者モデルの開発（2）．信学技報，Vol. 95 No. 447，電子情報通信学会，1995
- 2) 奥田、須藤他．体液調節系の定性的モデルとその評価．第15回医療情報学連合大会論文集，医療情報学会，1995
- 3) Kuipers and Kaissirer. Causal reasoning in medicine: Analysis of a protocol. Cognitive Science, 8, 1984.
- 4) 田中．定性推論による生体動態の解析．知識工学と人工知能研究会報告，49-3，情報処理学会，1986.
- 5) 黒田、藤井、樋口他．体液制御系過渡特性の数学モデルによる解析．BME, 81-3, 1980.