なかったが，TTX(10^{-6} g/ml) 中では減少した．

考　　察

前立腺平滑筋の一部は，正常液中で自発性活動電位を発生させ，この波型は，slow wave とスパイクからなり立っていた．正常液中では，自発性の e. j. p. s は記録されなかったが，電気刺激により e. j. p. s が発生した．しかし，e. j. p. s のみられないものもあり，神経筋接合部が疎であることを思わせた．アドレナリン，ノルアドレナリンは電気的及び機械的活動性に対して，α-促進性作用を示したが，イソプレナリンによる抑制効果は殆んどみられなかった．これらの結果から，前立腺平滑筋に対する sympathetic neuromuscular transmission は，α-促進性であり，この transmission は TEA によって増強されるものと考えられる．

文　　献

1) Huggins, C. (1945): The physiology of the prostate gland. *Physiol. Rev.* **25**: 281–295.
2) Holman, M.E. & Surprenant, A. (1980): Effects of tetraethylammonium chloride on sympathetic neuromuscular transmission in saphenous artery of young rabbits. *J. Physiol.* **305**: 451–465.
3) Bolton, T.B. (1979): Mechanisms of action of transmitters and other substances on smooth muscle. *Physiol. Rev.* **59**: 606–718.

尿管蠕動運動の収縮伝播速度に対する種々環境要因の影響

信州大学医学部　第一生理学教室・心脈管病研究室
宮沢崇子，大橋俊夫，東　健彦
長野工業高等専門学校・電気工学科
坂口正雄

Urodynamics の解析において，尿管蠕動運動の収縮間隔時間ならびに収縮伝播速度の測定は不可欠であり，古くから行なわれてきた[1,2]．しかしそのほとんどは，尿管壁に細胞外電極を装着し，膜興奮を指標として測定されたものである．今回，われわれは，独自に試作したアナログ記録[3~5]のできる収縮伝播速度計を用いて，摘出尿管の蠕動運動における pacemaker 部位のリズムと興奮伝播速度に対する，潅流圧ならびに種々の生理的活性物質の影響を比較検討した．本装置ならびにその動作特性の詳細については別紙を参照されたい．

実験材料ならびに方法

実験は体重 10～15 kg の雑種成犬 25 頭を用いて行った．イヌは 30 mg/kg sodium pentobarbital で麻酔し，脱血屠殺後，開腹して腎盂部より膀胱入口部に至る尿管を摘出した．図 1 は実験方法の模式図を示している．標本は 37°C に維持された Krebs 液で定圧灌流される容量約 50 ml の臓器槽内に装着した．腎盂部には白金電極を装着し，局所電気刺激を行った．2 台のイメージセンサを腎盂 pacemaker 部位，ならびに膀胱側に約 5 cm 隔った尿管中央部に装着し，収縮伝播速度計を用いて，収縮伝播速度ならびに収縮間隔時間を測定した．灌流圧ならびに流量変化は標本の下端に装着した圧トランスジューサ，滴数流量計でモニタした．

実験結果ならびに考察

環境温度を正確に 37°C に維持した場合，その収縮間隔時間はほぼ 12.9 秒，収縮伝播速度は 25.0 mm/秒であった．図 2 は，灌流圧を 7 cmH_2O から 5 cm づつ 17 cm H_2O まで上昇させた際の 2 点の外径変化 (D_1, D_2) と収縮間隔時間 (CIT) ならびに収縮伝播速度 (CV) 測定の典型例を示す．灌流圧を 7 cm H_2O から 12 cm H_2O にすると，蠕動運動リズムは約 2 倍に増加し，収縮間隔時間は約

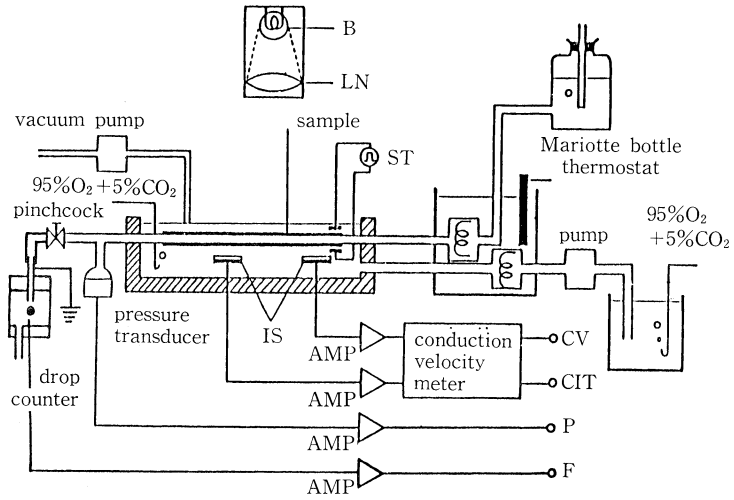

図 1. 実験装置の模式図

CV : 収縮伝播速度　ST : 電気刺激装置
CIT : 収縮間隔時間　IS : イメージセンサを用いた尿管外径測定装置
P : 灌流圧　F : 灌流量

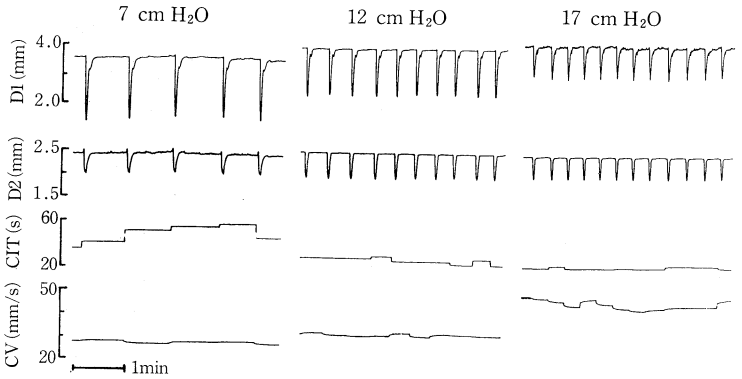

図 2. 摘出尿管の蠕動運動における灌流圧変化 (7, 12, 17 cmH_2O) にともなう外径変化 (D_1, D_2), 収縮間隔時間 (CIT), 収縮伝播速度 (CV) 変化

28秒になった．それにともなって収縮伝播速度は35〜38mm/see まで増加した．ついで灌流圧を17 cm H_2O にするとさらにリズムは増加し，収縮伝播速度も55.0mm/sec にまで上昇した．灌流圧を17cm H_2O から5cm H_2O づつ下降させると，pacemaker 部位の蠕動運動リズム，収縮伝播速度は漸次減少し，対照レベルに復した．次に，生理的活性物質の代表としてノルアドレナリンを尿管腔内に投与して，蠕動運動リズムならびに収縮伝播速度への影響を検討した．低濃度のノルアドレナリン (10^{-8}M) を投与すると pacemaker 部位ならびに下流端の蠕動リズムは増加し，両外径の短縮量は漸次減少した．それに一致して収縮伝播速度は28.6から33.5mm/sec まで増加した．その後時間の経過とともに蠕動運動リズムが対照値に戻るに従って伝播速度も漸次回復する傾向を示した．一方 10^{-6}M ノルアドレナリンを内腔に投与すると，pacemaker 部の収縮間隔時間は漸次延長し，同時に収縮伝播速度も28.9mm/sec より19.2mm/sec まで著明に低下した．こうしたノルアドレナリン反応は Krebs 液で内腔を洗浄するとただちに対照に復した．以上の結果より，壁の伸展が増加すると，蠕動運動のリズムも収縮伝播速度もともに速くなる傾向を示すことが判明し

た．この発生機序として，(1) リズム増加にともない positive staircase が発生し，尿管蠕動の収縮力が増加したこと，あるいは (2) myo-myogenic conduction 自体が壁伸展性で影響されること，等が考えられる．一方ノルアドレナリンを内腔に投与すると，その投与量により，リズムは増加や減少を示し，それに応じて伝播速度も促進あるいは抑制されることが明らかになった．

文　　献

1) Hrynczuk, J.R., Hald, T., and Sørensen, B.L. (1972). Electrophysiology of the ureter. Scand. *J. Urol. Nephrol.* **6** (suppl 15): 105–112.
2) 宮沢崇子，大橋俊夫，東　健彦，坂口正雄(1979)．尿管蠕動運動における収縮伝播速度の新しい測定法，日平滑筋誌 **15**: 205-206.
3) Sakaguchi, M., Ohhashi, T., and Azuma, T. (1979). A photoelectric diameter gauge utilizing the image sensor. *Pflügers Arch.* **378**: 263–268.
4) 坂口正雄，大橋俊夫，東　健彦 (1978)．イメージセンサによる血管径測定法とその脈管生理学的応用，心臓 **10**: 1123-1128.
5) 坂口正雄，青木博夫，伊東一典，大橋俊夫，東健彦 (1981)．径変化を指標としたデジタル式尿管収縮伝播速度計．電気通信学会誌，**MBE 80**: 61-64.

尿管蠕動運動における収縮間隔時間と収縮伝播速度の同時測定装置

長野工業高等専門学校　電気工学科
坂　口　正　雄

信州大学医学部　第一生理学教室・心脈管病研究室
大　橋　俊　夫，宮　沢　崇　子，東　　健　彦

尿管蠕動運動における収縮伝播速度の測定は古くから行われてきた[1,2]．われわれは，標本に非接触で用い得る光電式の標本外径測定装置を開発し，径変化を指標とした収縮伝播速度の新しい測定法を提案した[3]．

今回は，測定法の自動化をはかると共に，収縮間隔時間と収縮伝播速度が同時測定可能な装置を考案・製作した．

装置の構成

本装置は，2台の標本外径測定装置，波形制御回路ならびに収縮伝播速度演算回路（チャンネル

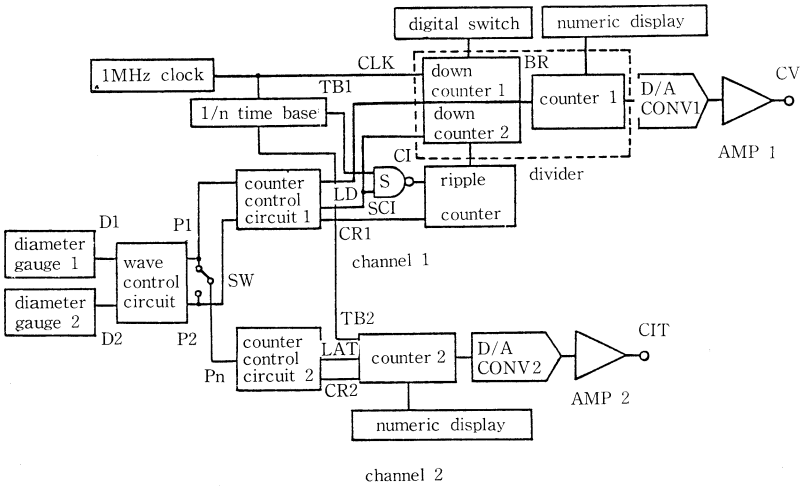

図 1.　装置構成ブロック図
チャンネル 1:　収縮伝播速度演算回路　　チャンネル 2:　収縮間隔時間計数回路

1)，収縮間隔時間計数回路（チャンネル 2）に大別できる（図 1).

標本外径測定装置は，光電変換素子（イメージセンサ，松下電子・MEL 512K）とビデオ信号処理回路からなる．測定原理はイメージセンサ受光面上に非接触状態で被測定物（尿管）を置いて，その上方から平行光線を照射し，被測定物の投影像に比例した電気信号をとり出し，標本外径を連続的に測定する．これらの詳細は文献[4,5]を参照されたい．尿管外径の測定は，1台の外径測定装置を蠕動運動の歩調取り部位直下に装着し，他の1台は一定距離隔てて末梢側に設置する．外径測定装置の出力信号は，通常非常に複雑であり，尿管辺縁の組織のゆらぎなどにより不規則な雑音成分を含む．この雑音は，径変化の立ち上り点の認識に誤動作を招きやすい．そのため，再トリガマルチバイブレータを利用して波形制御回路を構成した．図2はその回路動作を示すタイムチャートである．外径測定装置出力は反転型交流増巾器により増巾を受ける (D)．Dを微分器に導いて得た立ち上りの急峻な Pd は，反転型零交叉比較器に導びかれる (Pz)．Pz は径変化に対応した方形波の上に高周波パルス列(雑音)が重畳している．この雑音成分を除去するために，Pz を再トリガマルチバイブレータに入力すると，径変化信号 Pr（方形波）が得られる．ここで径変化の立ち上り点は再トリガマルチバイブレータの動作時間 Δt だけ遅れる（矢印)．尿管外径が複雑に変化して生じる Pr の①～④の立ち上りは，あたかも尿管収縮が発生したかの印象を受ける．こうした誤動作を避けるため，信号Dを直接零交叉比較器に導いて得た Dz と Pr の論理積をとる (Ps)．これにより，Pr の③④による誤動作が除去できる．さらに，Ps の立ち下りは R-S フリップフロップのセット信号に用いられ，Dz の後縁はリセット信号に利用される．R-S フリップフロップの動作特性からみて，その出力Qには Pr の①②は出現しない．最終的なパルス Pm はQの前縁でモノマルチをトリガして得る．Pm は尿管収縮にともなって生じる径変化の立ち上り時点より Δt 時間遅れて発生するが，全く同様な動作をする2つの回路を用意すれば，2点間の径変化における時間差 (ΔT) を誘導できる．

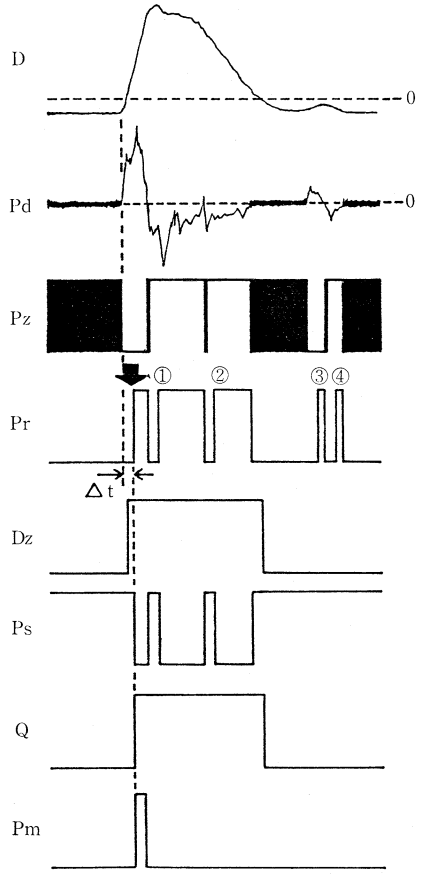

図 2. 波形制御タイムチャート

波形制御回路出力 Pm (m=1, 2) は収縮伝播速度演算のため，チャンネル1に導びかれる（図 1)．収縮伝播速度Vは，外径測定部位の2点間距離Lと収縮にともなう外径変化立ち上り時点の時間差 ΔT から，$V=L/\Delta T$ として求まる．本装置は2点間距離をデジタルスイッチによりプリセット可能なデバイダを内蔵しているので，伝播速度は自動的に演算され，デジタル表示と同時にアナログ記録できる．距離の設定範囲は 0～99 mm，測定誤差は 1% 以内，演算時間は最大 1 sec である．

収縮間隔時間はチャンネル2で次のように計数される（図 1)．スイッチの選択により，P_1 あるいは P_2 のいずれかのパルス Pn が計数制御回路2に導びかれ，カウンタ制御信号を作成する．Pn の立ち上り，および立ち下りで2つのモノマルチをトリガして得た信号 LAT，CR 2 はカウンタ2のラッチおよびクリア信号に利用される．カウンタの計数結果はチャンネル1と同様にデジタル表

示ならびにアナログ出力される．計数誤差はPn, CR 2の信号の時間幅の合計 (7 msec) であり，尿管収縮間隔時間に対し無視できる．

文　献

1) Hrynczuk, J.R., Hald, T., and Sørensen, B.L. (1972). Electrophysiology of the ureter. *Scand. J. Urol. Nephrol.* **6**: 105–112.
2) Weinberg, S.L. (1974). Ureteral function I. Simultaneous monitoring of ureteral peristalsis. *Invest. Urol.* **11**: 103–107.
3) 宮沢崇子，大橋俊夫，東　健彦，坂口正雄(1979). 尿管蠕動運動における収縮伝播速度の新しい測定法．日平滑筋誌 **15**: 205-206.
4) 坂口正雄，大橋俊夫，東　健彦 (1978). イメージセンサによる血管径測定法とその脈管生理学的応用．心臓 **10**: 1123-1128.
5) Sakaguchi, M., Ohhashi, T., and Azuma, T. (1979). A photoelectric diameter gauge utilizing the image sensor. *Pflügers Arch.* **378**: 263–268.

In vivo, in vitro の実験比較による尿管蠕動のペースメーカーに関する研究

秋田大学医学部　泌尿器科学教室

近藤　俊，森田　隆，西沢　理
原田　忠，松尾重樹，西本　正
能登宏光，佐伯英明，土田正義

In vivo での尿管蠕動の pacemaker の研究に際しては，腎盂は広く腎実質に被われていて，筋電図記録を行えないため，従来から腎盂内圧変動を記録するという間接的方法が用いられている．私達は摘出した犬腎盂尿管標本を用いた in vitro の実験で実際に腎盂の電気的活動を記録し，腎杯腎盂境界部で pacemaker potential を記録し，既に報告した (森田, 1978)．今回は，雑種成犬に Gil-Vernet の方法 (Gil-Vernet, 1972) を用いて腎実質を切開し，出血を少くして腎盂を露出し，in vivo で腎盂尿管筋電図同時記録を行って，先の in vitro の筋電図と比較すると共に，さらに，in vivo でノルアドレナリン，イソプロテレノール投与による反応をみたのでその結果について報告する．

実験方法

雑種成犬に 15 mg/kg thiamylal sodium 静脈麻酔を施し，α-chloralose 50 mg/kg で麻酔を維持し，経腹膜的に腎に到達し，腎を腎茎部を中心に長軸方向に 180 度回転させて腎盂を前面に向け，呼吸性移動による影響を除くため，3 爪のクリップで腎を固定して犬の体より浮かせた状態とした．Gil-Vernet 法により腎実質を切開して腎杯腎盂境界部を露出し，直径 0.3 mm の白金線を封入した外径 0.5 mm の吸引ガラス電極を micromanipulator を用いて接触させて筋電図を記録した．腎動脈からの出力を電極の負に input して subtraction 法により脈拍の影響を除く工夫を加えた．

記録成績および考案

1) 腎杯腎盂境界部，尿管筋電図同時記録成績

腎杯腎盂境界部では，最初に負の振れがみられず，緩やかに立ち上がる振幅約 20 μV，持続時間約 0.2 秒で，5.05±0.14 秒 (n=17) の一定の放電間隔を有する微少電位が記録された．これは既に私達が in vitro で記録した同部の放電とほとんど同じ波形であった．また利尿時においてもその放電間隔は正常時と同じく一定であり，この波形は pacemaker potential と言って差しつかえないと思われる．尿管では最初に振幅約 50 μV の小さな負の振れに続いて，振幅約 1.5 mV，持続時間 0.5 秒の放電が記録された．その放電間隔は正常時には，35.02±0.12 秒 (n=4) であるのが利尿時には 15.08±0.11 (n=4) となり，いずれも腎杯

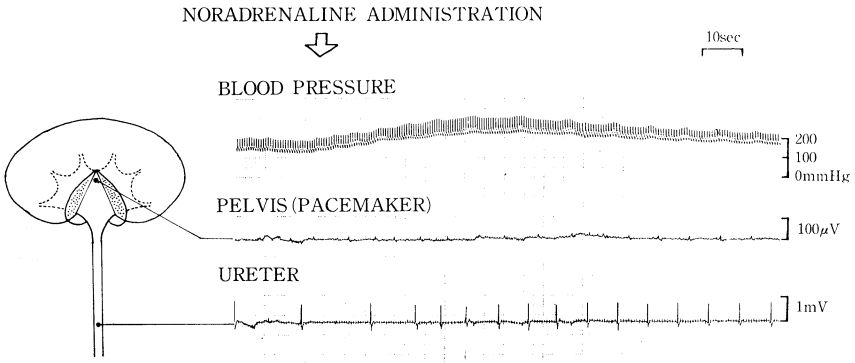

図 1. ノルアドレナリン投与時の腎杯腎盂境界部，尿管の筋電図同時記録成績.
尿管筋電図は頻発し，ペースメーカーの放電と1対1に対応するようになるのが観察される．一方，ペースメーカー部位では，その放電に変化がみられない.

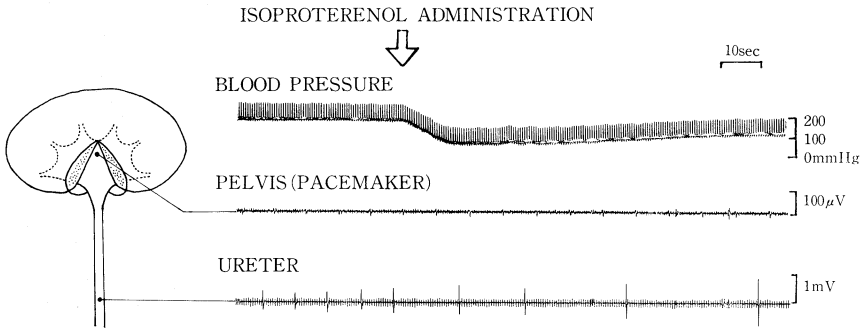

図 2. イソプロテレノール投与時の腎杯腎盂境界部，尿管の筋電図同時記録成績.
尿管筋電図の放電間隔は延長し，尿管蠕動が抑制されたのが判る．一方，ペースメーカーの活動電位は依然変化なく，微少放電として記録された.

腎盂境界部の放電の整数倍になっていた.

2) ノルアドレナリン，イソプロテレノール投与による影響

ノルアドレナリン 2〜3μg/kg の投与により，尿管筋電図は頻発し，pacemaker の放電と1対1に対応するようになるのが観察された（図 1).

イソプロテレノール 3〜6μg/kg の投与により，尿管蠕動は抑制された．しかし，pacemaker の action potential は依然変化なく微少放電として記録された（図 2).

以上から，イソプロテレノールが尿管蠕動を抑制することは，pacemaker の活動を抑制するというよりも，蠕動伝播を阻害するためであると結論ずけられると思われた.

文　　献

Gil-Vernet (1972). Extended pyelolithotomy removal of staghorn calculus. In: *Current controversies in urologic management*. Edited by R. Scott Jr., H.L., Gordon, F.B. Scott, C.E. Carlton, P.D. Beach. 321–334, Saunders, Philadelphia.

森田 隆 (1978). 腎盂筋電図と腎盂内圧変動の同時記録による pacemaker activity とその伝播に関する研究. 日泌尿会誌 **69**: 304-314.

上部尿路機能に関する研究

第16報　膀胱尿管逆流現象時の尿管動態

岩手医科大学　泌尿器科学教室
湊　修嗣，川村繁美，安達雅史
榊原敏文，菅　一徳，青木　光
鈴木　安，半田紘一，赤坂俊幸
高橋崎三，久保　隆，大堀　勉

従来，膀胱尿管逆流現象（以下VURと略す）は，一般に尿管口の機能不全に伴う逆蠕動により惹起されると考えられて来た．今回私共は，VUR時の尿管動態を解明する目的で，雑種成犬にVURを作成し，その尿管運動を検討した結果，興味ある知見を得たので報告する．

実験方法

実験1　術前の尿路造影にてVURおよび上部尿路の通過障害のないことを確認した雑種成犬16頭に対し，thiopental sodium麻酔の下に，膀胱高位切開にて，1〜1.5cmの1側尿管口切開術を施行した．術後13〜14日目に施行した膀胱造影にて4頭にVURが認められた．

実験2　21頭の雑種成犬を用い，実験1と同じ麻酔の下に，両側腎，尿管，膀胱を露出した．両側腎に対し側孔付16Gテフロン針を腎盂まで刺入固定して腎瘻を造設し，膀胱には経尿道的に8Frカテーテルを留置してそれぞれの内圧を測定した．そして膀胱頂部には，着色生理食塩水注入用のカテーテルを刺入固定した．左右の尿管には，それぞれ上下2ヶ所に銀製双極懸垂電極を固定した．その後に1側尿管の膀胱近接部を切開し，直径2mmのシリコンチューブの両端が，膀胱内と切開上部に位置するようにチューブを固定した．またチューブ挿入前にはVURの無いことを確認した．以上の如く処置し，尿管筋電図および尿路内圧を測定したのちは，実験1,2ともにVUR側腎瘻を開放し，膀胱に着色水を注入しつつ，膀胱内圧，尿管筋電図（以下EMGと略す）を測定した．腎瘻より着色水の流出を認めた時をVUR出現時とし，その時の膀胱内圧をVUR出現圧，それ以後のEMGをVUR出現時EMGとした．実験2では，腎瘻閉鎖時にも同様に観察し，処置側腎盂内圧が対側腎盂内圧より有意に上昇した時点をVUR出現圧とした．また膀胱内注入前値をもって各々の対照時とした．

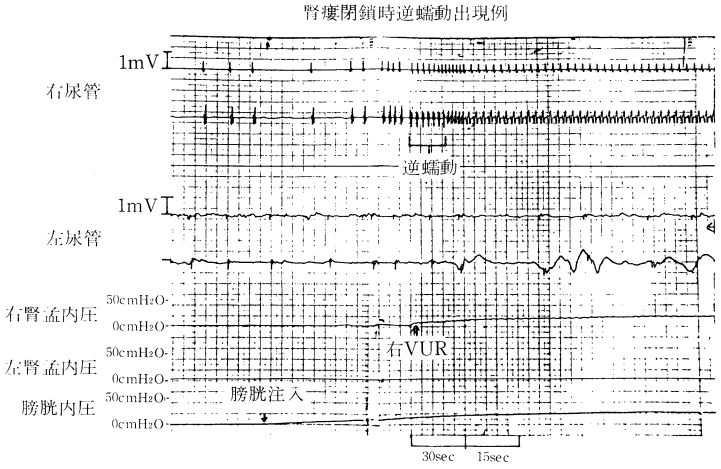

図1.　VUR出現時尿管筋電図ならびに尿路内圧

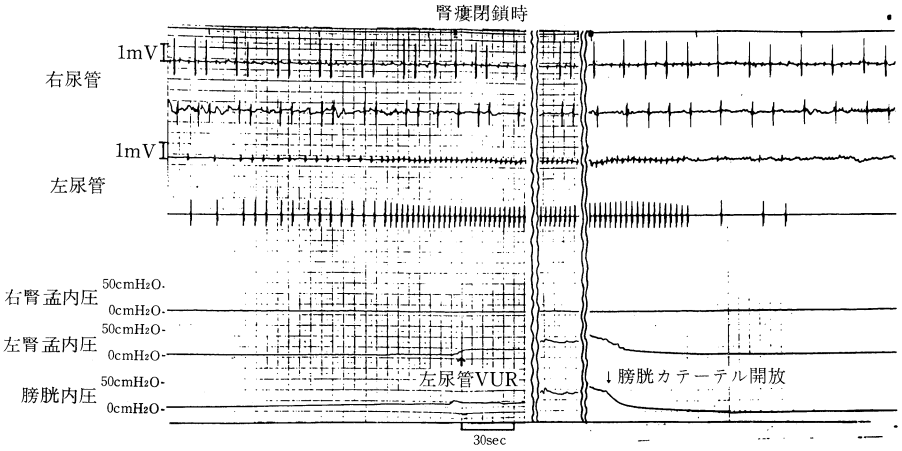

図 2. VUR 出現時尿管筋電図ならびに尿路内圧の推移

実験成績

実験 1 VUR の発現を認めた 4 尿管の対照時の放電頻度は 9〜18 回／分であったのに対し，VUR 出現時は 23〜43 回／分と増加し，すべて正蠕動放電を示した．VUR 出現圧は 30〜70 cmH_2O であった．

実験 2 VUR 出現圧は腎瘻開放時 8〜38，平均 19.8 cmH_2O に対し，腎瘻閉鎖時では，10〜45，平均 23 cmH_2O とわずかに高値を示した．放電頻度は腎瘻開放時で対照時 6.9 回／分，VUR 出現時 16.3 回／分，VUR 持続時 11.4 回／分，膀胱空虚時 2.1 回／分であった．これに対し，閉鎖時では各々，5.4 回／分，25 回／分，20.5 回／分，1.8 回／分と VUR 出現時に両者ともに増加し，膀胱を空虚にすると対照時より減少した．蠕動方向は腎瘻開放時の 19 例中 14 例に正蠕動放電のみ出現し，5 例に 1〜41 回の逆蠕動放電がみられた．腎瘻閉鎖時では 21 例中 17 例に正蠕動放電が，4 例に 1〜19 回の逆蠕動放電が認められた．この 4 例は，腎瘻開放時にも逆蠕動放電が出現した．この逆蠕動放電の出現は両者ともに一過性であり，正蠕動放電に移行した．

考　　案

正常犬尿管の急性 VUR 時にみられた尿管運動は，放電頻度が増加し，正蠕動放電を示す例が多かった．また逆蠕動放電を認めた例でも，VUR 発現時のみであり，持続する例はみられなかった．VUR 発現圧は尿管口切開 VUR 例よりも，チューブ挿入 VUR 例において有意に低圧であった．しかし腎瘻解放時と閉鎖時では有意の差を認めなかった．

以上の成績より，正常尿管において尿管口の機能を完全に不能にすると，20 cmH_2O 前後の圧で VUR が発生し，しかも，VUR 発生時に正蠕動をみたことは尿搬送が蠕動のみで行なわれないことを示唆するものと考えられた．また VUR 発生時にみられた放電頻度の増加は，全尿路内圧の上昇を来たしていることより，急速利尿時[1,2]，および急速尿管閉鎖時[3] と同じ状態になるものと推察された．

文　　献

1) 赤坂俊幸 (1976). 上部尿路に関する研究，第 8 報 急速利尿時における犬生体腎盂尿管の動態．日泌尿会誌 **67**: 237-247.
2) 浅井 真 (1978). 上部尿路機能に関する研究，第 9 報 利尿状態時における尿管の尿搬送能および尿管壁内微少循環．日泌尿会誌 **69**: 828-835.
3) 高橋崎三 (1974). 上部尿路の活動電位の研究，第 3 報 成犬尿管切断時およびカテーテルによる切断端接合時の尿管動態．日泌尿会誌 **65**: 303-318.

Coupled Oscillator 理論からみた上部尿路 pacemaker system

秋田大学医学部　泌尿器科教室
山口　脩，松尾重樹，土田正義

はじめに

腎盂および尿管の蠕動収縮が腎盂の中枢側から発生することは，これまで多くの報告[1,2]によって実証されてきた．したがって上部尿路中枢端に pacemaker が存在すると想定されてきたが，一方では平滑筋臓器である尿路系にこのような特殊な領域があるとは考え難い．今回，平滑筋組織固有の自発収縮性に基づいて腎盂 pacemaker system を再検討するとともに，oscillator 理論によって蠕動の発生と伝播を simulation した結果，上部尿路 pacemaker の本態を示唆する2〜3の知見を得たので報告する．

方　法

ウサギの腎盂から切除した組織片を，酸素化した Krebs-Ringer 溶液を満した tissue chamber の中につるし，その自発収縮を記録した．腎盂は計画的に中枢部，中間部および末梢部の輪状切片に切断され，はじめに上下方向の自発収縮性を検討した．次に，各輪状切片を2ないし4等分し，同一高さにおける周方向の収縮性も比較した．以上によって得られた固有周波数分布に基づき，腎盂の各領域を linear oscillator で代表しそれらを coupling させることによって，腎盂 pacemaker activity の simulation を行なった．

結果および考案

腎盂から切除した輪状切片の自発収縮頻度は，中枢部，中間部および末梢部においてそれぞれ4.0，3.4および2.0 CPM となり，中枢部切片の自発収縮が最も速く，末梢に向う程おそくなった．一方，収縮頻度の周方向に沿った分布を検討するため，各輪状切片を2分ないし4分し自発収縮を記録した．その結果，細分された切片の収縮頻度はもとの輪状切片の固有周波数とまったく同じ値を示し，有意の差を認めなかった．すなわち，各領域の自発収縮頻度（固有周波数）は，腎盂上下方向では周波数勾配をもち，腎盂周方向にそっては対称に分布していることが明らかとなった．さらに，もっとも高い固有周波数をもつ中枢部輪状切片は周方向にいくら細分されても同じ固有周波

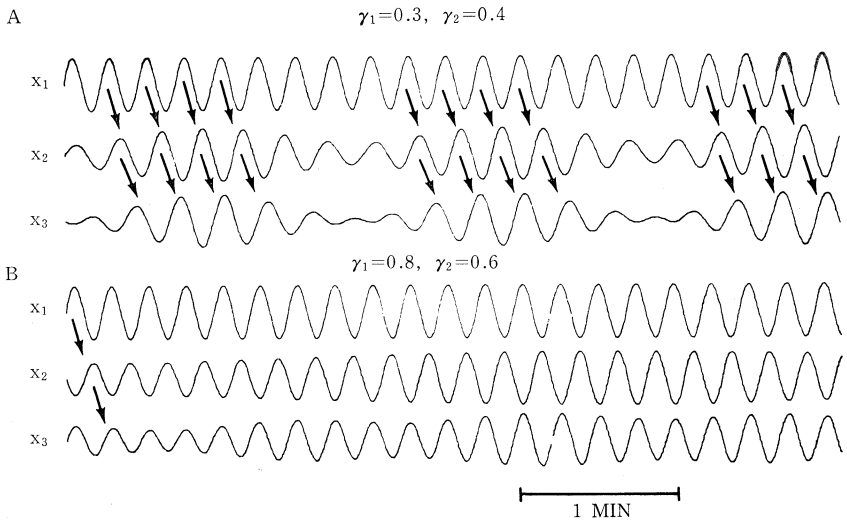

図 1.　3つの oscillator x_1, x_2 および x_3 による腎盂 pacemaker activity の simulation

数を示したので，腎盂中枢部にいわゆる pacemaker と呼ばれる特別の領域を見い出すことができなかった．

そこで，腎盂全体は自発収縮性をもった各領域によって構築されているので，各領域をそこと同じ固有周波数で振動する oscillator によって代表し，腎盂が intact な場合には各 oscillator もお互に連結 (coupling) しているものとみなした．一般に異なった固有周波数 w_1 と w_2 で振動する線型振動子 (linear oscillator) x_1 と x_2 は，

$$x_1+w_1^2x_1=0 \qquad (1)$$
$$x_2+w_2^2x_2=0 \qquad (2)$$

となり，2つの微分方程式の解で表わすことができる．もし，2つの振動子 x_1 と x_2 が coupling されると，両者の振動は次のような微分方程式，

$$x_1+(w_1^2+c)x_1=cx_2 \qquad (3)$$
$$x_2+(w_2^2+c)x_2=cx_1 \qquad (4)$$

で表現され，coupling の強さを表わす定数Cに依存する．この数学的モデルに基づき，腎盂の中枢部，中間部および末梢部を oscillator x_1, x_2 および x_3 で代表させた場合，各振動子間の coupling の強さに応じて，3つの oscillator がどのようにふるまうかを検討した（図 1）．Coupling 係数 γ_1 と γ_2 が 0.3 および 0.4 位で弱い Coupling の場合には，中枢部 oscillator (x_1) はそれ以下の oscillator x_2 と x_3 を完全には駆動できず，x_1 の振動の一部が x_2 と x_3 に伝達された．一方，Coupling 係数をさらに高めていくと ($\gamma_1=0.8$, $\gamma_2=0.6$)，図1に示すように中枢部 oscillator (x_1) が，遂に中間部および末梢部 oscillator x_2 と x_3 を完全に駆動するようになった．すなわち，腎盂中枢部の収縮がそこより末梢の領域へ伝播する状態を表わしている．これが，腎盂 pacemaker activity の simulation である．以上の結果より，腎盂 pacemaker system の本態は従来考えられていたような pacemaker による単独支配ではなく，自動性をもった腎盂各領域を結合する Coupling にあるとおもわれる．

文　　献

1) Gosling, J.A., and Constantinou, C.E. (1976). The origin and propagation of the upper urwary tract contraction waves. A new in vitro methodology. *Experientia*, **32**: 266–267.

2) Constantinou, C.E. (1978). Contractility of the pyeloureteral pacemaker system. *Urol. Int.* **33**: 339–416.