上部尿路機能の研究 (第2報)

経膀胱鏡的管腔内誘導法による尿管筋電図

東北大学医学部泌尿器科学教室 助 教 授 土 田 正 義
(主任 矢戸仙太郎教授) 大学院学生 木 村 行 雄

STUDIES ON FUNCTION OF THE UPPER URINARY TRACT. (II) ELECTROURETEROGRAPHY OF INTRAURETERAL LEAD

Seigi Tsuchida and Yukio Kimura

From the Department of Urology, School of Medicine,

Tohoku University

(Director: Prof. S. Shishito)

This study was undertaken to introduce electroureterography into the clinical field of urology, producing many types of electrodes cystoscopically applicable to the human ureter and modifying recording procedure. A success is reported here in graphic recording of the human ureter in a constant wave pattern using a "u-looped" electrode with some resulting data.

1. 緒言

尿管々腔誘導法による筋電図を膀胱鏡的に正しく描記することができれば、泌尿器科領域における応用面は飛躍的に拡大するものと思われる。この目的のためにすでに多くの学者によつて各種の電極が試作され、誘導法も研究されてきた。しかしまだ信頼できる一定の波形をみるに至らず、臨床応用上の問題点が多い。

私どもも同様の目的のために、種々の導子を試作して、動物ならびに臨床実験を行なつてきたが、最近になつて犬および人から充分信頼できる尿管活動電位波を得ることができた。そこでこの論文には、各種の試作電極およびそれによつて得られた筋電図を紹介し、その波形についても2,3の検討を加えてみたい。

2. 実験方法

1) 導子の作成

まず私どもの試作した4種の電極の構造を述べるが、骨格筋および内臓諸臓器の活動電位の混入を防ぐために、今回試作したのはすべて双極誘導導子である。この際、導子作成の材料には動物実験用のカテーテルとしてポリエチレンチューブを使用し、臨床用にはビニールおよびポリエチレン製尿管カテーテルを使用した。そして電極部分には、直径0.2~0.5mmの銀線を使用した。

(a) 単純環状双極誘導導子(第1図): ポリエチレ

第1図 単純双極誘導導子の構造(動物用)

第2図 ブリッジ型導子の構造

ンチューブおよび尿管カテーテルの先端より2cmの部分と、これより3cm後方に銀線環をとりつけ、それぞれにチューブ管内を通した直径0.1~0.2mmの被覆銅線を接続し、これによつて電気的变化をカテーテル外に誘導した。なお動物実験用のポリエチレンチューブの太さは尿管の太さに応じて1~6mmの6段階とし、臨床用の尿管カテーテルの太さは膀胱鏡的に挿入できる最大限のF8号とした。

(b) ブリッジ型環状双極誘導導子(第2図): 導子

規格構造は動物実験ならびに臨床用とも同一である。すなわち F 7 号および 8 号の尿管カテーテルの先端より 3 cm の部分に 1 cm の間隔をおいて直径 0.8 mm の銀線環 2 個を電極として取り付け、さらにこの両極を挟むようにこれより先端および後方に向つてそれぞれ 1.5 cm 離れたところに鋼線を張つてカテーテルが弧状に弯曲するように固定した。単純環状双極誘導々子の場合と同様に、カテーテルの内腔を通した 0.2 cm の被覆銅線で両極からカテーテル外に誘導した。

(c) U-Schlinge 型環状双極誘導々子 (第 3 図) : この導子も動物実験ならびに臨床用が共通である。すなわち F 6 号の尿管カテーテルの先端より 3 cm の部分に 0.3 mm の銀線を環状に巻き、さらに 1 cm 後方に同様のもの

第 3 図 U-Schlinge 型導子の構造

のをもう 1 個とりつけて電極間隔距離 1 cm の双極電極とした。そしてこの電極を間に挟むようにして 4 cm の間隔でカテーテルに 2 個の小穴を開けた。カテーテルの内腔に適したナイロン Schlinge を後方の小穴からカテーテル外に出し先端の小穴からふたたびカテーテル内に入れ先端の穴の部分で Schlinge をカテーテルに固定した。すなわちこの導子を膀胱鏡的に尿管に挿入してから、カテーテルの基部で Schlinge を引けば、電極部分のカテーテルは弧状に捲んで尿管壁に密着することになる。

2) 実験材料

実験動物には 7~25 kg の成犬 12 頭を使用した。臨床実験には 20~40 才の成人で泌尿器科的に異常のない症例 11 名を対象とした。

3) 筋電図の誘導方法

動物実験の場合、Isozol 0.3~0.9 g を静注して全身麻酔下で背位に固定して開腹し、膀胱を露出し、膀胱切開により上記の導子を尿管口から尿管内に約 10 cm 挿入した。臨床実験の場合にはエピロカインゼリーを尿道に注入して局所麻酔を行ない、膀胱鏡を挿入してから経膀胱

鏡的に導子の先端を尿管内に約 15 cm 挿入した。

筋電計としては日本光電工業製 2 Channel Biophysical Pre-Amp と同社製 4 Channel Electrocardiograph (MC-42T) を使用し、heat-writing 法で時定数 0.3 秒として記録した。

なお環状双極誘導を行なう際に、先端側すなわち、腎臓側にある電極を増巾器の陽極端子に接続し、後方すなわち膀胱側の電極を陰極端子に接続した。それゆえ基線より上方に向う波形は正の荷電となり、下方に向うものは負の荷電となつて記録された。

3. 実験成績

1) 単純環状双極誘導々子による筋電図

a) 動物実験：実験犬 No. 1 より No. 6 にそれぞれ 1~6 mm の太さの導子計 6 本を使用した。第 4 図は No. 3 の筋電図であるが、Sleator & Butcher⁽¹⁵⁾、白鳥ら⁽¹⁴⁾により報告された波形と同一の棘波が規則正しく現われ

第 4 図 単純環状双極導子による成犬の筋電図

雌犬 11.0 kg 右側尿管
時定数 0.3 sec.
速度 10 mm/sec.

(EMG 格子 0.8 mm = 1 mV, 10 mm = 1 sec.)

第 5 図

a, a': 陽性前放電
b, b': 陰性主放電
c, c': 陰性副放電
d, d': 陽性後放電

ている。すなわち基本型としては、第 5 図のように白鳥ら⁽¹⁴⁾のいう陽性前放電 (a)、陰性主放電 (b)、陰性副放電 (c)、陽性後放電 (d) がみられ、たゞちにこれと反対の形を取つた波形 a', b', c', d' がみられる。この 1 個の波形の振巾は 1.95 mV、持続時間は 0.4 秒、棘間々隔は

8.25秒となり、伝播速度は46.8mm/秒となつている。しかしこのような筋電図を描記できたのは尿管内径と導子の太さが丁度一致したNo. 3の場合のみであつた。導子が8mmより細いNo. 1, 2では導子と尿管内腔の接触が不良であつたために基線の動揺が激しく、正しく識別できる波形は得られなかつた。また実験犬No. 4, 5, 6の場合におけるように、導子が4, 5, 6mmと尿管径より著しく太い場合には放電が多発する傾向を示した。したがつて基線の動揺が少なく、波形の崩れのない活動電位を描くためには、導子の太さを適当に加減して尿管の太さに適合したものを使用しなければならないことを知つた。

b) 臨床実験：症例1, 2に対して行なつたが、膀胱鏡的に挿入する導子の太さには限度があり、そのため尿管壁と導子の接触が不良となつた。したがつて尿流の多少に応じた基線の動揺のみが描記され、尿管自体の活動電流と思われる波形はほとんど記録できなかつた。すなわち臨床的に単純双極誘導々子を使用して筋電図を作成することは非常に困難なことを知つた。

第6図 ブリッジ型導子による成犬の筋電図

雌犬 11.0kg 右側尿管

時定数 0.3sec.

速度 10mm/sec.

(EMG格子 0.8mm = 1 mV. 10mm = 1 sec.)

第7図 ブリッジ型導子による健康成人の筋電図

29才 男 左側尿管

時定数 0.3sec.

速度 10mm/sec.

(EMG格子 4mm = 1 mV. 10mm = 1 sec.)

第 9 図

(A) U-Schlinge 型導子による成人の筋電図

21才 男 右側尿管

速度 10mm/sec.

時定数 0.3sec.

EMG格子 16mm = 1 mV, 10mm = 1 sec.

2) プリツジ型環状双極誘導々子による筋電図

a) 動物実験：実験犬No. 7, 8, 9の3頭に行なつた。その結果全例において第6図のように定型的な波形をもつた筋電図を記録でき、しかも基線の動揺はほとんど認められなかつた。

b) 臨床実験：症例3, 4, 5に対して行なつた。第7図に示した波形は症例3の場合であるが、基線の動揺がやや著しく、導子により尿管が拡張される傾向がありながらも尿管壁と接触不良の場合もあつたので、振巾が低く放電が多発している。したがつてプリツジ型導子を使用した場合にも、臨床的に一定の波形を有する筋電図を作成することはかなり困難なことを知つた。

3) U-Schlinge 型環状双極誘導々子による筋電図

a) 動物実験：実験犬No. 10, 11, 12の3頭に行なつた。導子末端のSchlingeを引くことにより、電極と尿管壁の接触を容易に良好に保つことができた。そのため

第8図 U-Schlinge型導子による健康成犬の筋電図

雌犬 8.5kg 右側尿管

時定数 0.3sec.

速度 10mm/sec.

(EMG格子 8mm = 1 mV. 10mm = 1 sec.)

第8図のように他の導子による場合よりも一層基線の動揺が少なく、波形の崩れのない安定した活動電位を描記することができた。

b) 臨床実験：症例6~11の6例に行ない、すべての症例から一定の波形を得ることができた。第9図A, Cは症例6における筋電図であるが、これは基本的には動物実験で単純環状双極誘導々子を使用し、No. 3の犬から得たものと同一の波形を示している。しかしU-Schlinge型導子による場合には、電極間距離が1cmとなつていたので、症例によつて第9図のB, Dのように2つの波形が触合した形を取り、b b'となつて現われる場合

(B) U-Schlinge 型導子による成人の筋電図

21才 男

左側 (健常側)

時定数 0.3sec.

速度 10mm/sec.

(EMG格子16mm = 1 mV, 10mm = 1 sec.)

があつた。つぎに6例の活動電流の振巾、持続時間、頻度、伝播速度を第1表に示す。すなわち振巾は0.4~1.2mVにわたり、平均0.73mV 持続時間は0.53~1.0秒、平均0.7秒、放電間隔は6.8~5.7秒、平均19.3秒ごとに波形が規則正しい間隔をおいて発生した。また伝播速度は22.2mm/秒~50.0mm/秒であり、平均31.1mm/秒であつた。

第9図 (C)

(A) の波形の分析

2個の波形ははゞ分離していて、2つの主放電b, b'の間に陰性副放電Cが認められる。

第9図 (D)

(B) の波形の分析

2個の波形が融合し、陰性主放電bについてたゞちにつぎの主放電b'に移行している

a'a': 陽性前放電; b,b': 陰性主放電;

c,c': 陰性副放電; d,d': 陽性後放電

第1表 尿管々腔内誘導による活動電位の測定値

症 例	6	7	8	9	10	11	平 均
振巾 (mV)	0.5	1.0	1.2	0.8	0.5	0.4	0.73
持続時間 (sec)	0.7	1.0	0.5	0.6	0.6	0.8	0.70
頻度 (秒毎)	2.2 (規則的)	11.2 (規則的)	10.3 (規則的)	6.8 (規則的)	7.9 (規則的)	57.5 (規則的)	19.3
伝 播 速 度 (mm/sec)	22.2	50.0	30.0	27.5	24.0	33.3	31.1

4. 考 按

尿管活動電流の測定による筋電図は1910年 Orbeli & Brücke¹³⁾ が露出された尿管について string galvanometer による測定を試みたのが最初である。しかしその後、多くの学者がこれを研究し報告して来たが、信頼に足る一定の波形を得るには至らなかった。ところが1955年に至つて Sleator & Butcher¹⁵⁾ は動物実験で犬の尿管内に環状電極を挿入する方法で、筋電図上一定の活動電位曲線を得たと報告したが、これは Bozler³⁾⁴⁾ が摘出尿管に針状電極を使用して測定した活動電位の波形から推定して充分信頼に足るものであることが判明した。さらに白鳥ら¹⁴⁾ は動物ならびに臨床実験で露出尿管に対し針状電極を用いた管外誘導法により同様の波形が得られたことを報告している。動物実験では、尿管々腔内誘導法による筋電図としてこのほかにも Weinsberg¹⁶⁾ & Sie-

bens¹⁷⁾、菊地¹⁰⁾の報告がある。しかし臨床的に経膀胱鏡的に尿管内に導子を挿入して筋電図を記録しようとする試みは、多くの学者⁸⁾¹⁵⁾²⁾⁵⁾⁶⁾⁷⁾⁹⁾⁸⁾¹¹⁾¹²⁾により努力されながら、いずれも基線の動揺、波形の崩れが高度なために本来の活動電位波形と Artifact の判別が出来かねるものばかりであつた。

私どもも、臨床的に簡便な方法で筋電図上一定の波形を得ようとこれまで努力を重ねてきた。そしてまず基礎的実験として単純環状双極誘導々子による実験を行なつたが、その際たとえ尿管自体は動いても、電極が尿管内腔壁と良好な接触状態を保つてさえおけば、電極の接触面が移動しないので、基線の動揺は少なく、波形が崩れない筋電図を記録できることを知つて、その成績の一部を報告した¹⁶⁾。そこで以上の条件を満足させようとして試作したのが、膀胱鏡的に尿管内に挿入できるブリッジ

型導子である。しかしこの型の導子を使用した場合でも動物実験では良好な結果が得られたが、臨床的にはなお満足するような結果が得られなかった。そこでさらに U-Schlinge 型環状双極誘導導子を試作した結果、上記の条件が満たされ、一定の波形を記録できることを知った。すなわち今回私どもがはじめて膀胱鏡的に信頼に足る筋電図の記録に成功したといえよう。この導子は膀胱鏡的に簡単に操作できるので、両側尿管に挿入して同時に記録を行なうことが可能で、しかもレ線透視下に行なえば尿管の希望する位置に電極を固定することができる。したがって、私どもの方法は将来各種疾患時における尿管機能の解明に役立つであろうと思われる。

次に筋電図上得られる尿管活動電位の波形について述べると、Bozler³⁾⁴⁾ は犬、猫、兎、ラットの摘出した尿管に電気刺激を与えた場合、その興奮は悉無律に従い、発生する活動電位は単相性であり、再分極の過程に Plateau をもつと報告している。さらに矢野は¹⁸⁾ 摘出豚尿管では Bozler のように単相性であるが、陰性放電の前または後、あるいは前後に陽性後放電をもつと報告している。しかし尿管を露出した場合に得られる活動電位の波形については、Orbeli ら¹³⁾ は三相性であると述べている。また Baker & Huffer¹¹⁾ も同様条件下では犬の尿管で三相性であることを確かめている。Sleator & Butcher¹⁵⁾ は 25mm 以上の間隔で設置した環状の双極電極を犬の尿管内に挿入し、管腔内誘導により記録した活動電位の波形を分析している (第10図)。それによると波形

第 10 図

- (I) Sleator & Butcher が犬尿管々腔内環状電極により得た活動電位の波形。
- (II) 彼らの波形を Bozler の波形から分析したもの。図中 A—E は電極の接触部位の膜電位の波形。点線 1, 2, 3 は脱分極が接近し、遠ざかることにより附加される電位波形。
- (III) Bozler が犬摘出尿管から針状電極により得た活動電位の波形。

の構成々分としてまず負に荷電した脱分極部が接近して来ることにより、正の方向に向う波形 (第10図Ⅱの1) が現われ、ついで尿管壁に電極の接している部分が脱分極を起すことにより鋭い陰性の棘波 (第10図ⅢのB) が現われて再分極 (第10図ⅢのCDE) に移る。この途中に点線部分 2 (第10図Ⅱの2) が付加されたのち静止電位に戻り、最後に脱分極部が離れて行くために生ずる正の方向の比較的ゆるやかな点線部分 3 (第10図Ⅱの3) が加わるという。彼らは以上の波形を基本型とするが、この波形は Bozler³⁾⁴⁾ の報告した波形に action potential の伝播により生じた電位が加わった結果生じた合成波であると述べている。そしてさらにこの付加電位は生体内で単相性変化を記録する際には常に起る Artifact であり、真の膜電位は第10図Ⅱの点線の部分1, 2, 3 を削つたもの、すなわち再分極の過程で Shoulder または Plateau をもつ単相性の棘波であるとしている。白鳥ら¹⁴⁾ は犬、人いずれの尿管でも同様な波形が出現することを確かめ、Sleator & Butcher らの述べた曲線の各部分をそれぞれ陽性前放電、陰性主放電、陰性副放電、陽性後放電と名付けている。さらに Sleator & Butcher¹⁵⁾ は Shoulder または Plateau の電位は陰性最大電位の $\frac{1}{4}$ ～ $\frac{3}{4}$ に達し、その接続時間は全持続時間の $\frac{3}{4}$ を占めっていると述べている。彼らは以上の基本的波形に対する亜形として、Shoulder のない形とさらに巾の広い ABC 部をもつた波形のあることも述べている。白鳥ら¹⁴⁾ は筋電図上、Sleator & Bulcher¹⁵⁾ のいう基本型を第1型、陰性副放電のない形を第2型、陰性主放電のみ現われる波形を第3型とした。この際 Sleator & Butcher¹⁵⁾ は全身状態が悪化したり、活動電位の伝播速度が遅い場合や、尿管自体に加わる侵襲などの影響によつて基本型がくずれることがあると述べている。また白鳥らは尿管の蠕動が強いときには第1型が多く、外界の条件が悪くて蠕動が弱い場合には第3型が多いと述べている。私どもが U-Schlinge 型導子を使用して臨床的に成人より得た筋電図においても、Sleator & Butcher¹⁵⁾ の犬尿管における波形と同様の波形が記録された。しかしこの際、彼らがいうように、電極間距離が 3 cm 以下の場合には、2つの波形が融合する可能性があり、私どもの場合でも電極間距離が 1 cm であったから、最初の波形に続いて現われる逆転波が分離する場合と、融合する場合があった。

成人尿管活動電位に関する諸測定値は、つぎの通りである。放電の脈巾については、Sleator & Butcher¹⁵⁾

は環状双極誘導々子を尿管内に挿入して得た成績から最高 0.5mV であると述べ、白鳥ら¹⁴⁾は針状電極による管外誘導法で最高 1.7mV と述べている。Sleator & Butcher¹⁵⁾は彼らがこのように低い値を得た理由を、人の尿管の粘膜層が犬に比較して厚いためにあろうと述べている。しかし私どもは U-Schlinge 型環状双極誘導導子を使用して最高 1.2mV とかなり高い成績を得ているので、その理由を彼らの誘導方法自体が不完全であつたためであらうと考える。

つぎに臨床例における活動電位の伝播速度は Sleator & Butcher¹⁵⁾は20~45mm/秒、白鳥ら¹⁴⁾14~26mm/秒、宗¹¹⁾は20~45mm/秒と述べ、私どもの U-Schlinge 型導子による測定値も大体この範囲内に入る。また放電間隔は、Sleator & Butcher¹⁵⁾は6~75秒、白鳥ら¹⁴⁾5~40秒、Weinsberg ら¹⁷⁾8.6~5秒と述べているが、私どもの測定値もこれに完全に一致した。放電の発生は Sleator & Butcher¹⁵⁾は規則的に、または等間隔をもつて集団的に現われるといっているが、白鳥ら¹⁴⁾は等間隔に放電が記録される形を第1群、集団的に2~3の放電が発生するものを第2群、全く規則性のないものを第3群と分類し、蠕動の弱いときに第3群が多いと述べている。また菊地¹⁰⁾は管内誘導法では、管外のそれに較べて第3群の出現が少ないと述べている。今回私どもが U-Schlinge 型環状双極誘導導子を使用して行なつた方法では、臨床例全例において規則的間隔をもつた活動電位が記録された。

5. 結語

私どもは尿管々腔内誘導筋電図を臨床的応用に供するために単純環状双極誘導導子、ブリッツ型環状双極誘導導子、U-Schlinge 型環状双極誘導導子を試作し、犬および人間に対して実験的研究を行ない、つぎの結果を得た。

1) 単純環状双極誘導導子では、犬の尿管筋電図の記録は可能であつたが、臨床的に一定の波形を得ることは非常に困難なことを知つた。

2) ブリッツ型環状双極誘導導子では、犬の筋電図では良好な波形を得たが、人の場合には基線の動揺が激し

く安定した波形を得ることはできなかった。

3) U-Schlinge 型環状双極誘導導子では、犬および成人尿管において一定のしかも基線の動揺の少ない活動電位波を記録することができた。

a) この波形は Sleator & Butcher が得たものと基本的に一致した。b) 活動電位波の諸測定値は、振幅 0.4~1.2mV、平均0.73mV、持続時間0.53~1.0秒、平均0.70秒、放電間隔 6.8~57.5秒、平均19.3秒で、伝播速度22.2~33.3秒、平均31.1mm/秒であつた。

(御指導、御校閲下さつた恩師矢野教授に深く感謝する。なお本研究は文部省科学研究費の補助を受けたことを明記する。)

文 献

- 1) Baker, R. & Huffer, J.: Am. J. Physiol., 174, 381, 1953.
- 2) Bors, E. & Blinn, K.G.: J. Urol., 74, 322, 1955.
- 3) Bozler, E.: Am. J. Physiol., 124, 502, 1955.
- 4) Bozler, E.: Am. J. Physiol., 136, 553, 1942.
- 5) Butcher, H.R., Jr. & Sleator, W., Jr.: J. Urol., 73, 970, 1955.
- 6) Butcher, H.R. & Sleator, W., Jr.: J. Urol., 75, 650, 1956.
- 7) Corey, E.L. et al.: J. Urol., 75, 244, 1956.
- 8) Draper, J.W. & Zorngiotti, A.D.: New York State J. Med., 54, 77, 1954.
- 9) 生亀: 日泌尿会誌, 48, 605, 1957.
- 10) 菊地: 東北医誌, 55, 382, 1957.
- 11) 宗: 泌紀要, 5, 886, 1959.
- 12) 大井: 日泌尿会誌, 52, 190, 1961.
- 13) Orbeli, L. & Brücke, E.T.: Arch. Physiol., 133, 341, 1961.
- 14) 白鳥ら: 東北医誌, 55, 382, 1957.
- 15) Sleator, W., Jr. & Butcher, H.R., Jr.: Am. J. Physiol., 180, 261, 1955.
- 16) 土田, 木村: 平滑筋々電図研究班協議会報告, 1962.
- 17) Weinsberg, S.R. & Siebens, A.A.: J. Urol., 80, 326, 1958.
- 18) 矢野: 東北医誌, 30, 419, 1941.
- 19) 横竹: 名古屋医学, 75, 1122, 1958.

(昭和38年11月22日受付)