カラードプラ装置による海綿体動脈の評価

—超音波入射角度の重要性について—

高松赤十字病院泌尿器科 (部長: 湯浅 誠)

川西 泰夫 木村 和哲 奈路田拓史 山中 正人
松下 和弘 沼田 明 湯浅 誠

徳島大学医学部泌尿器科 (主任: 香川 征教授)

田 村 雅 人 香 川 征

EVALUATION OF CAVERNOUS ARTERY BY COLOR DOPPLER ULTRASONOGRAPHY

—Significance of Ultrasonic Beam Angle—

Yasuo Kawanishi, Kazunori Kimura, Takushi Naroda, Masato Yamanaka,

Kazuhiro Matsushita, Akira Numata and Makoto Yuasa

Department of Urology, Takamatsu Red Cross Hopital, Kagawa, Japan

Masato Tamura and Susumu Kagawa

Department of Urology, Tokushima University, Tokushima, Japan

Penile Doppler ultrasonography is widely accepted as an essential examination in the diagnosis of impotence. However, measurement blood flow velocity using Doppler ultrasonography may be subject to some errors.

We performed color Doppler ultrasonography in 63 patients with normal penile vascular function as diagnosed using positive responses to intracavernous pharmacological stimulation. We compared the Doppler measurement results of the 126 cavernous arteries and the ultrasonic beam angles. We used a Hitachi EUB 515, a sonographic probe of 7.5 MHz, a sampling width of 0.8 mm, a sampling depth of 1 mm, and a wall motion filter was not used. Ultrasonic beam angles were 5 to 77 degrees. The mean peak systolic velocity and end diastolic velocity values were 40.0 cm/s and 3.9 cm/sec, respectively. The peak systolic velocity and end diastolic velocity values remained stable regardless of the ultrasonic beam angles (Kruskal-Wallis test, $p=0.56$, $p=0.70$). However, the variance of values became greater when the ultrasonic beam angles was larger than 55 degrees in the case of peak systolic velocity (F test, $p<0.05$) and 50 degrees in the case of end diastolic velocity (F test, $p<0.05$), indicating a reduction in reliability. Resistance index variance was significantly higher when ultrasonic beam angle exceeds 50 degrees (F test, $p<0.05$).

We believe that we should accept only those cavernous artery peak systolic velocity measurements as reliable when the ultrasound beam angle is less than 55 degrees. For end diastolic velocity values or resistance index, the Doppler examination should be carried out with the ultrasonic beam at an angle smaller than 50 degrees to the cavernous artery.

Key words: penile cavernous artery, color Doppler ultrasonography, impotence

要旨: カラードプラ超音波装置を用いた海綿体動脈の血流測定における超音波入射角度と測定値の関係を検討し, 誤差の発生を小さくするための測定条件について検討した。

方法: プロスタグランディン E_1 20 μ g の海綿体投与で10分以内に完全勃起を示す症例63例を対象とした。126本の海綿体動脈の超音波入射角度と peak systolic velocity (PSV), end diastolic velocity (EDV),

resistance index (RI) の関係を検討した。装置は日立製 EUB515, プロブは7.5MHz でビーム幅は約1 mm, サンプル幅は1 mm で施行した。

結果: PSV 値は超音波入射角度の異なる各群でも有意な差はなかったが, 超音波入射角度が55度以上になると測定値のばらつきが大きくなった。EDV の平均値は超音波入射角度が大きい測定条件でも類似した結果であったが, 超音波入射角度が50度以上になると測定値のばらつきは大きくなった。RI 値は超音波入射角度の変化により差が見られなかったが, 超音波入射角度が50度より大きい場合, 測定値の分散は有意に大きくなった。

結論: 陰茎海綿体動脈をカラードプラ超音波装置で評価する場合には超音波ビームの入射角度に留意する必要がある。PSV の測定に関してはそれが55度以上の超音波入射角度で得られた場合にのみ信頼できる。EDV と RI 値に関しては超音波検査が50度以下の超音波入射角度で施行する必要性が示唆された。

キーワード: 海綿体動脈, カラードプラ, インポテンス

緒 言

勃起が発現するためには陰茎の血行動態の変化が必須である。それゆえ勃起機能の評価に陰茎の血流検査は必須であると考えられる。陰茎の血流をドプラ装置で評価しようとする試みは早くからあった¹⁾が, 海綿体動脈の検出が困難であったためにインポテンスの検査として広く施行されることはなかった。近年, カラーフローマッピング技術が開発され, 血管の検出が容易になったことにより超音波ドプラ検査はインポテンスの非侵襲的な血行動態の検査法として広く施行されるようになった。

一方, カラードプラ超音波装置による血流測定に際しては得られた測定値に誤差が含まれていることに留意する必要がある。特に測定対象の血管に対する超音波ビームの入射角度は測定値に誤差を与える要因のひとつである。すなわち大血管においては超音波入射角度が60度を越えると誤差が急激に増大することが報告されている²⁾。海綿体動脈は直径や血流速度が大血管とは著しく異なっているため, 今回, 超音波入射角度と測定値のばらつきについて検討した。

対象及び方法

対象は1992年1月から1993年12月までにインポテンスを主訴に受診した症例のうち血管系機能が正常であると診断された63例で年齢は平均42.4歳 (20~71歳), 全例20 μ g のプロスタグランディン E₁ の海綿体内投与により10分以内に立位にて陰茎と躯幹とのなす角度が90度以上で触診上も海綿体内圧が80mmHg 以上と推測される完全な勃起状態が得られた症例である。動脈硬化症, 高血圧症の既往のある症例や骨盤内手術の既往歴のある症例は除外した。糖尿病の症例が3例含まれているが球海綿体筋反射の潜時測定と腓腹神経伝導

速度測定の結果, 機能的インポテンスと診断された症例である。

カラードプラ検査は仰臥位で陰茎根部で行った。使用した装置は日立製 EUB 515で, リニアアレイ走査型の7.5MHz のプロブ EUP-L33S に専用のスタンド オフアタッチメントを装着した。このアタッチメントは硬質ゴム製でプロブの表面に対して20度の角度を持つ。このアタッチメントを使用することで分解能, 感度の最も良好な深度に海綿体動脈を合わせることが可能である。プロブのビーム幅は深度約15mm でもっとも細くなり-6dB 幅が0.8mm, 感度は深度20mm で最大値が得られる。低流速度域の測定であるので Wall motion filter は使用せずに行い, 各パラメーターの計測は内臓の自動計測プログラムにておこなった。

20 μ g のプロスタグランディン E₁ を海綿体内に投与した後, 10分間の測定を行った。この間に左右の海綿体動脈の peak systolic velocity (PSV), end diastolic velocity (EDV) を測定した。さらに PSV 値と EDV 値から resistance index (RI; (PSV-EDV)/PSV) を算出した。これらの計測における超音波ビームの入射角度すなわち海綿体動脈と超音波ビームのなす角度と測定結果の中央値と分散について検討した。なお測定は全例一人 (Y.K.) の泌尿器科医が施行した。

測定結果の中央値, 10%値, 25%値, 75%値, 90%値の算出, 平均値の差の検定 (Kruskal-Wallis test), 分散の検定 (F 検定) は Stat View 4.0 (ABACUS) を用いて行った。

結 果

63例の左右の陰茎海綿体動脈, 合計126動脈について測定が行われた。超音波入射角度は5度から77度, 平

図1 超音波入射角度と PSV 値の関係

X 軸は海綿体動脈に対する超音波ビームの角度で Y 軸は角度補正後の PSV 値。海綿体動脈の PSV 値は海綿体動脈に対する超音波ビームのなす角度が大きくなるのに伴ってその分散が大きくなる傾向が認められ60度ではデータの分散が大きくなっている。

図2 超音波入射角度と EDV 値の関係

X 軸は海綿体動脈に対する超音波ビームの角度で Y 軸は EDV 値。海綿体動脈の EDV 値は海綿体動脈に対する超音波ビームのなす角度が大きくなるのに伴ってその分散が大きくなる傾向が認められ、PSV と同様に60度ではデータの分散が大きくなっている。

均 58.7 ± 12.0 度であった。PSV 値は 5.0 cm/sec. から 121 cm/sec. 、平均 $40.0 \pm 15.7 \text{ cm/sec.}$ で EDV 値は 0.1 cm/sec. から 16.0 cm/sec. 、平均 $3.9 \pm 3.5 \text{ cm/sec.}$ であった。PSV 値と EDV 値から算出された RI 値は 0.65 から 1.0 で平均 0.89 ± 0.09 であった。

PSV 値は測定時の超音波入射角度が大きくなるのにもとまって測定値がばらつく傾向にあった (図 1)。

海綿体動脈の EDV 値は海綿体動脈に対する超音波ビームのなす角度が大きくなるのに伴ってその分散が大きくなる傾向が認められた。PSV 値と同様に 60 度の超音波入射角度での測定では測定値の分散が大きくなっていった (図 2)。

各群の PSV 値の測定結果の分布は正規分布を示さなかった。測定値の分散を box plot で図 3 に示した。PSV 値の中央値は 32.2 cm/sec. から 46.8 cm/sec. であった。海綿体動脈の PSV 値は海綿体動脈に対する超音波ビームのなす角度が大きくなるのに伴ってその分散が大きくなる傾向が認められた。PSV 値の中央値は 32.2 cm/sec. から 46.8 cm/sec. であった。各超音波角度群間の測定値には差は認められなかった (Kruskal-Wallis test, $p=0.56$)。測定値の分散は 55 度までの超音波入射角度群と 56 度以上の測定群に差を認

めた (F 検定, $p<0.05$)。すなわち超音波入射角度が異なっても各群の PSV 値の中央値には差が認められなかったが、超音波入射角度が 56 度以上では PSV 値のばらつきが有意に大きくなった。

EDV 値の分散を PSV 値と同様に box plot で図 4 に示した。EDV 値の中央値は 0.4 cm/sec. から 3.7 cm/sec. であった。海綿体動脈の EDV 値は海綿体動脈に対する超音波ビームのなす角度が大きくなるのに伴ってその分散が大きくなる傾向が認められたが、それぞれの超音波入射角度群の測定値には差は認められなかった (Kruskal-Wallis test, $p=0.70$)。測定値の分散は 50 度までの超音波入射角度の群とそれよりも大きな角度での測定群との間に有意な差を認めた (F 検定, $p<0.05$)。すなわち超音波入射角度が異なっても得られた EDV 値の中央値には有意な差が認められなかったが、超音波入射角度が 51 度以上ではばらつきが有意に大きくなった。

海綿体動脈の RI 値は海綿体動脈に対する超音波ビームのなす角度が大きくなるのに伴ってその分散が大きくなる傾向が認められた (図 5)。RI 値の中央値は 0.87 から 0.98 であった。各超音波角度群間の測定値には差を認められず (Kruskal-Wallis test, $p=0.71$)、

図 3 超音波入射角度と PSV 値の分散の関係

分散を box plot で示した。box 内の横線は中央値、box の上辺は 75 パーセンタイル値で底辺は 25 パーセンタイル値、上向きの誤差線は 95 パーセンタイル値で、下向きの誤差線は 10 パーセンタイル値を示す。超音波入射角度が異なる検査においても測定値には差はない (Kruskal-Wallis test, $p=0.056$)。データの分散は 54 度までの超音波入射角度群とそれ以上の角度での測定群には統計学的に有意な差が認められる (F 検定, $p<0.05$)。

図4 超音波入射角度と EDV 値の分散の関係

データの分散を図3と同様の box plot で示した。超音波入射角度の異なる検査間の測定値に差はない (Kruskal-Wallis test, $p=0.70$)。データの分散は50度までの超音波入射角度の群ではそれよりも大きな角度での測定群に差を認める (F 検定, $p<0.05$)。

図5 超音波入射角度と RI の関係

RI 値の中央値は0.87から0.98であった。各超音波角度群間の測定値には差はない (Kruskal-Wallis test, $p=0.71$)。データの分散は50度までの超音波入射角度の群ではそれよりも大きな角度での測定群に差を認める (F 検定, $p<0.05$)。

測定値の分散は50度までの超音波入射角度の群とそれよりも大きな角度で測定した測定群との間に差を認めた (F 検定, $p<0.05$)。すなわち RI 値は超音波入射角度が51度以上ではばらつきが有意に大きくなった。

考 察

陰茎海綿体動脈の血流測定に関する研究は1985年の Lue らの論文³⁾以来、正常例⁴⁾や動脈性インポテンス⁵⁾⁶⁾、静脈性インポテンスを対象とした論文⁷⁾⁸⁾がある。これらの研究において動脈性インポテンス患者群

図6 超音波入射角度とプローブの位置

単に陰茎根部で海綿体動脈をとらえるだけでは動脈と超音波ビームの角度が必ずしも小さくはない。測定中に超音波入射角度に注意をはらうことが必要。

や静脈性インポテンス患者群ではその測定値は正常対照と比較し有意な差を示しているものの、測定値にはばらつきが大きく血管性インポテンスの症例と正常例の測定値にはオーバーラップする部分が多かった。これには実際の血流速度自体の分布がオーバーラップしている可能性もあるが測定誤差の影響も少なくないと思われる。

測定値に誤差を生じる原因として第一に機器の性能の限界が考えられる。カラーでの血流表示や血流速度測定には装置の分解能、感度、パルス波の送受信繰り返し周波数 (PRF)、ハイパスフィルター、ローパスフィルターの特性により検出限界が変化する。特に微細な血管ではこれらの影響を受けやすい。すなわち、陰茎根部で海綿体動脈を検出するためにはプローブのサイズや特性にも注意が必要である。われわれは7.5 MHzのリニア型探触子を使用しているがこの探触子のビーム幅は深度約15mmでもっとも細くなり6dB幅が0.8mmである。また、感度も深度20mmで最大となるので海綿体動脈の計測に適しているものの一つであると考えている。

さらにこれらの測定機器に依存する要素に加えて測定誤差の第2の原因として測定時の超音波入射角度の問題が関与していると考えられる。超音波入射角度が90度では理論上、ドブラ法による血流測定は行えない。超音波入射角度が90度未満であれば計測値を得ることは可能であるが、実際には対象血管と超音波ビームの間の角度が60度を越えると測定値に含まれる誤差が大

きくなり血流測定検査としての意義を失う。Griffin²⁾は超音波入射角度と測定誤差、角度補正の誤りによる誤差に関して検討を行い60度を越える超音波入射角度での計測を避けるよう述べている。

われわれもこれまで陰茎根部でできるだけ小さな超音波入射角度で海綿体動脈をとらえるように留意してきた。しかし、実際には超音波入射角度が60度を越えた計測も見られた。これは陰茎根部で測定を行っていても陰茎体部で海綿体動脈をとらえたためであろうと思われる。これまでも陰茎体部で海綿体動脈を捉らえて血流測定を行った論文⁹⁾¹⁰⁾がいくつか見られるが、陰茎の体部で海綿体動脈をとらえた場合には血管が陰茎表面と平行に走行しているため超音波ビームとのなす角度は70度前後の広い角度になる。このため、最近では Merokx¹¹⁾や Nisen ら¹²⁾の論文に見られるように陰茎根部での血流測定が行われている。しかし、超音波入射角度に起因する誤差を小さくするためには海綿体動脈を陰茎体部でとらえるだけでは不十分であり、重要な点はできるだけ小さな超音波入射角度で海綿体動脈を捉らえることである (図6)。

以上のごとくカラードプラ超音波装置による血流速度測定は誤差を内包しやすい検査ではあるが、陰茎血管造影検査とカラードプラ検査の結果の比較検討から動脈性インポテンスの診断における PSV 値の測定の意義は広く認められている¹³⁾。PSV 値の正常下限値を25cm/sec. から50cm/sec. とする論文^{14)~16)}が多く、われわれの症例の PSV 値の平均は40.0cm/sec. と類似したものであった。われわれの対象症例は全例がプロスタグランジン E₁で完全勃起を示す症例であり一定の範囲内に測定値があつまることが期待されたが、実際には PSV 値は5.0cm/sec. から121cm/sec. と広い分散を示した。特に広い超音波入射角度での計測に飛び離れた値が目立った。超音波入射角度が55度以上では測定値のばらつきが大きくなるので PSV 値の評価のためにはこれよりも小さい角度での測定が必要である。

一方、静脈性インポテンスの診断のためにはこれまで海綿体灌流検査が行われてきた。この検査は太い針を陰茎に穿刺する必要があることと、検査に多量の灌流液を注入することからこの侵襲的な検査にかわる検査が切望されてきており、カラードプラ装置による静脈性インポテンスの診断に関する報告¹⁷⁾も少なくない。これまでに静脈の診断には EDV 値が有用であるとする論文¹⁸⁾が見られるが、その一方で、カラードプラ

装置による静脈性インポテンスの診断は困難であると結論した論文¹⁹⁾もあり、いまだ結論が得られていない。EDV が非常に遅い血流速度であり、測定機器の性能や測定時の誤差の影響を受けやすいことがこの原因の一つであると考えられる。今回のわれわれの対象の EDV 値も 0.1cm/sec. から 16.0cm/sec. と大きな分散を示した。超音波入射角度の異なる群別に測定値の分布を検討すると群間の中央値の差は大きくないにもかかわらず超音波入射角度は大きくなるのにもなって分散が大きくなったことは超音波入射角度が大きくなると測定誤差が大きくなることを意味している。超音波入射角度が 50 度以上では測定値のばらつきが大きくなるので EDV 値の評価のためには 50 度以内の超音波入射角度での測定が必要である。

PSV 値や EDV 値が角度補正誤りの影響を直接受けるのに対して RI 値は PSV 値と EDV 値の両者から算定されるパラメーターであるので角度補正の影響を受けない。しかし、超音波入射角度が大きくなるのにもなって RI 値はばらつく傾向にあって、これは得られた PSV 値、EDV 値自体に測定誤差が含まれていることを反映しているものと考えられ、分散の傾向からみて RI 値を指標として選択する場合にはやはり超音波入射角度が 50 度を越えない測定が必要であると考えられた。

多くの議論にもかかわらずカラードプラ超音波装置による血管性インポテンスの診断に関しては有用性や正常基準値に関する結論が得られていない。血流速度測定の測定値のばらつきが大きいこともその原因の一つであると考えられるので正確な血流速度測定のために、小さな超音波入射角度でカラードプラ検査を施行する必要があると思われた。

結 論

カラードプラ装置による血流速度測定は誤差を含みやすい。特に超音波入射角度が大きくなると測定値の分散が大きくなり誤差が大きくなっているものと推測される。

PSV 値の測定に関してはそれが 55 度以内の超音波入射角度で得られたものである場合にのみ信頼できると考えている。EDV 値と RI 値に関してはその超音波検査が 50 歳以下の超音波入射角度で施行されている必要がある。

文 献

- 1) Abelson, D.: Diagnostic value of the penile pulse and blood pressure: A Doppler study of

- impotence in diabetics. *J. Urol.*, **13**, 636—639, 1975.
- 2) Griffin, D., Cohen-overbeek, T. and Campbell, S.: Fetal and utero-placental blood flow. *Clin. Obstet. Gynecol.*, **10**, 565—601, 1983.
- 3) Lue, T.F., Hricak, H., Marich, K.W. and Tanagho, E.A.: Evaluation of arteriogenic impotence with intracorporeal injection of papaverine and the duplex ultrasound scanner. *Semin. Urol.*, **3**, 43—48, 1985.
- 4) Meuleman, E.J.H., Bemelamns, B.L.H., Asten, W.N.J.C., Doesburg, W.H., Skotnicki, S.H. and Debruyne, F.M.J.: Assessment of penile blood flow by duplex ultrasonography in 44 men with normal erectile potency in different phases of erection. *J. Urol.*, **147**, 51—56, 1992.
- 5) Strohmaier, W.L., Thomas, C., Wilbert, D.M., Bichler, K.H. and Claussen, C.D.: Angiodynography (color-coded duplex sonography) in the evaluation of vasculogenic impotence. *Urol. Int.*, **47**, 70—73, 1991.
- 6) Rajefer, J., Canan, V., Dorey, F.J. and Mehringer, C.M.: Correlation between penile angiography and duplex scanning of cavernous arteries in impotent men. *J. Urol.*, **143**, 1128—1130, 1990.
- 7) Quam, J.P., King, B.F., James, E.M., Lewis, R.W., Ilstrup, D.M., Parulkar, B.G. and Hattery, R.R.: Duplex and color Doppler sonographic evaluation of vasculogenic impotence. *A.J.R.*, **153**, 1141—1147, 1989.
- 8) Vickers, M.A., Benson, C.B. and Richie, J.P.: High resolution ultrasonography and pulsed wave Doppler for detection of corporovenous incompetence in erectile dysfunction. *J. Urol.*, **143**, 1125—1127, 1990.
- 9) Knispel, H.H. and Andersen, R.: Color-coded duplex sonography in impotence: Significance of different flow parameters in patients and controls. *Eur. Urol.*, **21**, 22—26, 1992.
- 10) Muller, S.C., Wallenberg-Pachaly, H., Voges, G. E. and Schild, H.H.: Comparison of selective internal iliac phar-maco-angiography, penile brachial index and duplex sonography with pulsed Doppler analysis for the evaluation of vasculogenic (arteriogenic) impotence. *J. Urol.*, **143**, 928—932, 1990.
- 11) Merckx, L.A., Bruyne, R.M.G., Goes, E., Derde, M.P. and Keuppens, F.: The value of dynamic color duplex scanning in the diagnosis of venogenic impotence. *J. Urol.*, **148**, 318—320, 1992.

- 12) Nisen, H.O., Edgren, J., Ruutu, M.L., Saarinen, O. and Alfthan, O.: Duplex Doppler scanning with high-dose prostaglandin E1 stimulation in the diagnosis of arteriogenic impotence. *Eur. Urol.*, **24**, 36—42, 1993.
- 13) Benson, C.B., Aruny, J.E. and Vickers, M.A.: Correlation of duplex sonography with arteriography in patients with erectile dysfunction. *A. J.R.*, **160**, 71—73, 1993.
- 14) Fitzgerald, S.W., Erickson, S.J., Foley, W.D., Lipochik, E.O. and Lawson, T.L.: Color Doppler sonography in the evaluation of erectile dysfunction: Patterns of temporal response to papaverine. *A.J.R.*, **157**, 331—336, 1991.
- 15) 瀧原博史, 内藤克輔: 泌尿器科領域におけるカラードップラー法の応用. 陰茎(インポテンス). 泌尿器外科, **7**, 345—350, 1994.
- 16) Valji, K. and Bollstein, J.J.: Diagnosis of arteriogenic impotence: Efficacy of duplex sonography as a screening tool. *A.J.R.*, **160**, 65—69, 1993.
- 17) Stief, C.G. and Wetterauer, U.: Quantitative and qualitative analysis of dynamic cavernosographies in erectile dysfunction due to venous leakage. *Urology*, **34**, 252—257, 1989.
- 18) Bassiouny, H.S. and Levine, L.A.: Penile duplex sonography in the diagnosis of venogenic impotence. *J. Vasc. Surg.*, **13**, 75—83, 1991.
- 19) Kropman, R.F., Schipper, J., Oostayen, J.A., Nijeholt, A.A.B.L. and Meinhardt, W.: The value of increased and diastolic velocity during penile duplex sonography in relation to pathological venous leakage in erectile dysfunction. *J. Urol.*, **148**, 314—317, 1992.

(1994年10月5日受付, 12月12日受理)