〈一般研究課題〉 循環器系患者の QOL 向上を目指した 動画像からの排尿量計測
助成研究者 愛知県立大学 河中 治樹



循環器系患者のQOL向上を目指した 動画像からの排尿量計測 ^{河中 治樹} (愛知県立大学)

Urine Volume Measurement from Video Image Aimed to QOL Improvement of Circulatory Patients Haruki Kawanaka

(Aichi Prefectural University)

Abstract :

Inpatients of circulatory system disease must manage their urine volume every day since they have low ability to control fluid balance inside their bodies. In most hospitals, measuring cups are used which lead to nosocomial infection. Our study proposes a new method of urine volume estimation without using a cup. We propose the multiple cylindrical model to estimate the amount of liquid volume from images taken by a monocular camera. This model is based on the idea of calculating the total volume of cylinder extracted from each image. We conducted experiments to evaluate the model. As a result, we suggest that this model could be a new way of urine volume management for inpatients.

1. はじめに(研究目的)

人間の体調を知るための方法の一つに,尿検査がある。通常の尿検査ではPH,タンパク質,糖 度など主に臓器や食生活の異常を発見するために尿の成分を調べる。しかしながら,尿検査だけで は前立腺肥大や尿路炎症性疾患など,いわゆるLUTS(下部尿路機能障害)[1]を発見することができ ない。男性の患者が大半であるLUTSを発見するためには排尿量や排尿流率,残尿量を測定するウ ロダイナミクス検査(尿流動態検査)が必要である。

多くの病院では現在、図1(a)のような尿流量測定装置への排尿を行うこと、あるいはカテーテル

を直接尿道に挿し込むことでデータ計測を行っている。尿量計測のためには図1(b)のようなカップ に排尿を行う。尿流量測定装置を使用する場合は、毎回使用後に装置内を清掃する必要があるが、 この際問題となるのは尿の飛沫による院内感染である。また、カテーテルを使用した計測は被験者 に負荷を与えてしまう侵襲的計測であり、いつもの排尿とは異なる排尿流率が計算されてしまう問 題があるため[2]、非侵襲的な計測手法が求められる。



(a) 図1. 既存の計測器具. (a) 尿流量計 (b) 計量カップ

先行研究として,Kristryら[3]はカップの中に男性が排尿し,カップ内に尿が溜まる様子をカメ ラで撮影することにより尿流率を推定した。松本ら[4]は排尿時に手の指に超音波発生装置を装着 し,尿からの反射によるドップラー効果を計測することで尿流率を推定した。Drinnanら[5]は排尿 時のペニスに直接カフを巻くことで膀胱からかかる圧力を推定した。いずれの先行研究も,カップ を使用することによる院内感染の危険や使用者が自身に装置を装着しなければならない問題があ る。

日本に約25万人存在する循環器系疾患の入院患者が体調管理や経過観察で体内の水分管理を行 うために毎日排尿量を計測する必要があり、診断のための重要な情報となっている。しかし、多く の病院では、カップを用いた手作業での採尿を行っていたり、看護師や介護者によって採尿を支援 してもらう負担やそれによって尊厳が損なわれること、容器に付いた汚れを通じて院内感染するリ スクがあることも危惧されている。そこで、本研究では病院および在宅で自然な排尿で計測が可能 な仕組みとして容器を用いないで動画像によって非接触に尿流量を計測する原理を確立する。本研 究で提案する画像計測は患者の通常の排尿行為で流速と体積の両方を同時に測定することを可能に しようとするものである。

液体の流量計測方法には差圧式,電磁式,超音波式などがある。しかし,いずれも管内を流れる 液体が対象で,既存の便器へのセンサ装着には大掛かりな工事が必要となる。そこで我々は男性の 排尿のように空中を流れる液体をカメラで撮影して流量を計測する方法を提案する。

既存の便器にカメラを設置して計測を行えば院内感染の危険は最小限であり、使用者に対して何 も装着する必要がない。しかしながら画像を利用する場合は、人間の影や光量の変化の影響を考慮 する必要がある。そこで本稿では液体流量推定精度向上のため、推定時に用いる画像に対する背景 差分法による2値化及び2値画像内のノイズ除去の有効性を示す。

2. 画像処理による液体流量推定

本システムは男性用便器を利用中の測定を想定し,図2に示すような放射液体の真横からカメラ で撮影する。すると画像には右から左へ通過する液体の流れる様子が映る。カメラの撮影方向は放 水方向に対して垂直に設置し,常にカメラの右側から放水が行われるように設定する。



図2. 撮影環境のイメージ(左)と放射液体の画像(右)

動画で撮影していることから、画像ごとに放射された液体量を測定し、それを積算することで放 射液体の総量を求める。そのためには各画像フレーム間に放出された部分の液体量を逐次求める必 要がある。そこで、本研究では液体が出始めてからt番目に撮影された画像の2値画像から円柱近似 によって液体流量V_[ml]を推定する。液体の断面の面積S_[mm²]と画面最右端の液体の速度(初速度) v₀およびフレーム間時間T_[sec]から、式(1)のように個々の画像での放射液体を円柱と仮定して総流 量V_[mm³]を求める。

$$V = k \sum_{t} TS(t) v_0(t) \tag{1}$$

ただし, k [mm/pix]は換算用の定数を表し, 円柱の底面積 S_i [pixel²]は式(2)のように表すことができる。

$$S(t) = \pi \left(\frac{D(t)}{2}\right)^2 \tag{2}$$

また、液体が撮影された全てのn枚の画像平均流率-[ml/s]は式(3)のように計算できる。

$$\overline{A} = \frac{V}{nT}$$
(3)

推定に必要なパラメータは液体の初速度v₀(*t*)[pixel/sec],液体の径D(*t*)[pixel]および単位変換定数*k* [ml/pixel³]である。このように放水された液体を底面積の異なる円柱の重なりに近似することで体 積を推定するものを多重円柱モデルと呼ぶ[6]。多重円柱モデルによる流量推定の概念を図3に示 す。



図3. 多重円柱モデルの概念

図4に示すのは2値画像の例である。本手法においてまず,放射された液体は斜方投射の運動に 従うものだと仮定する。図4のx軸正の方向は画像の水平方向左向き,y軸正の方向は画像の垂直方 向上向き(重力加速度の向きはy軸負の方向),そして両軸は画像の右下端を0とする平面状の直交座 標系である。液体の粒がx軸正の方向に角度 θ で初速度v₀をもって放射するとき,t[s]後の地点にお いてx軸方向の変位x_i、およびy軸方向の変位y_iは重力加速度g [pixel/sec²]を用いて式(4)および(5)の ように表せる。

$$x_{t} = (|v_{0}| \cos \theta)t$$

$$y_{t} = (|v_{0}| \sin \theta)t - \frac{1}{2}gt^{2}$$
(5)



図4. 2値画像

今,あるフレームの画像内で液体の描く軌跡を放物線と仮定し,重力加速度g [pix/sec²]による運動として式(6)のように表す。

$$y = -\frac{g}{2a^2}x^2 + \frac{bg}{a}x - \frac{gb^2}{2} + c$$
(6)

ただし,パラメータa,bおよびcは画像中の液体領域から放物線の最小二乗近似によって導出する。1枚の画像に写りこむ液体は画像右端の液体が描く軌道だと仮定すると,式(6)より,斜方投射

によって物体は放物線の軌道を描くと言えるため,各フレームの2値画像内の白色画素の2次近似 曲線q(x)を計算することで式(6)の係数が得られる。q(x)を係数p₂, p₁, p₀を用いて式(7)のように表せ ば,式(6)と比較して各係数は式(8)から(10)のように求められる。

$$q(x) = p_{2}x^{2} + p_{1}x + p_{0}$$
(7)
$$p_{2} = -\frac{g}{2a^{2}}$$
(8)
$$p_{1} = \frac{bg}{a}$$
(9)
$$p_{0} = -\frac{gb^{2}}{2} + c$$
(10)

2次曲線q(x)は,各白色画素の座標 (x_b, y_b) から近似する。ただし, $b=0, 1, 2, \cdots, m$ で,2値画像内の白色画素の個数をmとする。全ての白色画素に対する近似二次方程式q(x)の二乗誤差 E_s は

$$E_{s} = \sum_{b=1}^{W} \{y_{b} - q(x_{b})\}^{2}$$

となるため、 E_s が最小となるような p_2 、 p_1 、 p_0 を最小二乗法によって求めることで初速度 v_0 を計算 する。式(4),(5)および (6)より、初速度 v_0 [pix/sec]は式(12)のようになる。

(11)

$$|v_0| = \sqrt{a^2 + g^2 b^2}$$
 (12)

液体の体積を円柱の体積で近似するときに、その底面積は2値画像から得られる液体の径から計 算する。ここで、液体の径とは、放水開始場所付近において最も液体の径が太い場所と定義する。 式(7)に示す近似曲線q(x)は、画像内の1つのx座標に対して1つのy座標のみを通ると仮定する。する と、近似曲線が通る各白色画素(x_b, q(x_b))において計算される法線の傾きh_bは以下のようになる。

$$h_b = -\frac{1}{2p_2 x_b + p_1} \tag{13}$$

近似曲線が通る各白色画素(*x_b*, *q*(*x_b*))から,法線の傾きに応じて変位増分法により正方向及び負方 向に画素を探索する。その画素が白(輝度値=255)であれば探索を続け,黒(輝度値=0)が10画素連続 した際に探索を終了する。正方向に最後に探索した白画素を始点(*x_s*, *y_s*)とし,負方向に最後に探索 した白画素を終点(*x_e*, *y_e*)とする。液体の径の候補は始点と終点との距離*d_b*[pixel]となる。*d_b*はユーク リッド距離により式(14)となる。

$$d_b = \sqrt{(x_s - x_e)^2 + (y_s - y_e)^2}$$
(14)

全ての $(x_b, q(x_b))$ における距離を計算し、

$$D_i = \max_b d_b$$

とする。そして、式(2)よりt番目の画像における円柱の底面積S(t)[pixel²]を計算する。

円柱の体積は単位が[pixel³]として計算されるため、単位変換定数k [ml/pixel³]を掛け合わせるこ とで単位を[ml]に変換して流量を計算する。変換定数を求めるには、同じ計測環境(カメラから液体 までの距離が等しい)で既知の流量Q[ml]の液体の放水を複数回撮影し、撮影された画像より平均の

(15)

円柱の体積 \overline{V} [pixel³]を計算し, k [ml/pixel³]を式(16)より導出する。

$$k = \frac{\overline{V}}{\Omega} \tag{16}$$

3. 液体流量推定実験

図5に実験環境を示す。照明は天井からの蛍光灯の明かりのみで,撮影は60[fps]で行った。流量 一定の放水を行うために,流量範囲0.07~2200[ml/min]のチュービングポンプと内径3.1[mm](16#) のチューブを用意し放水を行った。図5の環境で50[ml]放水時の複数回の撮影を行い,計算に用い る閾値の設定を行った。変換係数kは2.5×10⁻⁶[ml/pixel³]となった。内径3.1[mm]のチューブで 600[rpm]の放水を行うと7.66[ml/s]の放水が行える。したがって,60[fps]で撮影を行ったときに1フ レームあたり0.12[ml]を理論値とする。



図5. 実験環境

100枚の画像に対する平均推定量は誤差平均が $\overline{A} = 0.14$ [ml], 誤差標準偏差が $\sigma = 0.05$ であり, 実用上問題ない程度であった。ノイズや2次方程式の近似誤差が影響して推定量には理論値との誤差が生じるものの,放射液体の流量計測において画像を利用した非接触測定の有効性を示すことができた。

次に,様々な液体総流量の推定精度を評価した。表1に結果を示す。人間の通常の排尿量に近い 150,200,250 [ml]で行い,推定精度は総流量の理論値と推定値の平均誤差率 E_r [%],平均流率の 平均誤差率 E_A [%]を用いて評価する。理論値は電子天秤から出力される液体重量(比重1.0 [g/cm³])を 用いる。各撮影に対する正解総流量を V'_a [ml] (a = 1, 2, 3, 4, 5),推定総流量を V_a [ml],平均流率の理 論値を A'_a [ml/s],推定平均流率を A_a [ml/s]とすると, E_r および E_A は式(17)および(18)より計算される。

$$E_{\rm V} = \frac{1}{5} \sum_{a=1}^{5} \left(\frac{(V_a - V'_a) \times 100}{V'_a} \right)$$
(17)
$$E_{\rm A} = \frac{1}{5} \sum_{a=1}^{5} \left(\frac{(A_a - A'_a) \times 100}{A'_a} \right)$$
(18)

実験結果より,循環器系内科の医師が求める誤差±10%以内という要件を上回ることができた。 実際の排尿に近い量に対しても十分な精度で推定できることを確認した。

さらに、液体総流量の推定および平均流率の推定の精度を評価した。図5の実験環境において6.5

Correct [m1]	Estimated [ml]	E_V [m1]	E_A [m1]
150	142.4	-5.1	4.3
200	207.3	+3.6	6.7
250	232.7	-6.9	5.5
Average	_	-2.8	5.5

表1. 様々な流量における推定総流量と誤差

秒間の放水(約50[ml])を5回撮影し,総流量および平均流率を推定する。撮影の際には撮影者が手を 上下に動かすことで放水中の3~6[s]のフレームの画像背景に輝度変化を生じさせた。

実験の結果, E_i=9.2[%], E_i=2.6[%]であった。また,5試行のうちのある1試行での撮影における 流率の変化を表1に示す。この時,正解総流量は53.8[ml]であるのに対して,提案手法の推定総流 量は57.3[ml]であった。表1のけっかから,撮影者が手を動かすことで輝度変化を発生させた3~ 6[s]の間に若干の誤差増加が生じているが,提案手法によって概ね推定できていることが確認できる。

Time [s]	Correct [ml]	Estimated [ml]
0~1	7.5	7.3
$1 \sim 2$	7.7	7.4
$2\sim3$	7.8	7.4
$3\sim\!\!\!\!\!\sim 4$	7.9	8.9
$4 \sim 5$	8.1	11.5
$5 \sim 6$	7.6	8.1
6~7	7.2	6.7
Average	7.7	8.2

表2. 総流量と平均流率の推定結果

また,液体の径および初速度の画像毎の変化を図6および図7に示す。これらの図から特に3~ 6[s]の輝度変化の発生時にD(t)及びv₀(t)の値に差があることが分かる。提案手法では輝度変化の発生 時も非発生時と近い値が計算された。このことから,提案手法による総流量および流率の推定精度 が安定していることが確認できた。





一方で,提案手法は正解総流量よりも9%ほど大きく推定する傾向にあった。この理由として考 えられるのは液体の径の導出における誤差である。前フレームの近似曲線に基づいたノイズ除去を 行う際に液体付近に残ったノイズによって径の計算に誤差が生じるために,結果として流量を大き く見積もってしまった。今後はノイズ除去の適応的な閾値を画像毎に定めるなど,前処理に工夫を することで推定精度を改善する必要がある。

4. おわりに

男性のための簡便なウロダイナミクスを実現するために,模擬排尿に対する液体流量推定を行った。本研究では病院および在宅で自然な排尿で計測が可能な仕組みとして容器を用いないで動画像 によって非接触に尿流量を計測する原理を確立した。本研究で提案した画像計測は患者の通常の排 尿行為で流速と体積の両方を同時に測定する可能性がある。

しかしながら、実験において安定した推定精度が見られたものの、液体付近に輝度変化が発生した場合に生じるノイズに課題があることが分かった。また、実際の排尿で生じる飛沫や分岐など多 重円柱モデルでは表現できない液体の流量を推定するために、2値画像内のノイズ除去だけでなく 今後もモデルの改善など、より精度の高い推定を実現するための工夫を考える必要がある。

文献

- D.E. Irwin, I.Milsom, S.Hunskaar, K. Reilly, Z.Kopp, S. Herschorn, "Population-based survey of urinary incontinence, overactive bladder, and other lower urinary tract symptoms in five countries," Results of the EPIC study European Association of Urology, pp.1306-1315, 2006
- [2] Klingler,H.C., Madersbacher, S. and Schmidbauer, C.P, "Impact of Different Sized Catheters on Pressure-Flow Studies in Patients with Benign Prostatic Hyperplasia," Neurourology and Urodynamics, Vol.15, 1996
- [3] W.Kristy, S. Green, D. Grecov, S. Lynn, "Novel optical uroflowmeter using image processing techniques," Measurement Vol.47, pp314-320, 2014
- [4] S. Matsumoto, H. Kakizaki, "The Development and Utility of New Uroflowmetry Measurement by Wearable Airbone Ultrasound Doppler System," Hinyokika kiyo. Acta

urologica Japonica pp.465-469, 2012

- [5] C.J. Griffiths, D. Rix, A. MacDonald, M. Reddy, M.J. Drinnan, R.S. Pickard, P.D. Ramsden, "Non-invasive measurement of bladder pressure using controlled inflation of a penile cuff: comparison with simultaneous invasive measurements in patients and volunteers," Journal of Urology 2002, Vol.167, pp.1344-47,2002
- [6] A.Isomura, H.Kawanaka, K. Oguri, E. Watanabe, "Image Measurement for Velocity and Flow Volume of Simulated Urination Based on Multiple Cylindrical Model, 日本生体医工学会大会 03-13-4, 2014