【速報】

Bluetooth 体重計を用いた立位姿勢での尿流量測定システム開発の試み

An Experimental Development of the System for Uroflowmetry

Using a Bluetooth Weight-Scale on a Standing Position

藤田徹也(正会員)

Tetsuya Fujita

Abstract

Measuring and recording urine flow is essential for patients suffering from urologic problems in hospitals and homes. Therefore, to do so conveniently, a system for uroflowmetry tests by using a Bluetooth weight-scale for standing male subjects has been experimentally developed. By using this system, the voided volume and mean flow rate can be calculated from real-time recorded weight data by considering the frequency distribution and delay of the moving average value.

The experiments to evaluate the system were also conducted. The result shows that the estimated output volume has an error range of approximately 10ml which is higher than the original resolution of a weight-scale, and the estimated average flow rate has an error range of approximately 1.3ml/s. The system has some limitations such as the error range is larger than that of commercially available uroflowmeter, and that only the mean flow rate can be calculated from a continuous output. Thus, although it is currently difficult to use this system in for medical purposes, which require high accuracy, the system can be used for home care patients, because it is inexpensive and portable.

Key Words

Uroflowmetry, Bluetooth weight-scale, Voided volume, Mean flow rate

1. はじめに

泌尿器系疾患を持つ患者の状態を把握する上において、排尿量、尿流率(排尿の速度)、頻度等の排尿に関する情報は基本的かつ重要なものである。入院患者や在宅療養者の場合、排尿情報を管理するために計量カップ等を用いて排尿量を測定し、排尿日誌に記載する方法が一般的であるが、尿流率の測定ができない、カップの洗浄に手間がかかる、記載が煩雑である等の課題があるのが現状である。そのため、尿流率を含む測定や記録のプロセスの自動化等によって、より容易な排尿情報の管理を実現する必要がある¹⁾。厚生労働省の患者調査²⁾によると、代表的な泌尿器系疾患である前立腺肥大症総患者数は、平成

11(1999)年の約 33 万人から平成 26 (2014) 年の約 51 万人へと大きく増加しており、超高齢社会の到来を迎え、排尿情報の管理に対するニーズは高まっている。

現在、診療機関ではロードセル上のカップに尿を集約し、その荷重をリアルタイムに計測する尿流量計が多く使用されている³⁾。また近年ではトイレと測定器を一体化して、排尿による水位変化を測定する方式⁴⁾のものも普及しつつある。これらの尿流量計では精度の高い測定が可能であるが、1台あたりの価格が非常に高価であり、トイレ一体型のものでは設置工事が必要とされることから、すべての入院患者および在宅療養者が容易に使用できる環境を実現することは難しい。また、非接触での尿流量の測定を可能にする研究事例として、便座および床にロードセルを設置して、その荷重変化を測定する方法⁵⁾、および排尿をカメラで撮影して、撮影した画像から尿流量を推定する方法⁶⁾が報告されているが、前者では設置工事や調整が必要とされること、後者では排尿時に撮影を行うため倫理的問題も懸念されることから、実用化に向けての課題も多いと考えられる。さらに、泌尿器系患者の多くは前立腺肥大症に罹患している男性であることから、立位での自然な排尿姿勢での測定が可能な尿流量計が求められている。

2016 年 11 月 15 日受付

2017 年 2 月 16 日掲載決定

富山大学芸術文化学部,

〒933-8588 富山県高岡市二上町 180

Faculty of Art and Design, University of Toyama,

180 Futagami-machi, Takaoka, Toyama, 939-8588, Japan

そこで筆者は、市販の Bluetooth 体重計を使用し、排尿前後の体重の変化をリアルタイムに計測することにより、立位姿勢での尿流量を測定するシステムを構想した。体重計による立位姿勢での荷重の計測は、床面に設置したロードセルによる計測と比較して、重心動揺による測定値の変動が大きい。この問題に対処し、適切にデータを処理することによって尿流量の算出が可能になれば、本システムは低コストで可搬性に優れた尿流量測定器として、医療施設や家庭等への導入が期待できる。本稿では本システムの構成およびデータ処理の詳細について述べた後、排出重量および平均排出速度の妥当性を検証するために実施した実験結果について報告し、併せてその結果について考察を加える。

2. 方法

2.1 システム構成

本システムは、体重計および計測用 PC とから構成されている。体重計は大和製衡(株)製の DP7800PW-120S で、計量部と表示部がケーブルで接続されているセパレート型の製品である。体重計の秤量/目量は、高精度の 120kg/20g のモードを使用する。計量部には実際の使用場面を想定して 18mm 厚合板の踏み板 (600W×500H) を接着した。計量部で測定された体重データは、Bluetooth シリアルモード通信 (9600bps) によって、約 200ms 間隔でリアルタイムに送信される。計測用 PC は Bluetooth 対応で、データ保存用ストレージを持つ Windows 端末である。また、本システムでは計測用アプリケーションに用いるプログラミング言語として、デバイスの制御が容易で、動的なグラフィクス表現に優れている Processing を使用する。

計測用アプリケーションを起動すると、直ちに体重計からの Bluetooth を介したデータ受信を開始し、同時に Fig.1 でグラフ及び数値の表示されていない画面 (初期画面) を表示する。重量が 10kg を超えたとき、データファイルの書き込み、および測定値のリアルタイム表示を開始する。記録開始後重量が 10kg を下回った場合、被験者が踏み板を降りたものと判断して、データ取得を終了する。取得したデータに対し、2.3 節で詳述するデータ処理を実施し、推定排出量および推定排出速度を計算する。計算結果をグラフおよび数値として画面表示し、処理を終了する。

2.2 データ測定例

Fig.1 は本システムを用いたデータ測定例である。被験者は 150ml の水が入ったペットボトルを持って踏み板に乗り、約 7 秒間静止後、水を少量ずつ排出し、排出終了後ペットボトルを軽く振って、再び約 7 秒間静止した後踏み板を降りた。データ取得中の重量[kg]は、Fig.1①の領域にリアルタイムで表示される。データ処理後、Fig.1②の領域に測定結果がグラフとして表示され、Fig.1③の領域に推定排出量[ml]が表示される。グラフの横軸は時間であり、縦軸は重量である。折れ線グラフの各点は重量測定値を示す。同時にグラフ上には、推定排出前重量、推定排出後重量、平均重量が横線で、また推定排出直線が斜線でそれぞれ図示され、推定排出時間・推定平均排出速度[ml/s]は斜線の横に表示される。Fig.1 より、測定値は重心動揺の影響を受け、起立してい

Fig.1 Typical example of measured data(output volume: 150ml)

る状態で±40g 程度の幅で常に変動していること、および排出の前後はペットボトルを動かすことによって、測定値の変動が特に大きい(最大±200g 程度)傾向がある。

2.3 データ処理

本節ではデータ処理の詳細について述べる。本システムでは、起立している状態 (以下、状態 α) から少量の重量を失った状態 (以下、状態 β) へ滑らかに遷移する現象を対象とする。また、各状態における重量は一定であるが、重心動揺の影響で測定値は目量である 20g 単位で常時段階的に変動することに留意する。

(1) 排出量の推定

得られたデータファイルから重量データを読み込む。なお、乗降時の影響を排除するため、先頭および末尾の 10 データは除外する。まず、重量データの平均値を計算する。そして、データを平滑化して扱うために各データに対応した移動平均値 (前後 10 データ、合計 21 データの平均値) $M_m[n]$ ($kg:n$ はデータ番号) を計算する。得られた各移動平均値を 10g 単位で四捨五入し、度数分布を求める。度数範囲を平均値によって二分し、平均値よりも大きい度数範囲における最頻値を推定排出前重量 M_a 、平均値よりも小さい度数範囲における最頻値を推定排出後重量 M_b と見なし、その差を推定排出量 V とする。排出量の単位として一般的には ml が使用されているため、排出重量の比重を 1.00 として、 V を ml に単位換算する。すなわち $V = (M_a - M_b) \cdot 1000$ [ml] となる。

(2) 平均排出速度・排出時間の推定

平均排出速度を求めるために、状態 α から状態 β への移動平均値の変化に着目する。移動平均による平滑化の影響を考慮すると、排出開始から 10 データ後から、排出終了 10 データ前までの区間では移動平均の変化率と排出量の変化率が概ね等しいと見なすことができる。平均的な排尿速度は 15ml/s 程度⁷⁾であることから、この 10 データ (約 2 秒間) に相当する重量として 30g を設定する。この区間を特定するために、移動平均値を先頭から順次走査し、 $M_m[n] > M_a - 0.03$ を満たす最大のデータ番号 n を N_s とし、 $M_m[n] < M_b + 0.03$ を満たす最小のデータ番号 n を N_e とする。前述の通り区間 $[N_s, N_e]$ での移動平均の変化率は、推定平均

排出速度 Q に等しいと見なせるため、 Q は式(1)のとおり求めることができる。ここで S_p はサンプリング周期であり、最初に時刻の秒が更新されたときのデータ番号 N_1 、そのときの時刻 t_1 、最後に時刻の秒が更新されたときのデータ番号 N_2 、そのときの時刻 t_2 から以下の通り求められる値である。

$$Q = \frac{V - 60}{(N_e - N_s) \cdot S_p} \text{ [ml/s]}, \quad S_p = \frac{t_2 - t_1}{N_2 - N_1} \text{ [s]} \quad (1)$$

また、推定排出時間 T は Q を用いて、式(2)のとおり求めることができる。

$$T = \frac{V}{Q} \text{ [s]} \quad (2)$$

データの処理例を Fig.2 に示す。Fig.2 は Fig.1 の測定例の中で排出部分を拡大したものである。Fig.2 の細実線が測定値で実線が移動平均値である。 N_s と N_e を結ぶ直線(点線)が推定排出直線となり、その傾きは推定排出速度 Q となる。この直線と M_a 、 M_b との交点がそれぞれ排出開始時および終了時に対応している。

3. 結果

本システムによる排出重量および平均排出速度の推定について、その妥当性を検証するため被験者1名による2種類の実験を実施した。2つの実験に共通した実験手順は以下の通りである。まず被験者は、排出量分の水の入ったペットボトルを持って踏み板に乗り、状態 α (排出前の起立した状態) 時の重量を測定するため約7秒間静止する。つぎにペットボトルを腰の高さに持ち、前方に傾けてできるだけ一定の速度となるように水を排出する。排出終了後ペットボトルを軽く2～3回程度振る。最後に、状態 β (排出後の起立した状態) 時の重量を測定するため約7秒間静止した後、踏み台を降りる。

3.1 実験1: 排出量の測定

実験1では推定排出量の妥当性を評価するため、上述の実験手順に従って 20ml から 250ml までの 10ml 間隔の排出量について、各 30 回の測定を実施した。排出速度は平均的な排尿速度で

Fig.2 Estimation of mean flow rate

ある 15ml/s 程度となるようにした。

Fig.3 に実験結果を示す。Fig.3 の横軸は排出量 V_0 、すなわちペットボトル中の水の容積であり、縦軸は推定排出量 V 、すなわ

ち計算値を示す。図中の四角は各排出量における推定排出量の平均値で、誤差棒は標準偏差を表している。図中の点線は最小自乗法による近似直線であり、ほぼ直線 $V=V_0$ に等しくなった。Fig.3 より、推定排出量の平均値は排出量と良い一致を見せ、また標準偏差もほぼ一様であることが分かる。全データに対する排出量と推定排出量の差 $V-V_0$ の度数分布グラフを Fig.4 に示す。Fig.4 より、推定排出量の約半数は排出量と等しく、平均値はほぼ一致すること、また標準偏差は 8.70ml で、分布は ± 10 ml の範囲に集中していることが明らかとなった。

3.2 実験2: 排出時間の測定

実験2では推定排出速度・時間の妥当性を評価するため、上述の実験手順に従って、排出量 100ml, 150ml, 200ml について各 20 回の測定を実施した。排出速度は 10ml/s から 20ml/s となるようにした。実際の排出時間を測定するために、測定時の排出の様子をビデオカメラ(Panasonic, HC-V360M)で録画した。記録フォーマットは AVCHD 1080/60p で、60 フレーム/秒での録画・再生が可能である。録画した映像を PC 上の動画編集アプリケーション(Adobe, Premiere Pro)で再生し、排出開始時と排出終了時の各動画フレームの時間差から排出時間を算出した。

Fig.5 に実験結果を散布図として示す。Fig.5 の横軸は映像から求めた排出時間 T_0 で、縦軸は推定排出時間 T である。各プロ

Fig.3 Experiment I: Measurement of output volume

Fig.4 Frequency distribution of $V-V_0$

ットが測定結果を表し、その区分は凡例の通りである。すなわち丸が 200ml、四角が 150ml、三角が 100ml の排出量に対応しており、排出量 V_0 と比較して推定排出量 V と等しい場合 ($V=V_0$) には白、小さい場合 ($V<V_0$) には黒、および大きい場合 ($V>V_0$) は灰色に塗りつぶして表示している。また、 $T=T_0$ となる直線を図中に点線で示す。Fig.4 より、データは概ね $T=T_0$ の近傍に分布するが、 $V<V_0$ の場合は $T<T_0$ となる傾向が強く、逆に $V>V_0$ の場合は $T>T_0$ となる傾向がある。また T の平均値は 9.98 秒で標準偏差は 3.62 秒である。このとき実験 1 と同様に、全 60 データについて排出時間と推定排出時間の差 $T-T_0$ を取り集約すると、平均値は -0.49 秒で標準偏差は 1.27 秒であることが明らかとなった。また、平均排出速度についても同様に、実験 2 の各データの T_0 , T について、 V_0 および V から平均排出速度 $Q_0 = V_0 / T_0$ 、推定平均排出速度 $Q = V / T$ を計算すると、 Q の平均値は 15.82ml/s で標準偏差は 3.45ml/s である。また全 60 データについて平均排出速度と推定平均排出速度の差 $T-T_0$ を取り集約すると、平均値は 0.83ml/s で標準偏差は 1.80ml/s となった。

4. 考察

本章では、尿流量測定システムとしての本システムの利用可能性について考察し、併せて今後の課題について述べる。

4.1 利用可能性

排出量については、Fig.4 より推定排出量 V は排出量 V_0 が 20ml 以上の場合にはほぼ $V_0 \pm 10$ ml の範囲に分布していることから、測定誤差は ± 10 ml 程度であると考えることができる。本システムで使用した体重計の目量は 20g であるため、得られる重量データは 20g 間隔の離散的な値であるが、サンプリング周波数は約 5Hz で、体重変化の時定数 (平均 6 秒程度) よりも十分高速にサンプリ

時にデータの再現性が高まり、10g 単位で計算した際にも概ね適切に重量を計測できるものと考えられる。

排出時間については、実験 2 のデータから、実測値と推定値の差の標準誤差 SE_T を求めると、 $SE_T = 0.16$ となるため、95%信頼区間で誤差を推定すると、 $T = T_0 - 0.45 \pm 1.96 \cdot SE_T = T_0 - 0.45 \pm 0.31$ s となつて、推定排出時間は実際の排出時間よりも短くなる傾向を示している。これは実際の排出速度が一定ではなく、排出開始および終了時に排出速度が低下すること、および推定排出量 V が実際より小さい場合、(2)式より T が小さくなることが原因であると考えられる。また平均排出速度についても同様に、実験 2 のデータから実測値と推定値の差の標準誤差 SE_Q を求めると、 $SE_Q = 0.23$ となるため、95%信頼区間で誤差を推定すると、 $Q = Q_0 + 0.83 \pm 1.96 \cdot SE_Q = Q_0 + 0.83 \pm 0.45$ ml/s となり、平均排出速度に関してはプラス側で 1.3ml/s 程度の誤差が見込まれる。今回の実験では、排出量と推定排出量との差、および排出時間と推定排出時間との差の標準偏差は、排出量および排出速度に依存しない傾向にあるため、排出量および排出速度が小さくなるに従って相対的に誤差範囲が大きくなると考えられる。これを実験データから検討すると、実験 1 では排出量 200ml での誤差の平均値が 3.5%であるのに対し、100ml の場合は 5.7%と増加している。また実験 2 においても排出速度が高速な 10 データ (18.2~24.8ml/s) の誤差の平均値が 7.8%であるのに対し、低速な 10 データ (9.3~12.4ml/s) では 10.7%と同様に増加しており、このことを裏付けている。また、前述の通り排出速度の誤差は 1.3ml/s 程度と推定されるため、誤差の許容範囲を 10%以内とすると、この許容範囲内で計測可能な排出速度の下限値は約 13ml/s となる。

以上より、本システムにおける推定排出量、推定排出時間、推定平均排出速度の誤差が明らかとなった。現状では、本システムは市販の尿流量計 (誤差 3~5%程度) と比較して誤差が大きく、また尿流率については平均速度の算出のみ可能であり、高い精度を要求される医療用として使用することは難しいが、介護や日常生活での様子を記録する程度であれば、手軽に利用できる尿流量測定システムとして、その利用可能性は高いと考えられる。ただし本システムの実用化の際には、医薬品医療機器等法に基づく認証が必要となる可能性もあり、製品としてのコストが上昇する可能性があることに留意する必要がある。

4.2 課題

研究の過程で、以下の三点の課題が明らかになった。

一点目は、実際の排尿時における検証である。本システムを尿流量測定システムとして利用するためには、実際の排尿時での評価が不可欠である。このために複数の被験者を対象として、例えば本システムと尿流量計を併用して実験を実施し、その結果について比較・検討することなどが考えられる。また、本システムでは排出が継続することを前提としているため、排尿障害によって排尿が途切れる時間が、排尿終了後の静止時間 (7 秒程度) に対して等しいか、あるいはより長い場合には、尿流量を正しく計算できない可能性がある。本システムは泌尿器科系の患者を対象としていることから、多様な排尿のパターンに適切に対応することが

Fig.5 Experiment II: Measurement of output duration

グされており、またサンプリング周波数は重心動揺のナイキスト周波数 θ (約 2Hz 程度) と比較して十分に大きい。このためオーバーサンプリングにより量子化ノイズが軽減され、移動平均の適用

必要である。

二点目は、排出速度の実測および比較である。今回は排出時間を実測することによって平均排出速度の有効性を検証したが、前述の通り、実際の排出時には速度変化が見られるため、一点目と同様に尿流量計との併用によって排出速度を実測することにより、排出速度の計算方法を見直し、推定の精度を高めることが可能である。

三点目は重心動揺の処理である。本システムにおいて重心動揺の影響は大きく、特に排出量が 100ml を下回る領域では、重心動揺と移動平均の変動との判別が難しく、平均排出速度の算出ができなかった。移動平均値以外の指標によって、排出重量が小さい場合のデータ処理を行う必要があると考えられる。

5. おわりに

本研究では、Bluetooth 体重計と計測用 PC を用いて、排尿時の体重変化をリアルタイムに測定することにより、立位での尿流量を簡便に測定するシステムを試験的に開発し、その妥当性を検証するための実験を実施した。本システムでは移動平均値の度数分布に基づく計算により、排出量の推定が可能となり、その誤差は±10ml であると考えられ、これは体重計の分解能を上回る精度である。また、移動平均遅延を考慮することにより、平均排出速度の推定が可能となり、その誤差はプラス側で 1.3ml/s であると見込まれることが明らかとなった。一方、本システムの限界として、市販の尿流量計と比較して誤差が大きく、特に排出量および排出速度が小さい場合はその傾向が顕著であること、また、排出速度については平均速度のみの算出が可能であり、多様な排尿パターンへの対応が難しいことが挙げられる。以上の現状、および前章で述べた課題を踏まえ、本システムを手軽に利用できる尿流量測定システムとして実用化するために、今後とも研究を推進していきたい。

参考文献

- 1) 日本医療企画(株)編, 排尿診断を視覚的にサポート 現場医師の発想から生まれた「排尿管理ソフト」. 最新医療経営 Phase3 2009; No.303: 92-93.
- 2) 厚生労働省大臣官房統計情報部, 平成 26 年度患者調査 (傷病分類編). 2015: 65.
- 3) 山崎洋式, トイレ環境に於けるヘルスケア・モニタリング. 次世代式センサ 2009; 18(2): 14-17.
- 4) 大塚雅之, 高橋雄太, 山崎洋式, 排水立て管システムの圧力変動が尿流量測定大便器の測定性能評価指標に及ぼす影響に関する実験的研究. 日本建築学会環境系論文集 2011; 76(661):265-272.
- 5) T.Tamura, A.Kawarada, M.Nambu, A.Tsukada, K.Sasaki, K.Yamakoshi, E-Healthcare at an Experimental Welfare Techno House in Japan. The Open Medical Informatics Journal 2007; 1: 1-7.
- 6) A.Isomura, S.Bhuiyan, H.Kawanaka, E.Watanabe, K.Oguri, Estimating Flow Rate and Total Volume of Simulated Urine

Flow Noninvasively from a Monocular Camera. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2015 Aug. 2015; 751-754.

- 7) 木村泰治郎, 下部尿路における排尿の水力学的研究 第 I 編排尿流測定(とくに最高排尿比について). 泌尿器科紀要 1968; 14(4): 239-250.
- 8) 米田敏, 徳増厚二, 正常人の直立時重心動揺の周波数分析(1) -視覚・足底支持面の影響-. Equilibrium Research 1982; 41(1): 55-60.