

# オートエンコーダを用いた吸光スペクトルの特徴量選択における排尿間隔予測 Prediction of Urination Interval in Feature Selection of Absorption Spectrum Using Autoencoder

広田 卓<sup>†</sup>      村田 亮介<sup>‡</sup>      浜田 百合<sup>†</sup>      栗原 陽介<sup>†</sup>  
Taku Hirota    Ryosuke Murata    Yuri Hamada    Yosuke Kurihara

## 1. はじめに

急速な高齢化に伴い、介護施設では排尿管理が重大な問題となっている。現在、ほとんどの介護施設では被介護者に対して、おむつやカテーテルを用いて排尿管理に対処している。しかし、おむつの着用による対応の問題点として、介護士は彼らが尿失禁をしてしまった後におむつを交換しなければならないことが挙げられる。また、交換するまでの時間が長くなると、衛生面からも問題が生じてしまう。したがって、介護士の負担と被介護者の尿失禁後の精神面の両面から判断しても未だに大きな問題があると考えられる。また、カテーテルの利用においても、排泄チューブから細菌が発生しうる。それゆえ、おむつとカテーテルの使用は不衛生であり尿路感染症のリスクが依然として残る。尿路感染症は一般的な細菌感染症の一種で、特にカテーテル関連尿路感染症は、病院や介護施設で100万件以上の症例を占めている[1-3]。また、このような感染症の治療には、何度も医師の診察を受ける必要があり、経済的にも大きな負担となる[4]。尿路感染症の対策として、おむつ内の水分量を検知してアラームを鳴らし、介護者におむつの交換を促すことができるスマートシステムが開発されている[5-7]。これらのシステムは、介護者が汚れたオムツを迅速に交換するのに役立つ、衛生面の問題を緩和する。また、膀胱内蓄尿量の測定を目的とした様々な研究が行われている。特に、超音波センサ[8,9]や圧力センサ[10,11]による研究が行われてきた。

超音波センサや圧力センサを用いたモニタリングによる手法では、介護者が被介護者を適切なタイミングでトイレに連れて行くことを可能にするが、介護者に次の排尿時刻を知らせることができないため、介護施設でのケアプラン作成には役立たない。加えて、毎日連続して膀胱内の尿量を測定することは、被介護者のストレスとなり、またセンサを装着することで行動が制限されてしまう。したがって、尿路感染症の予防と介護士や被介護者の負担を減らすために、本研究では無拘束で次の排尿時刻までの排尿間隔の予測を行うことを目的とする。無拘束で予測を行うために、排尿時の尿に含まれる成分の特性を考慮することで、次の排尿のタイミングを予測する。尿の成分の特性は、排尿時に採取した排尿サンプルを吸光分析することで、吸光スペクトルとして取得する。

## 2. 提案手法

図1に排尿間隔予測を目的とする提案手法のフローチャートを示す。提案手法は大きく2フェーズに分割される。学習フェーズの目的は排尿間隔を目的変数とした回帰方程式

を構築すること、また予測フェーズではそれを用いて実際に排尿間隔の予測を行う。

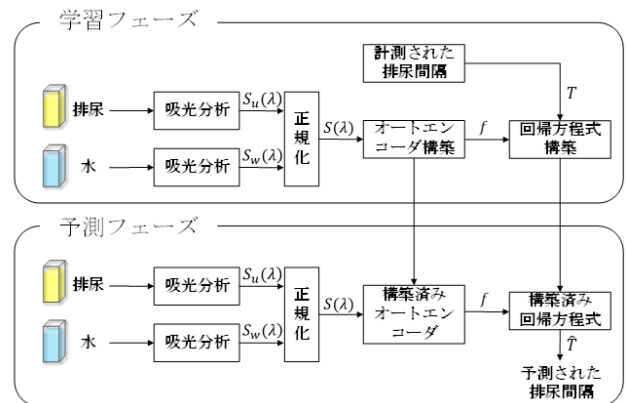


図1 提案手法のフローチャート

### 2.1 学習フェーズ

排尿の吸光スペクトルは実験環境の光の状態により影響を受けるため、排尿の吸光スペクトルに対して水の吸光スペクトルを基準に正規化を行う。そこで、正規化処理を行うために、排尿時に適量の尿を採取し、またそれと同量の水を用意する。採取した排尿と水に対し吸光分析を行うことで、それぞれ排尿の吸光スペクトル $S_u(\lambda)$ 、水の吸光スペクトル $S_w(\lambda)$ を取得する。ここで、 $\lambda$ は光の波長を示す。正規化処理においては、ランバート・ベールの法則に準拠し下記の式によって正規化が行われ、吸光スペクトル $S(\lambda)$ を獲得する。

$$S(\lambda) = \log_{10} \frac{S_w(\lambda)}{S_u(\lambda)} \quad (1)$$

また、正規化された吸光スペクトル $S(\lambda)$ に対して特徴量抽出のためオートエンコーダを構築する。取得された高次元の吸光スペクトル $S(\lambda)$ を低次元量として扱うことで、より学習すべき偏回帰係数の数を減らして扱うことができるようにする。オートエンコーダによって自動抽出された特徴量 $f$ を説明変数とし、実際に実験によって計測された排尿間隔 $T$ を目的変数として、重回帰式を構築する。

### 2.2 予測フェーズ

予測フェーズでは、前節で述べた流れと同様にして吸光スペクトル $S(\lambda)$ を算出する。正規化された吸光スペクトル $S(\lambda)$ は学習フェーズで構築されたオートエンコーダにかけ

<sup>†</sup> 青山学院大学 Aoyama Gakuin University

<sup>‡</sup> 株式会社ニトリ Nitori Co., Ltd.

られることで次元削減され特徴量 $f$ が自動抽出される。さらに、構築済み帰帰方程式に対して抽出された特徴量 $f$ を入力することで、排尿間隔 $T$ を予測する。

### 3. 検証実験

提案手法の妥当性を評価するため検証実験を行う。実験において計測された排尿間隔 $T$ と予測された排尿間隔 $\hat{T}$ との誤差から評価を行う。

#### 3.1 実験設定

本実験では、排尿の吸光スペクトル $S_u(\lambda)$ と水の吸光スペクトル $S_w(\lambda)$ を取得するためにハイパースペクトルカメラ (Resonon Inc. : PilaXC2) を用いた。このカメラは 398.67 nm から 1016.78 nm の波長帯において 1.34 nm 間隔毎に画像を撮影することができる。ハイパースペクトルカメラによる計測は外部からの光を遮断するため、密閉された空間で行われる。図 2 は実験システムの概略図を示し、図 3 は実際の実験システムを示している。

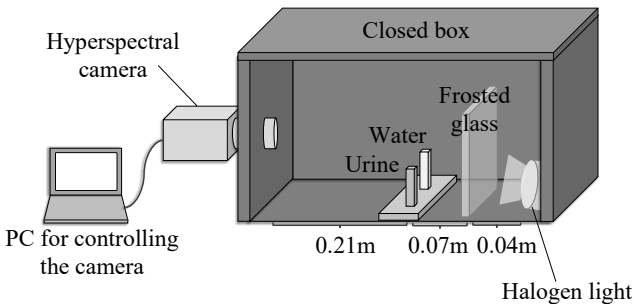


図 2 実験システムの概略図

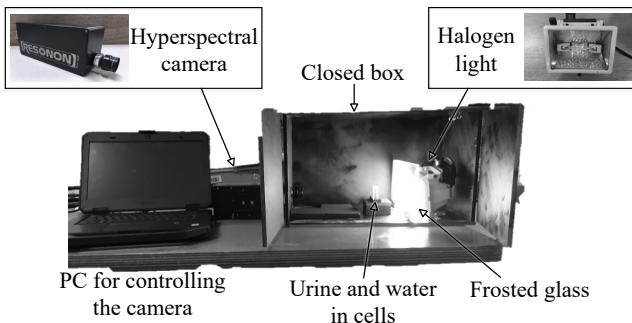


図 3 実際の実験システムの画像

本実験に用いるハイパースペクトルカメラは広い波長帯の撮影が可能のため、幅広い波長帯を含むハロゲンライト (Caster: CHP-500-0.3) を使用した。しかし、ハロゲンライトは光が強すぎるため吸光スペクトルを正確に計測することができなくなってしまう。それゆえ、撮影対象物とハロゲンライトとの間にすりガラスを配置する。また、対象物は平面である方が正確に撮影できるため、採取した尿サンプルと水を 2.5mL の透明なセル (BRAND GMBH + CO KG: ディスポセル 7590 05) に注入し、カメラから 0.21 m 離れた距離に隣り合わせて配置した。すりガラスとハロゲンライトとの距離は 0.04 m、また、セルとすりガラスとの距離は

0.07 m とした。以上の実験環境下において、可能な限り外部の光を遮断した密閉空間の中で排尿サンプルと水の画像の撮影を行った。撮影された画像には、ピクセルごとにそれぞれの波長におけるスペクトルが含まれている。したがって、それぞれの波長における排尿の吸光スペクトル $S_u(\lambda)$ と水の吸光スペクトル $S_w(\lambda)$ はそれぞれの波長における画像ごとのスペクトルの平均値により計算される。

#### 3.2 データ取得のための実験手順

図 4 にデータ取得のための実験手順を示す。被験者は計測中、安静状態を保ち尿意を感じ次第、任意のタイミングでトイレに行き排尿することができる。排尿時に尿を適量採取し、吸光分析により、吸光スペクトル $S(\lambda)$ が算出される。排尿後、被験者は水 300ml を摂取し、再度安静状態を保つ。これらの手順は任意の回数繰り返され、またその都度排尿間隔 $T$ を記録しておく。したがって、一つのデータセットは吸光スペクトル $S(\lambda)$ と排尿間隔 $T$ で構成される。

以上の実験手順により、20 代男性 3 名から合計 50 データセット収集した。なお、本実験の内容は、青山学院大学による人を対象とする倫理審査を受け、承認を得ている (承認番号 H21-004)。また、実験はそれぞれの被験者からインフォームドコンセントを得たうえで実施した。

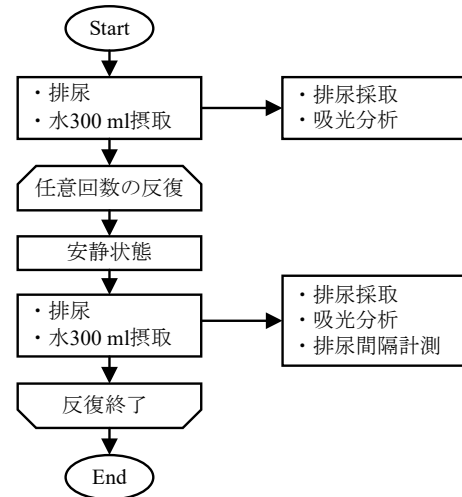


図 4 データ取得のための実験手順

#### 3.3 オートエンコーダの設定

本実験では、特徴量抽出のためのオートエンコーダとして、より少ない特徴量で入力を変換し汎化性能を向上させるため、スパースオートエンコーダを使用した。また、中間層を 1 層とする単純な 3 層構造を持ち、中間層のユニット数は 6 と設定した。加えて、中間層への活性化度の変換に正の飽和線形伝達関数を使用した。

$$g(z) = \begin{cases} 0, & \text{if } z \leq 0 \\ z, & \text{if } 0 < z < 1 \\ 1, & \text{if } z \geq 1 \end{cases} \quad (2)$$

ここで、 $g$  は活性化関数とする。ただし出力層においては、 $[-1, 1]$  の範囲以外にも値を取りうるため、線形伝達関

数  $g(z) = z$  を用いた。本実験では、スパース性を高めるため、損失関数は以下の式を用いた。

$$\text{loss} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (\hat{S}_n(\lambda) - S_n(\lambda))^2 + \lambda \Omega_{\text{weights}} + \beta \Omega_{\text{sparsity}} \quad (3)$$

ここで、 $S_n(\lambda)$  は  $n$  番目の入力である吸光スペクトル、 $\hat{S}_n(\lambda)$  は  $n$  番目の出力される吸光スペクトル、 $N$  はミニバッチサイズを示す。また、 $\Omega_{\text{weights}}$  は  $L_2$  正則化項、 $\Omega_{\text{sparsity}}$  はスパース正則化項を示す。 $\Omega_{\text{sparsity}}$  を用いるには、ハイパーパラメータとしてスパース率  $\rho$  の設定が必要になる。したがって、決定すべきハイパーパラメータは、 $L_2$  正則化項の係数である  $\lambda$ 、スパース正則化項の係数  $\beta$ 、スパース率  $\rho$  の 3 種類が挙げられる。そこで、これらのハイパーパラメータを決定するため、まず検証データとテストデータにそれぞれ総データ数の 1 割ずつを与え、残りを学習データとした。そして、検証データと学習データを用いたホールドアウト法により、以下のハイパーパラメータの候補

- $\lambda = \{10^{-3}, 10^{-2}, 10^{-1}\}$
- $\beta = \{0.1, 1, 10\}$
- $\rho = \{10^{-3}, 10^{-2}, 10^{-1}\}$

からグリッドサーチによって選ばれ、 $(\lambda, \beta, \rho) = (10^{-3}, 10, 10^{-3})$  が選択された。

### 3.4 評価手法

前節で述べたようにテストデータは総データ数の 1 割を与えた。したがって、本実験において、総データ数は 50 データのため、テストデータは 5 データとなり、加えて検証データは 5 データ、学習データは 40 データとなる。学習データと検証データによりモデルのハイパーパラメータが決定され、テストデータにより提案手法の妥当性を評価する。また、比較対象として、特徴量抽出処理を行わず取得された吸光スペクトルすべてをそのまま重回帰分析する手法と比較する。以降、この手法を比較対象手法と呼ぶ。また、比較対象手法においても、提案手法と同様に学習・検証・テストデータの三つに分け評価を行った。それぞれの評価手法として、絶対平均誤差  $E$  を用いた。

$$E = \frac{1}{5} \sum_{i=1}^5 |\hat{T}_i - T_i| \quad (4)$$

## 4. 実験結果

### 4.1 排尿間隔と吸光スペクトルの関係

実験により得られた排尿間隔  $T$  のヒストグラムは図 5 のようになり、階級は 10 分刻みでデータが区切られている。この図からわかるように、180 分以上のデータが一つあることを除けば、このヒストグラムは比較的左右対称型となっている。また、排尿間隔が 50 分から 90 分のデータ数が計 33 データとなっているため、総データ数の過半数を示している。

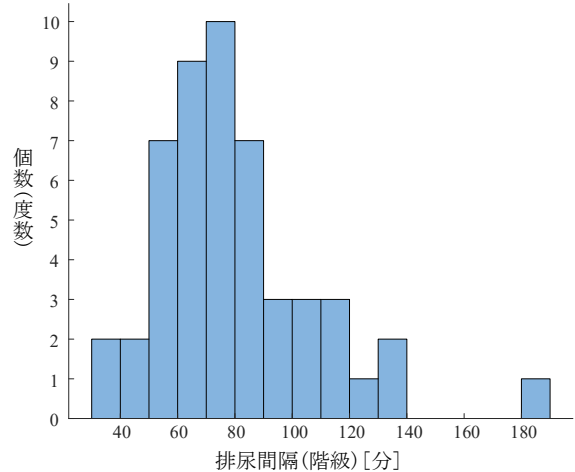
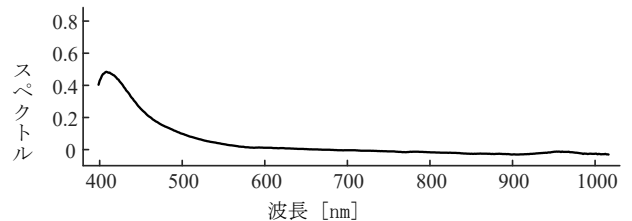
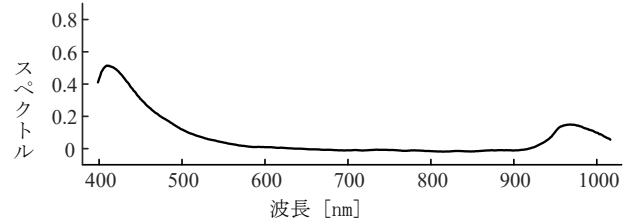


図 5 排尿間隔のヒストグラム

ここで、排尿間隔が長い時と短い時の吸光スペクトルに着目する。本実験において、排尿間隔が最長の二つのデータは 188 分のときと 139 分のときである。この時の吸光スペクトル  $S(\lambda)$  を図 6 に示す。これらの特徴として、波長が 400 nm 付近においてピークが発生していることがわかる。また、ピークを迎えた後、スペクトルは 600 nm 付近にかけて緩やかに値が収束している。950 nm 付近においては、排尿間隔が 139 分のときについて再度スペクトルが上昇しているが、一方で排尿間隔が 188 分のときはスペクトルの変動が大きくないことがわかる。



(a)  $T = 188$  のときの吸光スペクトル



(b)  $T = 139$  のときの吸光スペクトル

図 6 排尿間隔が長いときの吸光スペクトル

また、排尿間隔が短いときのデータは 36 分、37 分の二つであり、それらの吸光スペクトルを図 7 に示す。これらの特徴としては、スペクトルに起伏がなく、値が 0 付近を保ちほぼ直線となっていることがわかる。図 6, 7 から排尿間隔が長いときと短いときの吸光スペクトルにはそれぞれに特徴があることが確認できる。

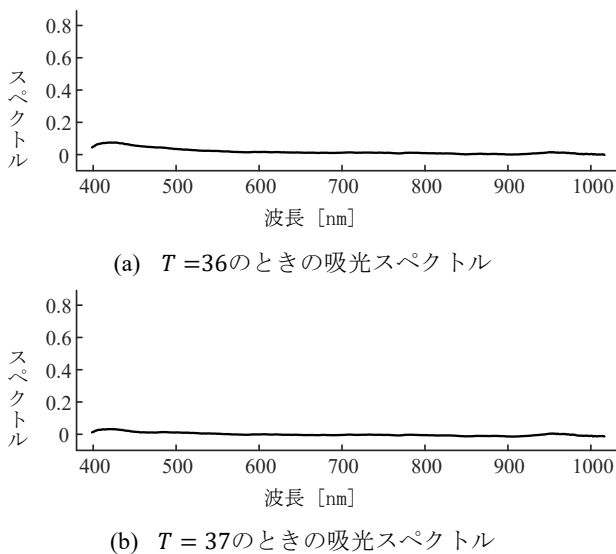


図7 排尿間隔が短いときの吸光スペクトル

#### 4.2 計測された排尿間隔との誤差

スパースオートエンコーダにより特徴量自動抽出を行った提案手法と特徴量抽出処理を行わない比較対象手法の二種類について絶対平均誤差 $E$ を算出した。結果を表1に示す。

表1 それぞれの手法における絶対平均誤差

手法	$E$ [分]
提案手法	11.15
比較対象手法	21.57

表1より、提案手法における誤差 $E$ は約11分を示し、一方で比較対象手法の誤差 $E$ は約21分を示している。加えて、有意水準5%において有意差が認められた。したがって、スパースオートエンコーダによる特徴量自動抽出処理は未処理の場合より有効であると考えられる。オートエンコーダによる平均二乗再構成誤差についても、0.0028となったため正しくエンコードされていることがわかる。

#### 5. 考察および結論

一連の実験の結果、収集できたデータ数は50データであった。特徴量抽出のための処理をしなければ、重回帰分析のための学習すべき偏回帰係数の数は切片を含め463個となり、取得した50データからすべてを正しく推定することは非常に困難である。本提案手法ではスパースオートエンコーダを利用することで、効果的に特徴量を抽出し、重回帰分析における偏回帰係数を正しく推定することができたと考えられる。また、スパースオートエンコーダを用いる際に適切なハイパーパラメータをグリッドサーチにより最適化させたことも誤差 $E$ を小さくできた要因である。

今後の課題としては、排尿間隔のばらつきに偏りがあるため(図5参照)、より多くのデータを収集する必要がある。有効なデータ数を増やすことで、提案手法の汎化性能を検証することができる。また、オートエンコーダにより

抽出する次元数の最適化を行うことで誤差 $E$ がどのように変化するかについても検証する必要がある。

本研究では、排尿の吸光スペクトルを利用し、ハイパーパラメータを最適化したスパースオートエンコーダにより特徴量を自動抽出した。抽出した特徴量を説明変数とし重回帰分析を行うことで、排尿間隔予測を行った。その結果、提案手法の誤差は11分となり、比較対象手法と比べて有意差を認めた。本提案手法を用いることで、次の排尿間隔を知ることができるため、介護施設において事前にケアプランを作成することができる。また、提案手法は無拘束で排尿間隔が予測可能なため、介護士や被介護者の負担を減らすことができ、介護支援の一助になると考えられる。

#### 参考文献

- [1] B. Foxman, "Epidemiology of Urinary Tract Infections: Incidence, Morbidity, and Economic Costs", the American Journal of Medicine, Vol.113, No.1, pp.5-13 (2002).
- [2] V. D. Rosenthal, S. Guzman, and N. Safdar, "Effect of Education and Performance Feedback on Rates of Catheter-Associated Urinary Tract Infection in Intensive Care Units in Argentina", Infection Control and Hospital Epidemiology, Vol.25, No.1, pp.47-50 (2004).
- [3] K. Tanaka, S. Arakawa, and M. Fujisawa, "Urinary Tract Infection in Elderly Patients", Nihon Ronen Igakkai zasshi. Japanese journal of geriatrics, Vol.47, No.6, pp.565-568 (2013).
- [4] K. Hadjigeorgiou, E. Kastanos, A. Kyriakides, and C. Pitris, "Point-of-Care Diagnosis of Urinary Tract Infection (UTI) Using Surface Enhanced Raman Spectroscopy (SERS)", 2012 IEEE 12<sup>th</sup> International Conference on Bioinformatics & Bioengineering (BIBE), pp.333-337, (2012).
- [5] T. Khan, "A Smart Wearable Gadget for Noninvasive Detection and Notification of Diaper Moisture", 2018 IEEE International Conference on Electro/Information Technology (EIT), pp.240-244 (2018).
- [6] M. Y. E. Simik, F. Chi, A. M. S. Abdelgader, and R. S. I. Saleh, "Automated Alarm System for Diaper Wet Using GSM", 2014 IEEE 17<sup>th</sup> International Conference on Computational Science and Engineering, pp.1799-1803 (2014).
- [7] M. S. Tuma, and Y. Kim, "Monitoring Diaper Condition Using the Impedance Variation of a Dipole Antenna", 2018 International Applied Computational Electromagnetics Society Symposium - China (ACES), pp.1-2, (2018).
- [8] V. Chalana, S. Durycha, J. T. Yuk, and G. McMorrow, "Automatic Measurement of Ultrasound-Estimated Bladder Weight (UEBW) from Three-Dimensional Ultrasound", Reviews in Urology, Vol.7, No.6, pp.S22-S28 (2005).
- [9] H. Fuse, T. Yokoyama, Y. Muraishi, and T. Katayama, "Measurement of Residual Urine Volume Using a Portable Ultrasound Instrument", International Urology and Nephrology, Vol.28, No.5, pp.633-637 (1996).
- [10] R. Karam, D. Bourbeau, S. Majerus, I. Makovey, H. B. Goldman, M. S. Damaser, and S. Bhunia, "Real-Time Classification of Bladder Events for Effective Diagnosis and Treatment of Urinary Incontinence", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.63, No.4, pp.721-729 (2016).
- [11] J. Melgaard, and N. J. Rijkhoff, "Detecting the Onset of Urinary Bladder Contractions Using an Implantable Pressure Sensor", IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol.19, No 6, pp.700-708 (2011).