6P-07

可視・近赤外画像における血糖値に関する特徴抽出

中川 真結子† 南雲 健人† 大岩 孝輔† 野澤 昭雄†
青山学院大学†

1. はじめに

従来, 穿刺・採血を伴う血糖値計測法が一般的であったが, 近年, 光学的生体計測に基づく低侵襲な血糖値計測の研究が行われている。これらは主に, グルコース濃度により可視光・近赤外光の吸光度や反射光量が変動するという知見に基づき, 皮膚表面に装着したプローブから可視光・近赤外光を照射しその散乱光の変動から血糖値を推定する手法である[1][2]。しかし, それらの手法にはプローブの装着に伴う行動制約などの問題が残る。

一方, 遠隔で計測可能な可視・近赤外顔画像から得られる色相情報は脈波など血行動態に関するバイタルサインの一つである。先行研究では可視・近赤外顔画像に基づき血圧に関する特徴量の抽出および血圧推定を行った[3]。

これを踏まえて, 可視・近赤外顔画像基づき血糖値変動に伴う吸光度などの変動に関する特徴量を抽出きれば, 遠隔血糖値推定の実現が期待できる。本研究では, 可視・近赤外顔画像における血糖値に関する特徴抽出とそれに基づく血糖値推定を試みた。

2. 実験方法

本研究では血糖値を意図的に変動させた時の可視・近赤外顔画像と参照血糖値を計測する実験を行った。被験者は健常成人男性2名とし, 室温 24±3℃, 照度 300lx 程度の対流のない実験室内で計測を行った。

図 1 に実験システムを示す。実験システムは, 近赤外線カメラ(Genie Nano M1280 NIR, Teledyne DALSA Corp.), 近赤外広帯域 LED[4]および直流安定化電源からなる近赤外光照射装置(近赤外広帯域 LED：波長帯域 760nm～1100nm, 注入電流約 900mA), 連続血圧計(CNAP Monitor HD, CNSystems), 赤外線サーモグラフィーカメラ(A35, FLIR), 可視カメラ(Wansview, 1080P Webcam 102)で構成した。近赤外画像と可視画像の撮影速度はそれぞれ 10fps, 30fps, 解像度はそれぞれ 1024×1280pixel, 1080×1920pixel である。近赤外線カメラに入射する可視光を除去するため, 近赤外線カメラのレンズ直前に 780nm のロングパスフィルタ(RG780, Schott)を配置した。連続血圧計に付随する計測用カフを被験者の左手中指と人差し指, 左上腕に装着した。

図 2 に実験プロトコル図を示す。本実験では, 血糖値だけでなく, 息こらえ試験による血圧変動も実施した。1回の計測における実験プロトコルは, 2分間の安静閉眼, 1分間の息こらえ試験の計 3 分間の計測とした。3 分間の計測を, 9時, 10時, 11時, 12時, 13時, 14時, 17時, 18時, 19時, 20時, 21時, 22時に実施し, これを 3 回行った。9時と 10時, 12時と 13時, 18時と 19時の計測を解析対象とし, その間にそれぞれ食事を取ってもらい,

Features extraction of blood glucose level from visible and near-infrared face images

†Mayuko Nakagawa, Kent Nagumo, Kosuke Oiwa, Akio Nozawa, Aoyama Gakuin University

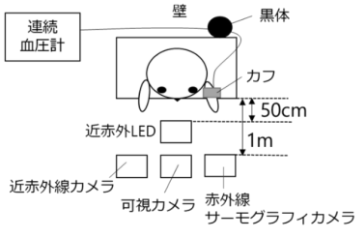

図 1. 実験システム

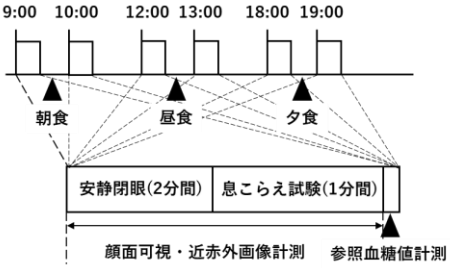

図 2. 実験プロトコル

その前後の計測の最後に参照血糖値を血糖値計測器(EDZ244-M0926, ニプロ株式会社)により計測した。食前と食後の血糖値の差を大きくするために, 食前 2 時間前は水以外の飲食, 喫煙, 激しい運動を禁止し, 食事の最初に血糖値を急激に上昇させる果糖ブドウ糖液糖を含むゼリー飲料(inゼリーエネルギー, 森永製菓株式会社)を飲んでもらった。計測における被験者のストレスを軽減するため, 9時, 10時, 11時の計測, 12時, 13時, 14時の計測, 17時, 18時, 19時の計測, 20時, 21時, 22時の計測を別日に実施した。本研究では, 可視・近赤外顔画像を用いた血糖値に関する特徴抽出を目的としているため, 血圧変動の影響がないように, 実験開始から 110 秒間を解析対象とした。

3. 解析方法

3.1 可視・近赤外顔画像の抽出

本研究では, 先行研究の手法[5][6]を用い, 被験者間の顔形状などの違いの影響を低減するよう再構成した 225×259pixel の標準顔面画像を生成した。顔面可視画像は赤(R)・緑(G)・青(B)成分に分解し, それらを解析対象とした。その後, 取得画像に対して 1fps になるようにダウンサンプリングを行い, 1回の計測での全顔面画像の各ピクセル値を平均した 1 枚を解析に用いる代表画像とした。3 食前後 3 日分の顔面画像計 18 枚をフレーム毎に標準化して解析に用いた。

3.2 可視・近赤外顔画像の独立成分分析(ICA)

計測した可視・近赤外画像の輝度変動には, 血糖値変動に関連する成分の他の成分も含有することが予想される。

Copyright ©2022 Information Processing Society of Japan.
All Rights Reserved.

本研究では，可視・近赤外顔画像の輝度変動より血糖値変動に関連する成分を抽出する手法として，音源分離などに応用されるブラインド信号源分離アルゴリズムの一つである独立成分分析を採用した。独立成分分析の一般式は以下の式で表される。

$$\boldsymbol{X} = \boldsymbol{AS} \cdots (1)$$

ただし，$\boldsymbol{X}$は観測信号，$\boldsymbol{A}$は混合信号，$\boldsymbol{S}$は独立成分行列である。観測信号に対し独立成分分析を適用することで独立成分行列と混合行列が求まる。フレーム数nの画像を観測信号$\boldsymbol{X}$とすると，縦×横の二次元配列のピクセル数をpピクセルの一次元配列にして独立成分分析の式は次のように表される。

$$\begin{bmatrix} x_{1,1} & \cdots & x_{1,n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ x_{p,1} & \cdots & x_{p,n} \end{bmatrix}^T = \begin{bmatrix} a_{1,1} & \cdots & a_{1,n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{m,1} & \cdots & a_{m,n} \end{bmatrix}^T \cdot \begin{bmatrix} s_{1,1} & \cdots & s_{1,m} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ s_{p,1} & \cdots & s_{p,m} \end{bmatrix}^T \cdots (2)$$

ただし，m は独立成分数である。独立成分行列は独立成分の各ピクセルにおける特徴量分布を表す。混合行列は独立成分の各フレームにおける重みを表す。独立成分数は主成分分析の累積寄与率が90%を超える主成分数とした。本研究ではICAの手法として，FastICAを採用した。

3. 3 独立成分の重回帰分析による血糖値推定

重回帰分析の原理について以下に説明する。

i 番目のデータについて，目的変数y_iの推定値$\hat{y_i}$は k 個の説明変数 x で次のように表せる。

$$\hat{y_i} = \beta_0 + \beta_1 x_{1i} + \cdots + \beta_k x_{ki} \quad (i = 1, \cdots, n) \cdots (3)$$

目的変数y_iの推定値$\hat{y_i}$の誤差の2乗和をSとすると(3)より，

$$S = \sum_i^n (y_i - \hat{y_i})^2 = \sum_i^n (y_i - \beta_0 - \beta_1 x_{1i} - \cdots - \beta_k x_{ki})^2 \cdots (4)$$

次の連立方程式を解いて，Sが最小になる偏回帰係数$\beta_j (j = 1, \cdots, n)$を求める。

$$\frac{\partial S}{\partial \beta_0} = 0, \frac{\partial S}{\partial \beta_1} = 0, \cdots, \frac{\partial S}{\partial \beta_n} = 0 \cdots (5)$$

また，多重共線性を考慮するために，分散最大係数(VIF)が10以上となる説明変数の除去を行った。標準化した重みを説明変数，参照血糖値を目的変数として重回帰分析を行った。血糖値推定において各独立成分の重要性を比較するため， 重回帰式における各変数の重要性を表す指標である標準偏回帰係数を算出した。また， 血糖値の推定精度を評価するため， 自由度調整済み決定係数(Rf)と二乗平均平方根誤差(RMSE)を算出した。

4. 実験結果及び考察

図 1 に Sub. 1 において標準偏回帰係数が最大となった，可視(RGB)・近赤外画像の独立成分における特徴量分布を示す。表 1 に被験者 2 名における血糖値推定の結果として，Rf と RMSE を示す。推定精度は，Rf について被験者 2 名においては顔面近赤外画像を用いた場合が最も高かった。図 2 に Sub. 1 において顔面近赤外画像を用いた場合の推定血糖値と実測血糖値の散布図を示す。r は重相関係数を示す。顔面近赤外画像の独立成分において顔面全体に特徴量が表出しており，それらの特徴量は顔面全体を走行する血管中のグルコース濃度の変動に起因すると考えられる。一方，顔面可視画像に関する推定精度について，Sub. 1 では顔面可視画像の RMSE は顔面近赤外画像の RMSE と同程度であったのに対し，Sub. 2 においては Rf が小さかった。顔面可視画像の独立成分において鼻筋や目の下に強く特徴量が表出していた。顔面可視画像上の特

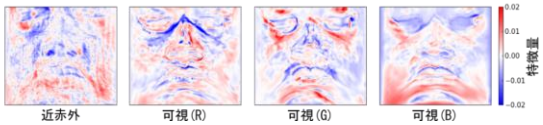

図 1. 独立成分の特徴量分布(Sub. 1)

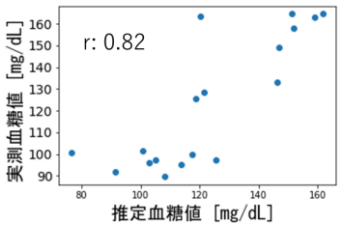

図 2. 実測血糖値と推定血糖値(Sub. 1)

表 1. Rf および RMSE(単位：[mg/dL])

		近赤外	R	G	B
Sub. 1	Rf	0.546	0.536	0.523	0.618
	RMSE	17.94	15.13	16.11	15.06
Sub. 2	Rf	0.486	0.262	0.257	0.283
	RMSE	12.94	16.65	16.71	15.28

が表出した部位では，照明に起因する影が見られた。これより，表出した特徴は照明に起因する影に関連するものであると考えられ，この影の影響を除去することで血糖値の推定精度が向上すると期待できる。

5. まとめ

本研究では，可視・近赤外顔画像における血糖値に関する特徴抽出とそれに基づく血糖値推定を試みた。結果，顔面近赤外画像については，独立成分に顔面全体を走行する血管中のグルコース濃度の変動に起因すると考えられる特徴量が表出し，Rf が最も高かった。顔面可視画像については，独立成分に照明に起因する影に関連する特徴量が含まれていた。今後は顔面可視画像の照明に起因する影の影響を低減した解析や，被験者を増やした評価を行う。

謝辞

本研究はJSPS科研費 JP21K18106の助成を受けたものです。

参考文献

[1] Vega Pradana Rachim, Wan-Young Chung: “Wearable-band type visible-near infrared optical biosensor for non-invasive blood glucose monitoring”, Sensors and Actuators B: Chemical, Vol. 286, pp. 173-180(2019)
[2] 上平安紘, 足立憲彦, 池羽田晶文, 河野澄夫：「短波長域を用いた近赤外分光法による非侵襲血糖値測定装置の開発とその応用」, 日本食品科学工学会誌, 58 巻 3 号, pp. 97-104 (2011)
[3] 宮崎駿輔, 小澤佑介, 西村政哉, 七井靖, 大岩孝輔, 野澤昭雄: 「顔面の近赤外および可視画像を併用した血圧推定の試み」, 電気学会 計測/知覚情報合同研究会, IM-19-047, PI-19-086 (2019)
[4] Kosuke Oiwa, Yusuke Ozawa, Kent Nagumo, Seiya Nishimura, Yasushi Nanai, Akio Nozawa: “Remote Blood Pressure Sensing Using Near-infrared Wideband LEDs”, IEEE Sensors Journal, Vol.21, Iss.21. pp.24327-24337 (2021)
[5] Kent Nagumo, Tomohiro Kobayashi, Kosuke Oiwa, Akio Nozawa: “Face alignment in thermal infrared images using cascaded shape regression”, International Journal of Environmental Research and Public Health, Vol. 18, Iss. 4, 1776 (2021)
[6] Kent Nagumo, Kosuke Oiwa, Akio Nozawa: “Spatial normalization of facial thermal images using facial landmarks”, Artificial Life and Robotics, Vol. 26, Iss. 4, pp. 481-487 (2021)

Copyright ©2022 Information Processing Society of Japan.
All Rights Reserved.