便意の予測を目的とした腹部および腰部からの

生体情報計測と解析の試み

生体計測工学研究室　2281272 長谷川　天音
（主査：京相　雅樹　教授　　副査：桃沢　愛　準教授，　和多田　雅哉　教授）

1. はじめに

近年,介護や支援を必要とする要介護（要支援）認定者数の数が増加している.2023 年度の認定者は約 706 万人であり,その数は公的介護保険制度がスタートした 2000 年度の認定者数約 256 万人と比べると約 2.76 倍である.生涯在宅での介護を望む高齢者は多く,同居の家族の離職につながることもある.また要介護者も介護者も高齢である老老介護の割合が増加しており,今後の高齢化社会に向けて,介護者の負担を軽減する必要がある.現在,在宅介護を行っている人が感じている苦労には排泄介助が多く挙げられる.[1]要介護認定者のうち,排泄に介助を要する要介護 2 以上の人口は約 361 万人おり,その数も増加の一途をたどることが予想される.排泄介助では,おむつの着用,ポータブルトイレの使用などがされているが,介護者が便意のタイミングを直接知ることはできず,スムーズな介助が毎回できているとは限らない.

そこで腸音や超音波を用いて腹部を観察し,排便を予測する研究がなされてきた.しかし,排便前後の状態を識別することにとどまっていたり,装置の小型化が難しかったりと,数々の課題があるために未だ確立したものはない.本研究では,腹部の計測方法として,これまでにないインピーダンス法を用いる.最終目標は日常生活で非侵襲的に便意を検知するシステムの構築である.今回はその第一歩として,前腕インピーダンス計測と腹部超音波計測,腹部インピーダンス計測による基礎的検討を行った.

2. 理論

2.1 大腸部位[2]

大腸は長さが約 120～170cm の管腔臓器で，腹腔内を一周するように走行する.図 1 のように，口側から盲腸(Caecum)，結腸(Colon)，直腸(Rectum)に区分され，結腸はさらに上行結腸(Ascending colon)，横行結腸(Transverse colon)，下行結腸(Descending colon)，S 状結腸(Sigmoid colon)に分けられる．横行結腸と S 状結腸は腸間膜を有し可動性に富むが，盲腸，上行結腸，下行結腸，直腸は後腹膜に固定されている．大腸壁の構造は，他の消化管と同様に粘膜，粘膜下層，固有筋層，漿膜あるいは外膜の 4 層から成っている．大腸には盲腸から S 状結腸まで走行する 3 本の結腸紐があり，結腸紐は腸管の長さより若干短く，かつ収縮しやすいため，腸管が手繰られて結腸膨起(haustrum)と内腔の半月ひだが形成される．結腸膨起は 3 本の結腸紐と半月ひだによって形成される外方に突出した小嚢で，右側結腸でより目立つ.

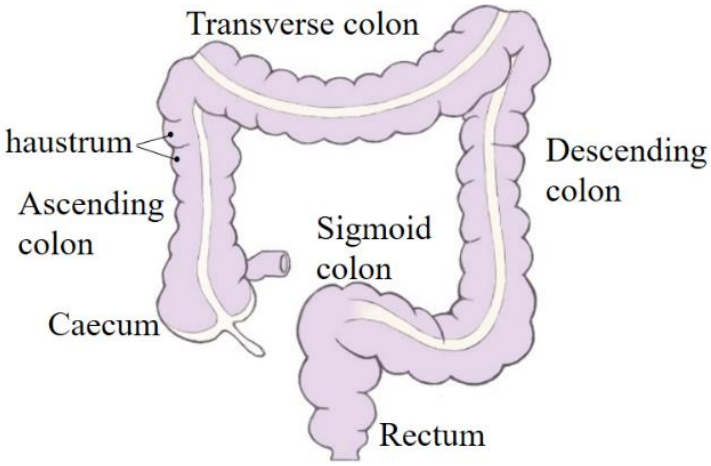

図 1 大腸の部位

2.2 排便機序

口から入った食物は,水様便の状態で大腸に移動し水分が吸収され便となって排泄される.大腸に入ってからは,半日から 1 日以上かけて排便にまで至る.大腸の中でも下行結腸まで到達するのにかかる時間は数時間で,水分が徐々に抜けて半固形状になるが,その先の S 状結腸でしばらく留まり形のある便ができる.S 状結腸に留まっている便は,大蠕動という大きな強い蠕動運動で直腸に移動し,排便の一連の動きがおきる.大蠕動は 1 日に 1～3 回おきる波で,まとまった食物が胃に入ると生じる.これは,胃結腸反射と呼ばれ,朝食後にこの波が強く起きる人が多い.直腸は,本来は空で便が溜まっていない部位だが,便が移動してくると直腸の壁が便塊で押されて広がり,直腸の内圧が高まる.この伸展圧を直腸の壁にある神経機構が受け取り,神経刺激が脊髄（仙髄）に送られ,脳の排便中枢に届いて便意を引き起こす.

2.3 インピーダンス測定

インピーダンス測定は,測定対象の内部の状態を推定するために行われる.生体も材料と同様に等価回路を決めて測定をすることにより,内部の状態を推定できる.例えば体組成計・体脂肪計では,人体を下記のような等価回路と見なして,複数の周波数を使ってインピーダンスを測定する.ここで等価回路をどの程度複雑にするかは目的に応じて決める.インピーダンスとは絶対値 Z と位相 θ によって構成されるもので,交流を測定対象に印加して,電流と電圧の大きさと位相差を測ることで得られる.

2.4 生体等価回路と電気特性[3]

生体を想定したインピーダンスを考える場合,インダクタンス L を除いた抵抗 R とコンデンサ C を用いた等価的受動回路を用いる.

体肢を構成する組織は,骨,筋肉,血液,脂肪などがある.骨や脂肪のインピーダンスは,筋肉や血液のインピーダンスと比べ非常に大きい.皮膚のインピーダンスを測定する場合,その電気特性より使用周波数は数十 Hz 前後,筋肉,血液のインピーダンスを測定する場合,数十 kHz 前後が適当である.

3. 実験方法

3.1 飲食時の腸観察と超音波同時計測の可能性

飲食時の腹部の様子を確認するため,超音波診断装置を用いて側腹部を観察した.

3.1.1 計測条件

使用した超音波診断装置はfamio SSA-530A,プローブはコンベックス式電子スキャンプローブ PVQ-375A（いずれも東芝メディカルシステムズ）であった.また, USB 接続ビデオキャプチャーGV-USB2/HQ（I-O DATA）を用いて PC と超音波診断装置を接続し,超音波診断装置の画面を録画・保存した.実験は被験者の側腹部にプローブを固定し,飲食直前から飲食中の側腹部を計測した.被験者の姿勢は座位であった.

3.2 インピーダンス計測による腸活動計測の基礎的検討

排泄予測を目的とした腹部インピーダンス計測に関する基礎的検討を行うため,前腕と腹部でのインピーダンス計測実験を行った.腹部インピーダンス計測実験の被験者は腸の不調・腹痛・腹部膨満感のない健常者であり,実験内容と参加した被験者は表 1 に示す.これらのインピーダンス計測実験は,LCR メータ IM3536（日置電機株式会社）と電極 Ag-AgCl 粘着ゲルの Vitrode F-150S（日本光電）を用いて,4 電極法で行った.機器の接続は図 2 に示す.

データの記録について,前腕インピーダンス計測実験のみ LCR メータの画面に表示された値を手動で記録する手動計測を行い,腹部インピーダンス計測実験は Igor Pro 8.0（WaveMetrics）で開発したプログラムによる自動計測を行った.自動計測プログラムは,計測時間,計測周波数を与えると 1 秒ごとにインピーダンスを自動取得し,値を Igor Pro 8.0 上のウェーブに記録できるプログラムである.

表 1 実験内容と参加した被験者

Experiment	Impedance		
Measurement area	Forearm	Intestines (Eating)	Intestines (Defecation)
Subject	C, D	A, B	C

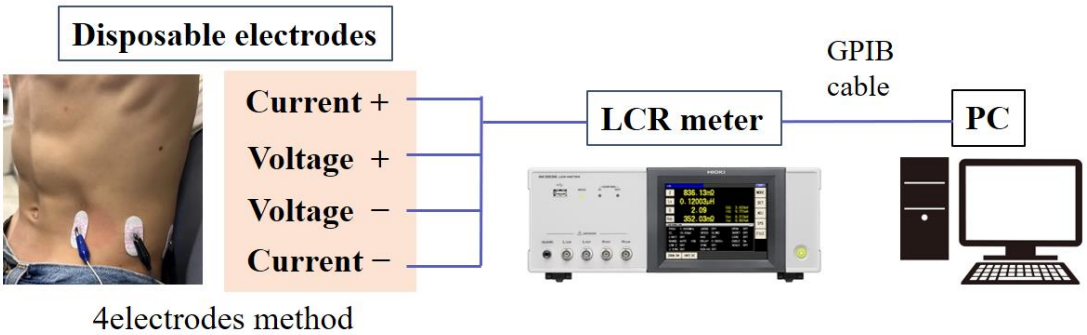

図 2 インピーダンス計測における機器の接続

3.3 前腕インピーダンス

比較的組織の均一な前腕において LCR メータを用いた計測を行い,結果を比較した.

3.3.1 計測条件

本実験での計測姿勢は座位で,電極は,各電極の中心が 6cm ずつ離れるようにして配置した.また被験者は実験中腕を動かさず,力を抜いた安静状態で計測した.計測周波数は 20, 40, 100, 200, 400kHz, 計測電流値は 10μA とした.実験内容は表 2 に示す.

解析について,実験i,iiでは全 5 周波数でそれぞれ 3 回ずつ計測を行い,結果をインピーダンスの絶対値と位相に分け,周波数特性のグラフを作成した.実験iiiでは全 5 周波数でそれぞれ 1 回ずつ計測を行った結果をインピーダンスの絶対値と位相に分けて周波数特性のグラフを作成した.

表 2 前腕インピーダンス計測実験内容

	i		ii		iii	
Experiment details	Same day Same person		Another day Same person		Another day Another person	
Experiment day	2023/7/2	2023/7/2	2023/6/30	2023/7/2	2023/7/2	2023/6/28
Subject	C	C	C	C	C	D

3.4 飲食前後の腹部インピーダンス

胃結腸反射が起こる飲食時の腹部インピーダンスを計測し,飲食前後で値を比較した.

3.4.1 計測条件

本実験は健康な被験者 2 名に対して,安静時と飲食時のインピーダンスを複数の周波数で同時計測し,比較した.計測姿勢は座位で,電極間隔は表 3,電極位置は図 3 に示す.被験者は実験前 8 時間の食事を控え,便意のない状態で計測した.計測時間は被験者の負担を考え,計 3600 秒（1 時間）とした.飲食時の実験プロトコルは図 4 に示す.本実験の自動計測は.1 秒ごとに周波数を切り変え,10 秒サイクルでの計測を繰り返した（実際は 0.4, 1, 2, 4, 10, 20, 40, 100, 200, 400, 0.4, 1, 2, 4, 10, 20, 40kHz・・・と 1 サイクルの切れ目なく繰り返した）.計測周波数と計測電流値,サンプリング周波数は表 4 に示す.

以上の実験より,10 秒ごとに各周波数につき 1 データが得られ,各周波数のデータ数は飲食前 180 データ,飲食後 180 データとなった.解析として飲食前,飲食後にそれぞれ得られた周波数ごとの 180 データを平均し,標準偏差を求めた.これをインピーダンスの絶対値と位相の二つに分け周波数特性のグラフを示した.

表 3 腹囲と電極間隔

Subject	A	B
Waist Circumference [cm]	61	76
Electrode Interval [cm]	6	7.5

表 4 腹部インピーダンス計測条件

Frequency [kHz]	0.4, 1, 2, 4, 10, 20, 40, 100, 200, 400
Current [μA]	10
Sampling Frequency[Hz]	10

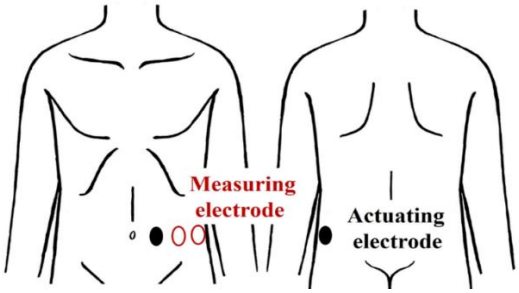

図 3 腹部インピーダンス計測電極位置

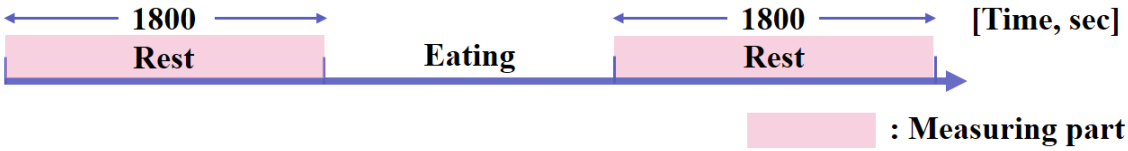

図 4 腹部インピーダンス計測実験プロトコル（飲食前後）

3.5 排便前後の腹部インピーダンス

安静時や排便前後の腹部インピーダンスを計測し,結果の比較と識別を行った.

3.5.1 計測条件

本実験は健康な被験者 1 名に対して行った.電極位置,計測条件は方法 3.3 飲食時の腹部インピーダンスと同様の条件とし,排便前,排便後と安静時(便意のない時間帯)をそれぞれ 600 秒ずつ計測した.被験者に便意がある状態で計測を開始し,排便中は計測を中断した.また,3 回(3 日)計測し,結果を比較した.排便前後の実験プロトコルを図 5 に示す.

本実験は方法 3.3 と同様の自動計測を行ったため,10 秒ごとに各周波数につき 1 データが得られ,各周波数のデータ数は排便前 60 データ,排便後 60 データ,安静時 60 データとなった.また,実験日①,②は安静時を 3 回計測し,実験日③は 1 回のみ計測した.

解析は,排便前,排便後と安静時にそれぞれ得られた各周波数 60 データの平均と標準偏差を求めた.これをインピーダンスの絶対値と位相の二つに分けて実験日ごとに周波数特性のグラフを示した.また, 機械学習を用いて排便前,排便後,安静時の被験者 3 状態を識別した.まず,各被験者状態における 600 秒のデータを 10 秒ごとに 1 セットとし,そのうち最初の 2 秒(400Hz,1kHz 計測)を除いた 8 周波数(2,4,10,20,40,100,200,400kHz)の計測データを特徴量とした.実験日①の排便前 60 データ,排便後 60 データ,安静時 180 データを用いて,ランダムフォレストのアルゴリズムで学習させた.識別テストには実験日③の計測による排便前 60 データ,排便後 60 データ,安静時 60 データを用いた.また,学習・識別に利用するデータの前処理を行い,識別精度が向上するか確認した.データの前処理は,平均が 0,分散が 1 の正規分布となるよう値を標準化した.

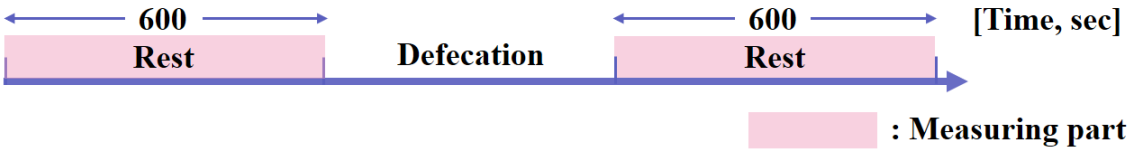

図 5 腹部インピーダンス計測実験プロトコル（排便前後）

4. 実験結果

4.1 飲食時の腸観察と超音波同時計測の可能性

飲食時の腸計測を行った結果を図 6~8 に示す.

図 6 食事前

図 7 10 分経過時(食事中)

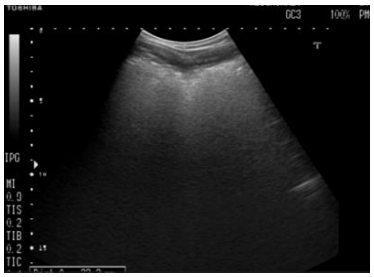

図 8 20 分経過時(食事中)

4.2 前腕インピーダンス計測による安定性評価

2 名の被験者に対してインピーダンス計測を行った実験 iii の結果を図 9,10 に示す.

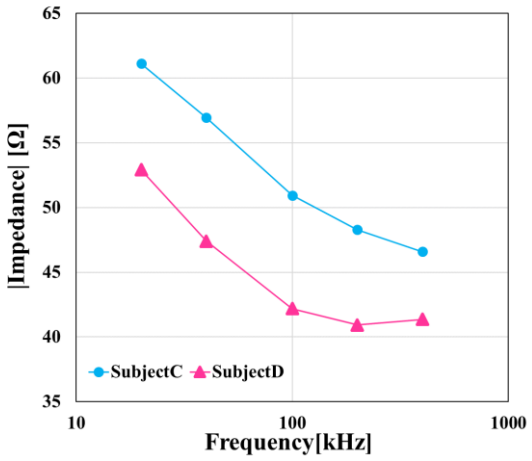

図 9 インピーダンス絶対値の周波数特性

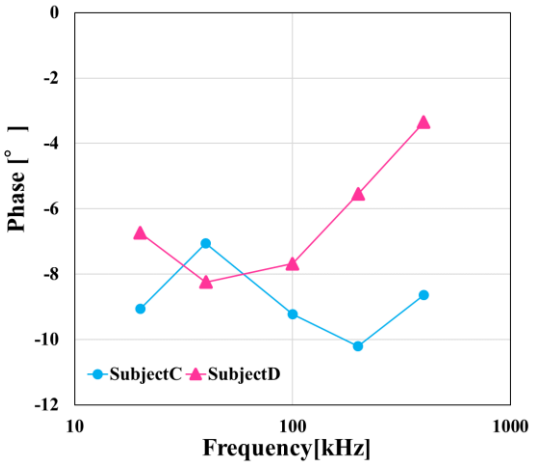

図 10 位相の周波数特性

4.3 飲食前後の腹部インピーダンス

2 名の被験者に対して飲食時のインピーダンス計測を行った結果を図 11,12 に示す.

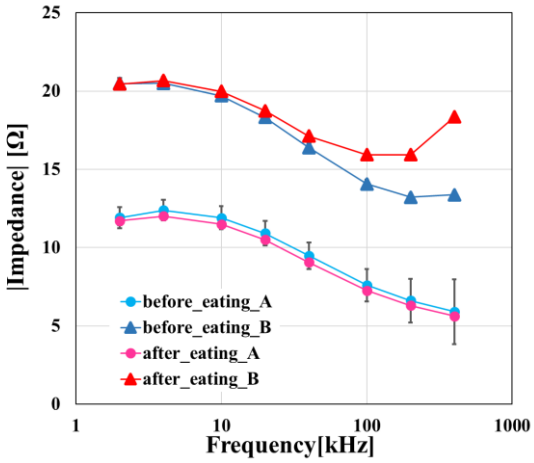

図 11 インピーダンス絶対値の周波数特性

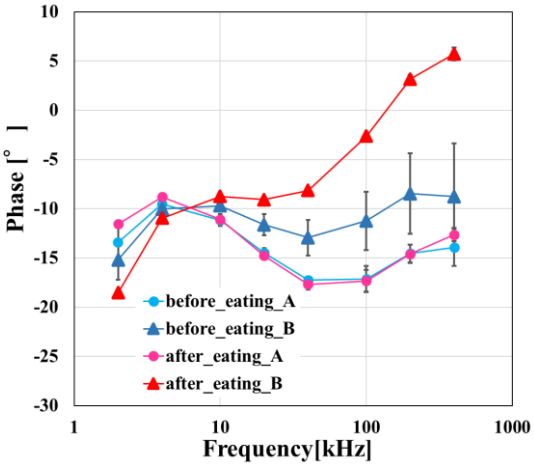

図 12 位相の周波数特性

4.4 排便前後の腹部インピーダンス

1 名の被験者に対して排便前,排便後,安静時の腹部インピーダンス計測を行った結果を図 13,14 に示す.また,機械学習による 3 状態識別の結果を図 15,16 に示す.

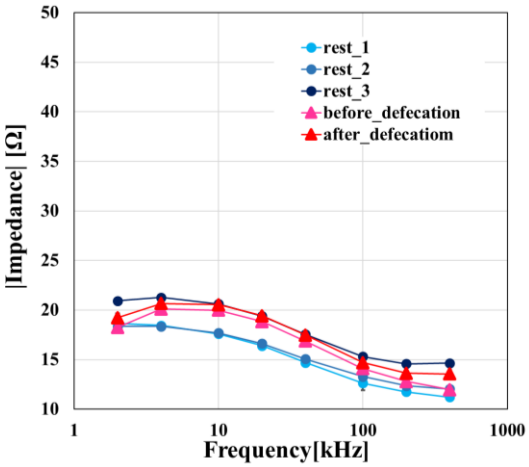

図 13 インピーダンス絶対値の周波数特性

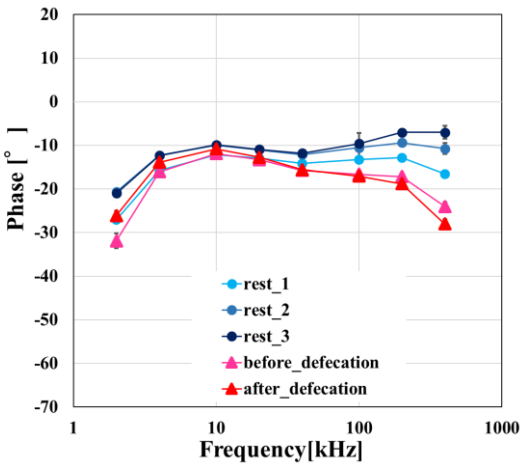

図 14 位相の周波数特性

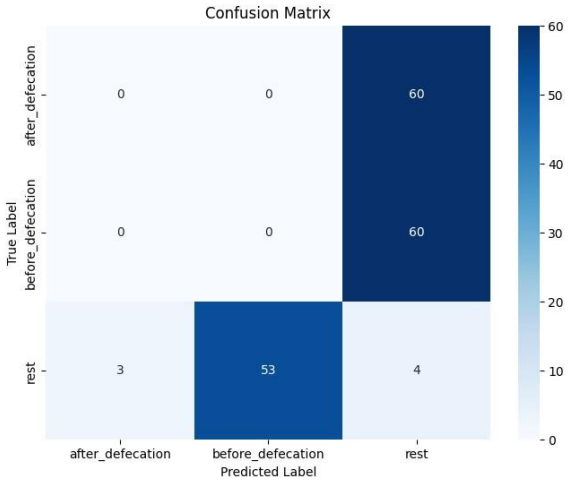

図 15 混同行列（元データ）

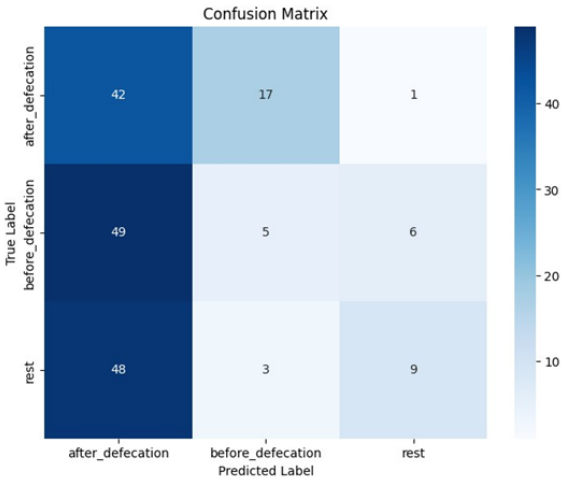

図 16 混同行列（標準化データ）

5. 考察

5.1 飲食時の腸観察と超音波同時計測の可能性

結果 4.1 の図 6~8 より,食事が進むにつれ,腸付近が見えなくなった.このことより,大腸を対象とした超音波計測時の飲食は禁忌であることがわかり,飲食時のインピーダンス同時計測は難しいと考えられる.飲食で発生したガスは超音波計測では大きな影響をもたらすが,インピーダンス計測に与える影響はあるのか,今後検討の必要がある.

5.2 前腕インピーダンス計測による安定性評価

結果 4.2 の図 9 より,被験者 2 名のインピーダンス絶対値の周波数特性に相関が見られた.しかし図 10 に示した位相の周波数特性は全く異なることが分かった.表 2 に示した他の実験の結果では,同一人物のインピーダンス絶対値には再現性があり,位相では確認されなかった.低周波計測と高周波計測には細胞内外電流経路の差異がある.そのため,高周波計測では電流経路が毎度異なってしまい,特に位相が安定しない可能性が

ある.今回の結果からは位相の再現性が低く,インピーダンス絶対値は安定していたため,被験者状態識別にはインピーダンス絶対値を用いるのが有効であると考えられる

5.3 飲食前後の腹部インピーダンス

結果 4.3 の図 11 より飲食前後の腹部インピーダンスの絶対値について,被験者 B は飲食前後で違いが生じたが,被験者 A では飲食前後にほとんど違いが見られなかった.これは被験者 A が,胃結腸反射による大蠕動を起こさず,便の移動が起こらなかったか,もともと下行結腸～S 状結腸付近で留まっている便がなく,大蠕動が起きてもインピーダンスに変化をもたらすものがなかったと考えられる.図 12 より,飲食前後の位相の周波数特性について,被験者 B は正の値をとる周波数帯が見られた.これは生体等価回路にコイル成分は含まれないことから通常,位相が負の値を取るということと反している.しかし今回の計測対象は生体であるため,使用した LCR メータがインピーダンスの計算時に仮定していた等価回路に誤りがあったと考えられる.

5.4 排便前後の腹部インピーダンス

結果 4.4 の図 13,14 より,同日の計測では 3 つの被験者状態の周波数特性に相関があることが分かった.しかし別日の結果は全く異なった(本抄録無掲載)ことから,排便を予測するシステムを構築する際には,計測日ごとに基準を決定するキャリブレーションを取り入れることが必要だと考えられる.また,図 15 より,加工なしの計測データでモデルの学習,データ識別を行ったところ,正解率が約 0%となった.これはモデルが学習データに対し過学習をしたため,新たな識別用のデータを正しく識別できなかったことが考えられる.前処理として標準化を行い,それらを用いて学習と識別を行った結果が,図 16 である.精度が向上し,データの標準化が識別精度の向上に寄与することが示唆された.

6. まとめ

排泄予測システム構築のための基礎的検討として,超音波計測や複数のインピーダンス計測を行った.本研究では,安静時を便意のない状態としており,前回の飲食からある程度時間が経過しているものと定義している.しかし,このように定めた安静時の実際は,被験者の自覚とは違い,腸活動が亢進している可能性もある.今後,飲食時,排便時等の特別な被験者状態のインピーダンスを計測する際には,さまざまな時間帯における安静状態についても計測してデータを集めておき,そのデータと比較することで意味のある結果を得られると考えられる.また,腹部インピーダンスの変化が腸内容物の変化を反映すると仮定しているので,実際はそうではなく深呼吸や体動ノイズ(大蠕動等の腸活動も含む)を捉えている可能性についても今後検討する必要がある.

参考文献

[1] 厚生労働省, 介護保険事業状況報告（暫定）令和 5 年 10 月分, https://www.mhlw.go.jp/topics/kaigo/osirase/jigyo/m23/2310.html, (2024/1/11)

[2] ガストロペディア,ガストロ用語集 2023 「胃と腸」47 巻 5 号, https://edn.itmedia.co.jp/edn/articles/2012/14/news012.html, (2023/7/17)

[3] 山本尚武,中村隆夫, 日本生体医工学会編／ME 教科書シリーズ 生体電気計測, コロナ社, 2011,