412

見守りロボットとの身体接触に基づくバイタル計測

Vital Measurement Based on Body Contact with Care Robots

○三枝　亮[*1]，大野 健介[*2]

Ryo SAEGUSA[1], Kensuke OHNO[2],

[*1,2] 神奈川工科大学　Kanagawa Institute of Technology

For staffs of nursing institutes, taking vital signals of residents is one of the most time-consuming tasks, and it is expected to be supported by robots. In this study, we propose a system that uses a robot arm mounted on the top of the head of an autonomous mobile robot to bring the robot's vital measurement device closer to the patient. The robot calculates the three-dimensional position of the patient's hand from depth sensors and image analysis, and lowers the robot arm close to the hand. A blood oxygen saturation (SpO2) sensor and a pressure sensor are affixed to the gripping handle at the end of the robot arm, and measurements are taken while ensuring that the sensor is touching the finger. As an experiment for use in a facility, we had healthy adults to be taken vital signals in four different postures (standing, end sitting on a chair, end sitting on a wheelchair, and long sitting on a bed), and searched for conditions in which subjects could take measurements by simply holding out their hands in a comfortable posture.

Key Words : Pulse Oximeter, Pressure Measurement, Robot Arm

1. 緒　　言

介護施設において入居者のバイタル計測は時間的な拘束を要する業務であり，見守りロボットによるバイタル計測業務の支援や代替が期待される．本研究は見守りロボットがアーム駆動を制御し，入居者との身体接触を介してバイタル値を計測するシステムを提案する．見守りロボットは入居者が差し出した手指の位置を検出して，アーム先端のバイタル計測ハンドルを接近させる．バイタル計測ハンドルには，血中酸素飽和度(SpO2)センサと圧力センサが設置されており，見守りロボットはハンドル表面に計測対象者の指が触れていることを確認しながらバイタル値を計測する．本稿では介護施設内での計測状況を想定し，異なる 4 種類の体姿勢（立位，椅子上の端座位，車椅子上の端座位，ベッド上の長座位）において，計測対象者が手を差し出すことでバイタル計測が可能であることを検証した．

2. バイタル計測ハンドル

試作したバイタル計測ハンドルを図 1 に示す．ハンドルには握り位置を誘導するために溝を設け，溝の円周方向に沿って複数個の圧力センサを配置した．ハンドル上段の溝は示指と拇指，ハンドル下段の溝は中指の握りに対応するように溝の形状を設計し，圧力センサの表面に緩衝材を貼付した．ハンドルはアーム先端に設置し，深度カメラは見守りロボットの頭部前方に設置した．見守りロボットは計測対象者が差し出した手の位置を検出してアームを接近させ，ハンドルの把持を誘導する．本システムによって計測対象者は体姿勢を大きく変えることなく，バイタル値を計測することが可能となる．

3. 身体接触によるバイタル計測

図 2 に示される 4 種類の体姿勢（立位，椅子上の端座位，車椅子上の端坐位，ベッド上の長座位）についてバイタル値が計測可能であることを検証した．バイタル計測の成否はハンドルの把持状態に依存するため，本研究では圧力センサでハンドルの把持状態を検知し，計測対象者に把持状態を示すことでバイタル計測の信頼度を高めた．各体姿勢において圧力分布が良好な場合の血中酸素飽和度と脈拍の計測値を図 3 と図 4 に示す．

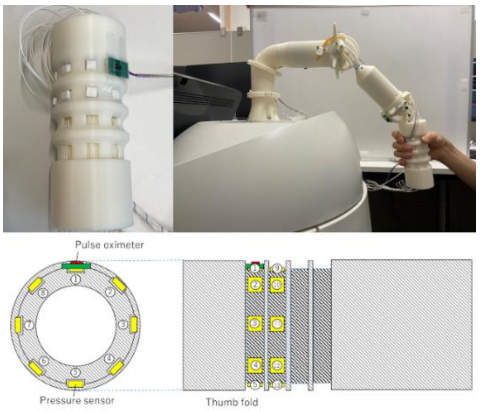


図 1. バイタル計測ハンドル



図 2. 体姿勢に対するバイタル計測の状況

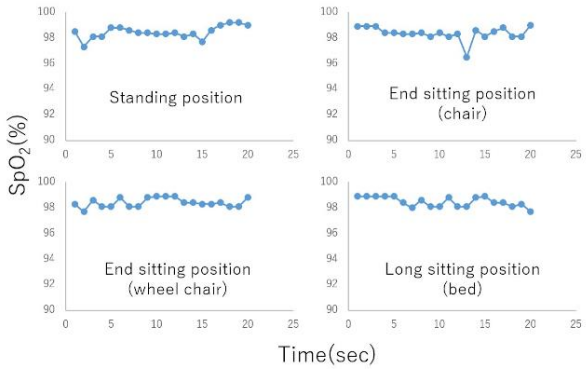


図 3. 体姿勢に対する血中酸素飽和度の計測値

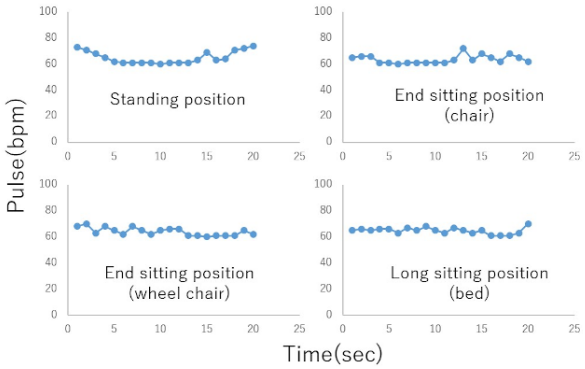


図 4. 体姿勢に対する脈拍の計測値

4. 結　　語

本研究では見守りロボットがアーム駆動を制御し，身体接触を介してバイタル値を計測するシステムを提案した．実験結果より，圧力分布が良好な場合はバイタル計測の信頼度が向上する傾向が認められた．ハンドルの把持状態は計測対象者の手指の大きさや握り方によって変動するため，今後は計測対象者に対する把持状態の差異について検証する．また，把持状態の不良時に正しい把持を誘導するため，声掛けやアーム動作などによるインタラクション機能を追加する予定である．

文　　献

(1) 山田憲嗣: 介護ロボットの現状と課題，日本老年医学,vol.52, pp.322-327 (2015)
(2) 伊藤正: 医療用ロボットとアクチュエータ，日本ロボット学会誌, vol.33, No.9, pp.677-679 (2015)
(3) 伊藤美奈子: 看護職が行うバイタルサイン測定の実態，聖路加看護学会, vol.19, No.1 (2015)
(4) 岩本真司，大村簾: 行動認識に基づく自律回診支援ロボットシステムの実現，マルチメディア，分散，協調とモバイルシンポジウム 2014 論文集, pp.144-151 (2014)
(5) 日夏俊: 基節部における脈波計測を利用した指先接触力推定, vol.55, No.3, pp.115-124 (2017)

表情ミラーリングシステムによる表情表出と応答

安齋 明良† 三枝 亮†
† 神奈川工科大学 創造工学部

1 はじめに

厚生労働省の平成 29 年患者調査によると，統合失調症の国内患者数は 79.2 万人と推定され，その内の 15.4 万人が入院患者とされる [1]．統合失調症は精神疾患全体に占める割合が高く，回復後の再発率が約 70〜80% と高いことが知られている．一方で，統合失調症の症状は外面的に分かりづらく，患者と周辺者の間でコミュニケーションの問題が生じることが多い．

コミュニケーションを円滑に行う上で表情は重要な因子であり，様々な観点から研究がなされている．表情に関連する研究では，表情認識に基づく音響生成 [2]，表情筋ストレッチによる表情応答の改善 [3]，ロボット表情による痛み表現 [4] などが提案されている．しかしながら，コミュニケーション能力の回復を促す表情表出システムの実装例は少ない．

2 表情ミラーリングシステム

本研究では，統合失調患者のコミュニケーション能力の回復を目的として，表情表出に基づくミラーリングシステムを提案する．システムとユーザが互いに表情で応答することで，ユーザは表情表出に関するトレーニングを行い，システムはユーザの表情変化を計測して応答性や表現性を評価する．コミュニケーションロボットに実装し，ミラーリングによる表情表出の協調や引き込みの効果について検証する．

表情ミラーリングシステムを図 1に示す．ユーザは画面上のエージェントが表出する表情を模倣することで，表情表出のトレーニングを行う．システムはユーザの表情変化を認識して応答時間や表情の表現を評価する．本システムのアルゴリズムを図 2に示す．システムはカメラ，モニタ，計算ユニットより構成される．表情認識では口角周辺のしわを表現する特徴を抽出し，表情の種類と特徴の関係をシステムに機械学習させる．



図 1: 表情ミラーリングシステム

3 実験

表情ミラーリングシステムを用いて表情表出のトレーニングに関する実験を行い，トレーニング前後の表情表出の変化を分析した．トレーニング前にはコミュニケーションや体調に関するアンケート調査を行った．アンケートでは 8 項目の質問について直近の 1 週間で感じたことを 5 段階評価で回答させた．表情表出のトレーニングでは，始めに被験者に表情の種類ごとに 5 回ずつ表情を表出させ，表情パターンをシステムに学習させた．表情パターンの学習後， 被験者にモニタ上のエージェントで表情を提示し，同じ表情を表出して応答するように指示した．トレーニング後に再度表情を表出させ，システムで表情パターンを学習してトレーニング前後の表情表出の変化を分析した．実験の被験者は 20 代 6 名とし，表情の種類は笑顔と無表情の 2 種類とした．表情表出のトレーニング環境を図 3に示す．被験者はモニタより 50〜60[cm] ほど離れた場所に着席させてトレーニングを行った．

アンケート結果を表 1に示す．8 項目の質問に対する 5 段階評価の平均値について，質問 1 の「体調は良好である」では 4.7 点と最高点であり，質問 7 の「規則

Facial Mirroring System and Response for Facial Expression
Akira ANZAI†, Ryo SAEGUSA†
†Faculty of Creative Engineering, Kanagawa Institute of Technology, 243-0203, Shimoogino 1030, Atsugi, Japan
{akira.anzai, ryo.saegusa}@syblab.org

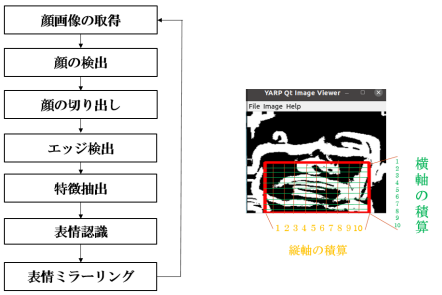


図 2: アルゴリズム（左）と特徴抽出（右）



図 3: 表情表出のトレーニング環境．左：被験者, 右：実験者

正しく生活している」が 2.5 点で最低値であった．アンケート結果より本実験の被験者集団は体調やコミュニケーションに特別な問題はない集団であることが示唆された．

トレーニング前後の表情の特徴量を図 4に示す．左図と右図は無表情と笑顔に対応し，青線と橙線は実験前と実験後の特徴量の平均値を表す．本図は図 2の「縦軸の積算値」の平均値を示し，顔のしわの水平成分に対応する．トレーニング前後での特徴量の変化は，無表情では少なかったが，笑顔では約 20%程度の変化が見られ，しわの量が増量していた．なお，無表情と笑顔の表情認識には影響がなかった．トレーニング前後の表情の例を図 5に示す．トレーニング前後の表情を実験者，被験者のいずれでもない観察者に提示して，トレーニング前後の笑顔の表現について印象を 10 段階評価で回答させたところ，トレーニング後の笑顔の表現が微量に高まったという結果が得られた．

4　まとめ

本研究では, 表情表出に基づくミラーリングシステムを提案し, 本システムを用いて表情表出のトレーニングを行った．実験の結果，トレーニングによって表情の表現性が高まる可能性があることが示された．今後は，表情表出の応答時間について検証する．また，コミュ

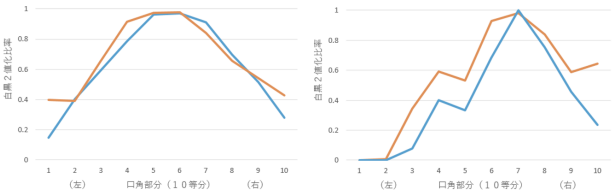


図 4: トレーニング前後の特徴量の平均値．左：無表情, 右：笑顔

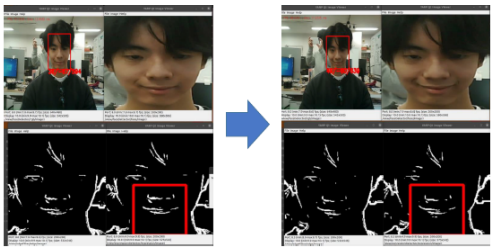


図 5: トレーニング前後の表情の例．左：トレーニング前, 右：トレーニング後

ニケーションロボットに本システムを搭載して，統合失調症や認知症の患者のコミュニケーションへの寄与を調査する．

謝辞

本研究は神奈川工科大学先進技術研究所の助成を受けた．

参考文献

[1] 精神疾患を有する総患者数の推移 (資料：厚生労働省「患者調査」より厚生労働省障害保健福祉部で作成)

[2] 前田 陽一郎, 冨士田 響, 亀井 且有, クーパー エリック, 顔画像による情動認識に基づく BGM 自動作曲システム, 知的と情報, 32(6), pp.975-986, 2020.

[3] 増山 英理子, 作田 浩行, 表情模倣促進のためのアプローチ方法：健常者への試み, リハビリテーション連携科学, 21(1), pp.23-32, 2020.

[4] 梶山 主税, 山添 大丈, 李 周浩, 介護練習用ロボットのための表情による痛み表現システム, 情報処理学会研究報告, Vol.2020-ASD-17, No.14, 2020.

表 1: アンケート結果 (5 段階評価)

被験者(20代　男性：4人　女性：2人)	A	B	C	D	E	F	平均
1：体調は良好である	4	5	5	5	4	5	4.7
2：コミュニケーションをよくする	4	5	4	3	4	5	4.2
3：喜怒哀楽の表情をよく現れる	4	5	4	4	5	4	4.3
4：学校、アルバイトなど楽しいと感じる	5	4	3	3	4	3	3.7
5：不安なことなどない	4	2	4	2	2	3	2.8
6：ぐっすり眠れる	5	2	1	5	5	3	3.5
7：規則正しく生活している	5	1	1	2	5	1	2.5
8：物忘れはない	4	4	2	4	3	4	3.5
平均	4.4	3.5	3.0	3.5	4.0	3.5	3.6

動作区分に基づく歩行計測と転倒リスクの評価

弦間 美咲† 小川 賀代† 三枝 亮‡
†日本女子大学 理学部 ‡神奈川工科大学 創造工学部

1 はじめに

現在日本では少子高齢化社会が急速に進んでおり，40年後には65歳以上の人口が全体の35%を占める見込みである [1]．このような状況において高齢者の要介護状態の予防は，高齢者の自立支援において重要な意味を持つ．高齢者が要介護状態となる原因として，転倒が挙げられる [2]．歩行機能の評価により転倒や骨折の危険性を早期に発見できれば，要支援や要介護の予防につながる．臨床現場向けの歩行計測法として，Timed Up & Go Test (TUG) が知られている．TUG は日常生活機能との関連性が高いことが証明されており，高齢者の身体機能評価としても用いられている [3]．一般的な TUG では開始から終了までの所要時間が一定以上である場合に転倒リスクが高いと推定される．

本研究では，TUG の計測評価を自動化することを目的とし，歩行動作を要素動作に区分化して分析する方法を提案する．歩行計測システムは深度カメラと測域センサにより構成され，自動的な歩行計測と要素動作への区分化が可能である．動作区分ごとの所要時間や歩数，歩幅などの特徴量を用いることで，転倒リスクの有無や苦手動作を評価する．

2 歩行計測システム

本研究で提案する歩行計測システムを図 1(左) に示す．本システムは測域センサと深度カメラを同一の矢状面内に備え, 歩行者の歩行パターンを計測する．測域センサは水平面内の物体までの距離を 270[deg] の視野角で計測する．計測値はネットワークを介して計算機に伝送され, 物体の 2 次元位置座標が取得される．深度カメラは RGB 画像と深度画像を最大深度 8[m] で計測し，3 次元点群の位置座標とテクスチャが取得される．

本システムは人物が所定の領域に立つことを合図として両足を独立して認識する．歩行パターンの計測においては, 連続するフレーム間での位置関係から両脚を連続的に追跡する．計測対象者が測域センサに対して横向きになった際に一方の脚が隠れてしまうことがあるが, 計測システムが補完することで両脚の追跡が維持される．着地のタイミングは追跡中の両脚の速度情報から検出する．図 2にシステム構成を示す．

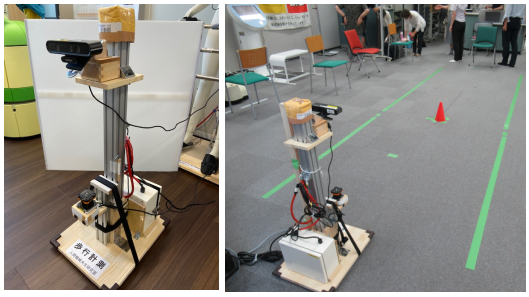


図 1: 歩行計測システム (左) と TUG の歩行経路 (右)

表 1: 動作区分毎の所要時間

種類	群 (No)	起立	往路	旋回	復路	着座
平均	A (2070)	0.945	1.85	1.38	2.33	2.37
偏差	A (2070)	0.150	0.692	0.389	0.945	0.789
平均	B (2001)	0.949	1.86	1.42	2.21	2.50
偏差	B (2001)	0.165	0.251	0.186	0.640	1.01

計測項目として，測域センサの情報から両足膝下の位置に関する歩行軌跡を記録し, 深度カメラの情報にから全身運動を記録する．深度カメラから取得される点群データとテクスチャは 3 次元空間に配置し，正面・側面・上面の 3 視点で全身動作を可視化する．図 3に全身動作の可視化の様子を示す．計測対象者について最大の高さとなる位置を Y highest (図 3の右下図の頭頂の白丸), 深度カメラから最近接となる水平面内の位置を Z nearest (図 3の右上図の腹部の白丸) として取得する．起立から往路, 及び，復路から着座までの動作区分は，Y highest の区分線形近似により行う．往路から旋回, 及び，旋回から復路までの動作区分は，本システムの前方に設置された旋回目標を通過した時点を往路終了，復路開始として行う．

Gait Measurement based on Motion Segments for Fall Assessment

Misaki GEMMA†, Kayo OGAWA†, Ryo SAEGUSA‡
†Faculty of Science, Japan Women's University, 112-8681, Mejirodai 2-8-1, Bunkyo, Tokyo, Japan
‡Faculty of Creative Engineering, Kanagawa Institute of Technology, 243-0203, Shimoogino 1030, Atsugi, Japan
{m1816033gm, kogawa}@fc.jwu.ac.jp, ryo.saegusa@syblab.org

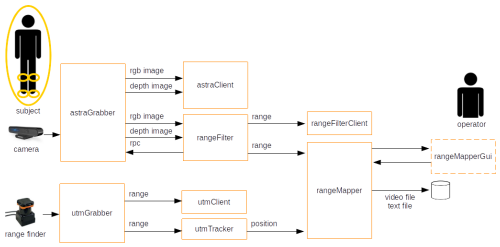


図 2: システム構成

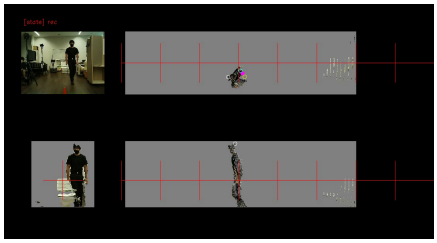


図 3: 正面・側面・上面における全身動作の可視化

3　実験

本システムを用いて TUG における動作区分と所要時間の関係を分析し, 転倒リスクを評価した. 本実験では厚木市健康教室に通う高齢者を被験者とし，椅子と旋回目印の距離が 3[m] の歩行経路で TUG の計測を行った. 群 A，群 B のそれぞれの被験者の TUG 全体の歩行軌跡及び動作区分を図 4に示す. 動作区分毎の経過時間を表 1に示す. 動作は起立, 往路, 旋回, 復路, 着座の 5 種類とした. また, 転倒に関するアンケートを行い，転倒経験がある人または転倒しそうになった人を群 A，転倒経験がない人を群 B とした. 集計結果を表 2に示す. なお，群Aには低い段差でつまずき転倒しそうになった人や，実際に転倒したことで骨折し手術をした人が含まれていた.

表 2: アンケートの集計結果

質問	回答	回答数 A	比率 A	回答数 B	比率 B
1	特になし	4	0.333	7	0.500
1	起立	1	0.083	0	0.000
1	直進歩行	1	0.083	2	0.143
1	方向転換	0	0.000	2	0.143
1	着座	0	0.000	0	0.000
1	段差	5	0.417	3	0.214
1	坂道	1	0.083	0	0.000
2	特になし	5	0.385	10	0.625
2	つまづき	3	0.231	2	0.125
2	ふらつき	1	0.077	3	0.188
2	滑り	2	0.154	0	0.000
2	踏み外し	0	0.000	1	0.063

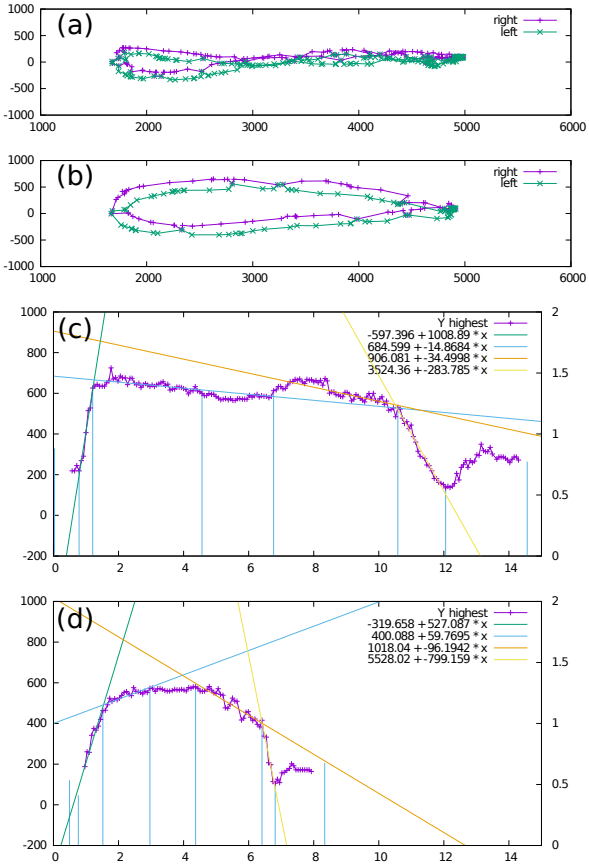


図 4: 実験結果. (a) 歩行軌跡 (2070), (b) 歩行軌跡 (2001), (c) 動作区分 (2070), (d) 動作区分 (2001)

4　まとめ

本研究では動作区分に基づく歩行計測と転倒リスクの評価を行った. TUG の動作区分を行うことで動作ごとの所要時間，歩数，歩幅などの算出が可能となった. 転倒群の平均値には顕著に現れなかったが，転倒経験がある被験者では着座に大幅な時間を要する場合が見受けられ，転倒の予防動作と考えれる. 動作区分により TUG 全体での所要時間だけは推定が難しい苦手動作の抽出や評価が可能であることが示唆された.

謝辞

実験に協力いただきました厚木市介護保険事業の関係各位と神奈川工科大学の高橋勝美教授に御礼を申し上げます. 本研究は神奈川工科大学先進技術研究所の助成を受けた.

参考文献

[1] 国立社会保障 人口問題研究所, 日本の将来推計人口 (平成 29 年推計), pp.3.

[2] 内閣府, 平成 30 年版高齢社会白書 (全体版) 第 1 章 齢化の状況, 第 2 節 高齢期の暮らしの動向 2. 健康福祉 (2)65 歳以上の者の介護.

[3] 一般社団法人 日本運動器科学会.

注視動作に基づく眼球運動システムと疲労緩和

杉本 友迅† 三枝 亮†
†神奈川工科大学 創造工学部

1 はじめに

学校保健統計によると視力 1.0 未満の小学生は調査を開始した昭和 54 年から令和 2 年にかけて 19.6%増加の 37.5%となっており, 中学生では 23.1%増加の 53.3%と過去最高の割合を示している [1]．小中学生の視力がこのように著しく低下している背景には，近年のスマートフォンの普及や学校教育でのタブレット端末の利用促進がある．一方で，視力回復を目的とする理学療法が検討されており，ガボールフィルタによる縞パターンの注視訓練が提案されているが [2]，外科的な処置を伴わない視力低下の防止策は確立されていない．

本研究では，眼球運動による眼精疲労の回復を目的として，注視動作に基づく眼球運動システムを提案する．本システムでは画面表示された注視目標を注視位置に応じて逃避させることで外眼筋の運動を誘導し，内眼筋を含む眼球周辺の血行を促して疲労を緩和する．注視目標の逃避動作に応答性やランダム性を導入することで，注視における「気持ちよさ」や「もどかしさ」を誘い訓練を動機づける．眼球運動の実験を行い，疲労緩和や短時間的な視力回復の効果を検証した．

2 眼球運動システム

本研究では注視動作に基づく眼球運動システムを提案する．眼球運動システムの外観を図 1に示す．本システムは視線計測デバイス，表示用モニタ，計算ユニットにより構成され，モニタには注視点と注視目標が表示される．本システムを用いたトレーニングの流れを図 2に示す．トレーニング開始前に視線計測の校正を行い，計測誤差が 1[cm] 程度に収まるよう注視点の位置座標を補正する．トレーニング開始の合図と共に注視目標（白い正方形）が動き出し, ユーザは注視目標を可能な限り正確に追跡する. 視力の変化を確認するため，トレーニングの前後に視力測定を行う．

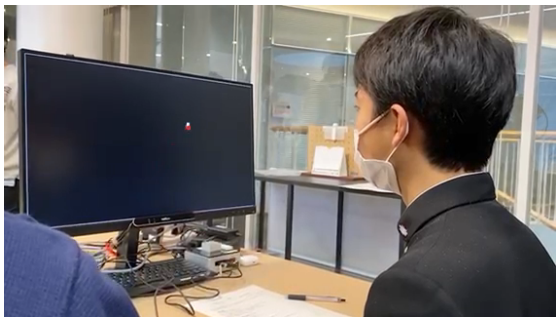


図 1: 眼球運動システムの外観

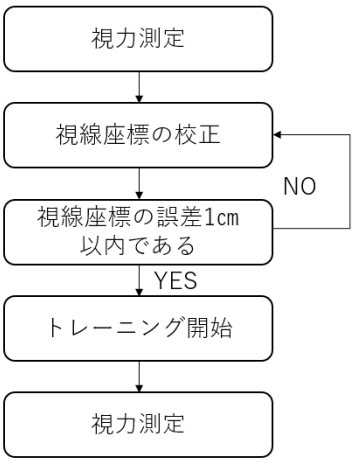


図 2: 眼球運動システムによるトレーニング

視線計測には Tobii 製 Tobii Pro ナノを用いた．本デバイスは赤外光を照射し眼球からの反射光を検知してモニタ上にある注視点の位置を計測する．本デバイスは非装着型のための計測時の負担感や違和感は少なく，ユーザは眼鏡を使用できる．

3 実験

予備実験として注視目標の移動速度に関する適正範囲を調べた．予備実験は 20 代男性 5 名を被験者とし，内 1 名が眼鏡, 内 2 名がソフトコンタクトレンズを着用した．眼疾患をもつ者はいなかった．実験に際して，

Oculomotor Training System based on Gaze Motion for Eye Relaxation

Yujin SUGIMOTO†, Ryo SAEGUSA†
†Faculty of Creative Engineering, Kanagawa Institute of Technology, 243-0203, Shimoogino 1030, Atsugi, Japan
{yujin.sugimoto, ryo.saegusa}@syblab.org

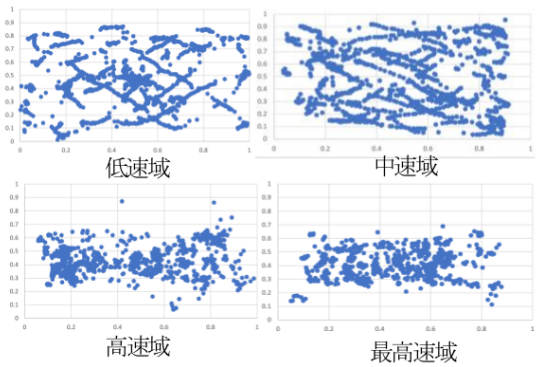


図 3: 注視目標の移動速度に対する注視点の移動軌跡

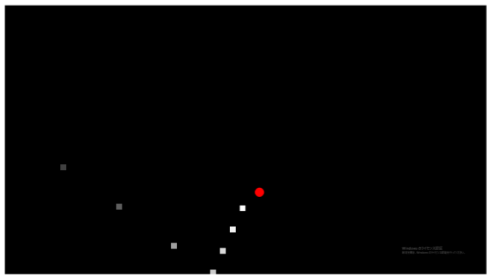


図 4: 反射時に速度がランダムに変化する注視目標

被験者には特に決まった指示をせず，注視目標を注視により追跡させた．校正は各人 1 回ずつ行った．

注視目標の移動速度に対する注視点の移動軌跡を図 3に示す．注視目標は低速域では容易に追えたが， 中速域では画面の端まで十分に追跡できておらず，追跡の感覚と結果にずれがあった．高速域では画面の中央部のみを追跡する結果となった．以上から，画面の端まで追跡できることを条件して，1 フレームあたりの移動量の最大値を 175[px], 最小値を 25[px] とした．なお，予備実験は 50[FPS] で行った．

本実験では，予備実験で定めた速度域内で等速運動し，反射時に速度の大きさと向きがランダムに変化する注視目標を被験者に 1 分間追跡させた．注視目標の追跡の様子を図 4に示す．図で白い正方形と赤い円は注視目標と注視点を表す．被験者には画面の端まで注視目標を追跡することを意識するように指示した．実験前後にはランドルト法による視力測定を行った．ランドルト環は被験者より 3 メートル離れた位置に設置し，3 種類の表を用意した．

視線運動システムの利用による視力変化の結果を表 1に示す． 結果より視力回復の傾向が年代によらずあることが分かった．少数の被験者について同日の朝と

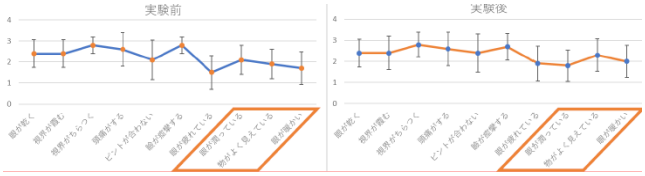


図 5: トレーニング前後のアンケート調査の結果

表 1: 本実験結果（視力実験前, 実験後）

追従型眼球運動トレーニング	実験前左目	実験前右目	実験後左目	実験後右目	変化量左	変化量右
被験者10代男性	1.2	1.2	1.5-2.0	1.5	0.8-0.3	0.3
被験者10代男性	1	1.2	1.5	1.5-2.0	0.5	0.8-0.3
被験者20代男性	0.3	0.3	0.4-0.5	0.4-0.3	0.1-0.2	0-0.1
被験者20代男性	0.6-0.7	0.7	0.7-0.8	0.7	0-0.1	0-0.1
被験者20代男性	0.2-0.3	0.4	0.3-0.4	0.4-0.5	0-0.1	0-0.1
被験者20代男性	0.7	0.7	0.8-0.9	0.8	0.1-0.2	0.1
被験者20代男性	1.0-1.2	1.2	1.0-1.2	1.2-1.5	0	0-0.3
被験者40代男性	0.6	0.6	0.6-0.7	0.6	0-0.1	0
被験者20代男性	0.2	0.3-0.4	0.3-0.4	0.4-0.5	0.1-0.2	0-0.1
被験者20代男性	0.4-0.5	0.4	0.7	0.5-0.6	0.2-0.3	0.1-0.2
被験者30代男性	0.8	0.9	0.8-0.9	0.8	0-0.1	-0.1
被験者40代男性	0.7	0.4	0.7	0.6-0.7	0	0.2-0.3

夜にトレーニングを行い視力を測定したところ，夜に低下していた視力が朝と同程度の視力に回復する場合があった．眼筋への刺激に加え，注視による認知への刺激も期待される．トレーニング前後に実施したアンケートの結果を図 5に示す．トレーニング前後で「眼が温かい」「物がよく見える」の項目で評価が高くなったが,「眼が乾く」「 視界が霞む」の評価も高く，トレーニングの効果と疲労が現れる結果となった．

4 まとめ

本研究では注視動作による眼球運動システムを提案し，本システムを利用したトレーニングに一時的な視力回復に効果があることを検証した．今後は, 注視点から逃避する注視目標や遠近が変化する注視目標を用いた注視動作に基づくトレーニング方法について検討する予定である．

謝辞

本研究は神奈川工科大学先進技術研究所の助成を受けた．

参考文献

[1] 学校保健統計調査の概要, https://www.mext.go.jp/b_menu/toukei/chousa05/hoken/kekka/1268813b.htm

[2] Rodrigo Balp, Florian Waszak1, Therese Collins, Remapping versus short-term memory in visual stability across saccades, Attention, Perception, & Psychophysics, Vol. 81, pp. 98108, 2019.

沈黙認識に基づく音声対話システムと感性評価

前土佐 勇仁 † 三枝 亮 †
† 神奈川工科大学 創造工学部

1 はじめに

自然言語処理の発展により音声対話システムの応答性能が向上しているが，音声対話システムはユーザの発話を起点として発話を開始する場合が多く，ユーザが沈黙を続けた場合は対話が停止してしまう．一方，高齢者と介助者の日常的な会話では，介助者は高齢者の発話を十分に待ち，発話がない場合は次の発話を続けて開始する場面がある．本研究では，人間とロボットの自然な会話行動の実現を目的として，沈黙認識に基づく音声対話システムを提案する．本システムではユーザの感情評価と事前に設定した文章群を用いて発話文章を生成し，連続した沈黙を認識した場合は，システムが直前に発話した文章に続く文章を生成する．本システムと被験者の音声対話を行い,「楽しさ」や「親しみやすさ」などの項目について感性評価を行った．

2 音声対話システム

音声対話システムの構成と実装環境を図 1に示す．音声認識には Julius を用い，応答文の生成には Transformer と GPT-2 を用いた．システムの応答には LINE 社の人工知能「りんな」の事前学習モデルに対して，独自に収集した文章群を用いて Fine-Tuning した学習済みモデルを使用した．会話のセッションでは,「バイバイ」,「さよなら」,「さようなら」のいずれかを認識することで応答を終了する．応答文の生成過程を図 2に示す．

本研究では，応答状況に基づいて沈黙を「無言」と「間」に区別する．システム A と対話者 B の二者による直前の会話において A(または B) の発話の終了時刻を起点とし， 双方とも短い時間発話せずに A(または B) が発話した場合，その開始時刻を終点とする時間帯を「無言」，同様に B(または A) が発話した場合，その開始時刻を終点とする時間帯を「間」と定義する．



図 1: 音声対話システム．上：実装環境，下：構成図.

発話は音量レベルに基づいて検知されて録音する．発話開始は入力音が予め定めた閾値を超えることで検知し，以降は 1[s] 単位で音量レベル値を確認する．検出値が閾値を下回った場合は発話の終了と見なし，録音を終了する．

沈黙認識は，直前の会話においてシステムが音声出力を終了した時刻を起点とする．システムが無言を認識するまでの待機時間は，正規分布 [1] により確率的に決定する．平均 $\mu = 2.8$, 偏差 $\sigma = 6.14$ の実現値の分布を図 3に示す．なお，2.5[s] 未満の場合は除く．待機時間を超過するとシステムは発話の検知を中断し，ユーザの応答文は「…」が 3〜5 個ほど記された文章として表現される．

システムが間を認識するまでの待機時間は，2[s] とした [2]．待機時間を超過すると，直後に認識したユーザの応答文の文頭に「…」が 2 個付与される．なお，文中の間には対応していない．応答文の生成には「ユーザ文章＋ユーザ保有感情＋ 1〜3 のランダム数字」を判定文字列とするパターンマッチングを用いた．ユーザの発話内容は 9 種類の感情に分類され，10〜30 通りの応答文を生成する．無言が連続する場合は，システムの直近の応答文を用いて新たな応答文 (独り言) を生成する．無言認識による独り言の生成過程を図 4に示す．

Voice Interaction System based on Silence Detection for Natural Dialogs

Yuto MAETOSA†, Ryo SAEGUSA†
†Faculty of Creative Engineering, Kanagawa Institute of Technology, 243-0203, Shimoogino 1030, Atsugi, Japan
{yuto.maetosa, ryo.saegusa}@syblab.org

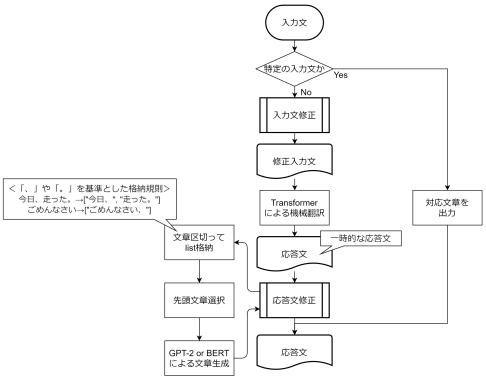


図 2: 応答文の生成過程

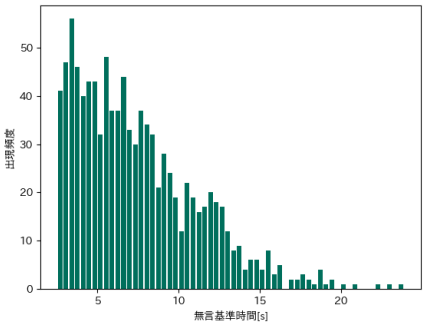


図 3: 無言認識における待機時間の実現値の分布

3　実験

本システムと被験者の二者間で自由に対話させる実験を行った．実験環境を図 5に示す．応答文の生成には，相手を励ます会話を中心に集めた約 1600 文のデータを用いて Fine-Tuning した学習済みモデルを使用した．実験の条件として，被験者には会話中に沈黙を連続で入れることと，会話を自由に終了してよいことを指示した．なお，会話中に違和感を生じさせないように被験者には文章結果を見せずに行った．

実験終了後に被験者に対してアンケート調査を実施し，システムの感性評価を行った．アンケートには違和感に関して「システム応答時間・自然さ・文の連続性」，印象に関して「楽しさ・親しみやすさ」の合計 5 項目の質問を設け，各項目の良し悪しに関する 5 段階の選択肢で回答させた．

アンケートの集計結果を表 1 に示す．被験者は 10 代から 20 代の男性 13 名を対象とし，各項目の回答を 5 点満点に換算した．結果では文の連続性の評価は低かったが親しみやすさの評価は高く，沈黙への対応によりシステムへの親和性が向上することが示唆された．

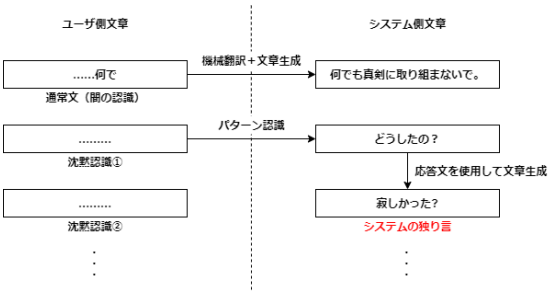


図 4: 無言認識によるシステムの独り言



図 5: 実験環境．左：被験者席，右：実験者席．

4　まとめ

本研究では，沈黙認識に基づく音声対話システムを提案した．沈黙認識によりシステムがユーザの応答を待ち，状況に応じて発話を続けることで会話を展開することが可能になった．感性評価の実験ではシステムへの印象は高評価だったが，文の連続性やシステム応答時間については課題が残った．今後は発話の終了認識の精度改善や無言と間の分布傾向に関する調査検討を行う．

謝辞

本研究を進めるにあたり，神奈川工科大学の高川俊輔氏より助言をいただいた．本研究は同大学先進技術研究所の助成を受けた．

参考文献

[1] 小川一美, 会話セッションの伸展に伴う発話の変化:Verbal Response Modes の観点から, 社会心理学研究, 第 23 巻 第 3 号, pp.269-280, 2008.

[2] 大藤聖菜, 馮建美, 小山大幾, 今井倫太, 人間とロボットにおける「間」のデザイン, 情報処理学会　第 79 回全国大会講演論文, pp.243-244, 3 月 16 日, 2017.

表 1: システム評価実験結果

項目	評価平均	標準偏差
システム応答時間	2.77	1.10
自然さ	2.92	1.91
文の連続性	1.77	0.48
親しみやすさ	4.15	0.90
楽しさ	3.92	0.67

ロボットアームによる食物の状態認識と食事支援

FOOD STATE ESTIMATION USING A ROBOT ARM FOR DINING ASSISTANCE

宮川 元輝 Genki Miyagawa　松田 輝 Akira Matsuda　村田 圭 Kei Murata　三枝 亮 Ryo Saegusa

神奈川工科大学 創造工学部
Faculty of Creative Engineering, Kanagawa Institute of Technology



図 1　食事支援システム

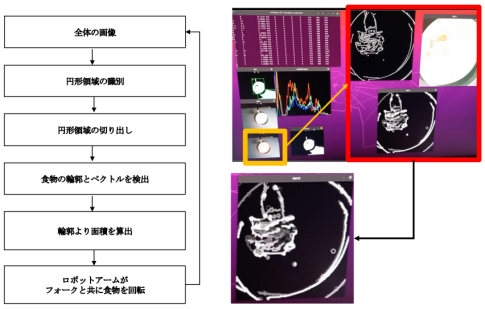


図 2　食物の状態認識アルゴリズム

	サンプル1	サンプル2	サンプル3	サンプル4
食材の外観				
計測値[px]	20±10	40±10	20±5	100±30
体積の推定値[mm³]	8000~27000	27000~64000	8000~27000	64000~125000
体積の実測値[mm³]	7,500	25,000	9,000	280,000
システムの判定結果	食べやすい	食べやすい	食べやすい	食べにくい
アンケート結果	食べやすい	食べにくい	食べやすい	食べにくい

図 3　食べやすさに関する自動判定

1　まえがき

高齢者や障害者の介助において食事介助は生活の質に関わる重要な支援項目であるが，介助の頻度や介助に要する時間が長く，被介助者の心的負担となっている．食事介助を機械システムで代行するためには食物の自動認識が必要となるが，食物の形態は多様に変化するため認識は容易ではない．食事支援の先行研究では，ジョイスティックを用いて食物を操作する手法や, 機械学習を用いて食物を認識する手法などが提案されている [1, 2]．しかしながら，ロボットが能動的に食物の状態認識を行う事例は少ない．

2　食事支援システム

本研究では，高齢者や障害者への食事支援を目的として，ロボットアームによる食物の状態認識の方法を提案する．ロボットアームは取り上げた食物の姿勢を変化させ，多方向から食物の状態を観測する．能動的に食物を観測することで，食物の 3 次元的な形状や容積を推定して食べやすさを評価する．食べやすさの指標は試食による感性評価を行い，実験的に決定する．

食物支援システムを図 1 に示す．本システムは 7 自由度のロボットアーム，深度カメラ，計算ユニットより構成される．ロボットアームは 6 軸多関節リンクにグリッパを装着して合計 7 自由度となる．深度カメラは最大 8[m] の深度検知が可能である．本システムでは食物を挿したフォークをロボットアームで把持し回転させることで, 多方向から食物の認識を行う．食物の状態認識アルゴリズムを図 2 に示す．

3　実験

はじめに食材の食べやすさについて体積と長さを比較する実験を行った．食材には食パンを用いた．体積に関する条件 A〜F では，立方体に裁断した 1 辺 10[mm] の食材 A を基準として，A〜F の 6 段階で全辺を 10[mm] ずつ増やした．長さに関する条件 a〜f では，直方体に裁断した食材 a を基準として，1 方向の辺の長さを 10[mm] より 6 段階で 10[mm] ずつ増やし，他の辺は 20[mm] に固定した．被験者に対するアンケート結果から，食べやすさの境目となる体積と長さの平均値を算出し，食べやすさを判定する閾値として用いた．食べやすさに関するシステムの自動判定の結果を図 3 に示す．食べやすさの判定について良好な結果が得られた．

4　おわりに

本研究では, ロボットアームを用いた食物の状態認識システムを提案した．ロボットアームは取り上げた食材を多方向から観察して食物の体積と長さを推定し，感性評価により決定した閾値を用いて食物の食べやすさを自動判定する．食べやすい食物のみをユーザの口元に運ぶことで，ユーザは運ばれた食物を食べることができた．今後は，障害者を被験者とした食事支援の検証を行う．

謝辞

本研究は神奈川工科大学先進技術研究所の助成を受けた．

参考文献

[1] 石井 純夫, 食事支援ロボット「マイスプーン」, 日本ロボット学会誌, 21(4), pp.378-381, 2003.

[2] Bhattacharjee, et al., Towards robotic feeding: Role of haptics in fork-based food manipulation, IEEE Robotics and Automation Letters 4(2), pp.1485-1492, 2019.

口腔インターフェースによる運動計測と図形描画

ORAL INTERFACE FOR MOTION MEASUREMENT AND PATTERN DRAWING

佐久間 翼　須藤 陸　三枝 亮
Tsubasa Sakuma　Riku Sudou　Ryo Saegusa

神奈川工科大学 創造工学部
Faculty of Creative Engineering, Kanagawa Institute of Technology

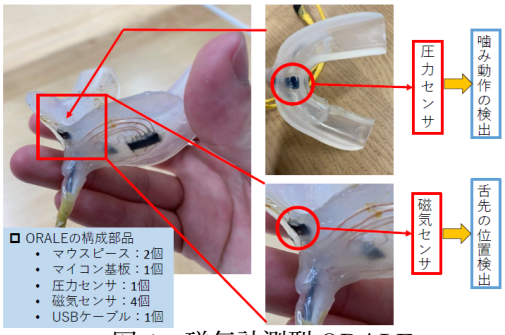


図 1　磁気計測型 ORALE

1　まえがき

脊髄損傷や肢体麻痺の障害を持つ児童や幼児は，身体運動を伴う学習機会が制限されるため，発達に影響を受ける．例えば，健常な児童は文字や漢字を覚える際にノートに書き写して覚えるが，手指が動かせない児童にはこのような筆記動作は困難である．本研究では，運動障害を持つ児童や幼児の学習支援を目的として，口腔内の運動に基づく図形描画システムを提案する．口腔用のインターフェースを装着して運動を計測し，モニタ上のカーソルを操作して図形を描画する．舌運動でカーソルの移動操作を行い，噛み動作で操作の決定解除を行う．口腔でカーソルの操作を反復練習した際の描画の習熟度や描画パターンの記憶の定着について評価する．

2　磁気計測型口腔インターフェース (ORALE)

脊髄損傷者において口腔部は感覚運動機能が残存しやすい器官であり，口腔内の舌運動を利用した支援機器が提案されている [1]．筆者らも先行研究において慣性計測型 ORALE を試作したが，頭部変動により誤検知が生じる問題があった [2]．本研究では検知部に磁気センサを導入し, 口腔内の舌の動きを読み取る磁気計測型 ORALE を提案する．本装置の外観を図 1 に示す．磁気計測型 ORALE はマウスピース内に磁気センサと圧力センサを搭載し, 舌運動で移動操作を指示し，噛み動作により決定解除を指示する．本装置は図形描画アプリケーションと連動させる．システム全体の構成を図 2 に示す．

本装置の磁気計測部には，磁気センサが基板上の基準点に対して 0,90,180,270 [deg] の方向に配置されており，磁界の強さを検知してセンサ値 (m_1, m_2, m_3, m_4) を出力する．上位側の計算ユニットでは，操作点の位置座標 (x_1, x_2) と単位移動量 (v_1, v_2) が算出される．操作点の位置座標は単位移動量から，単位移動量はセンサ値からそれぞれ算出される．操作点の位置座標を図 3 左に示す．

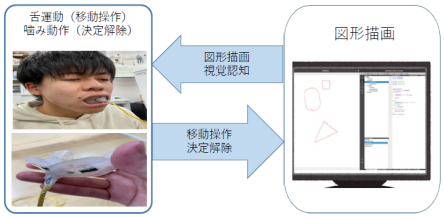


図 2　システム構成

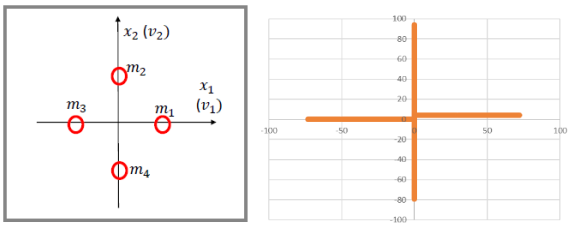


図 3　操作点の位置座標と移動軌跡

3　実験

操作点の位置計測に関する機能検証を行った．実験ではキャリブレーションのために磁気計測型 ORALE の磁気検知部のみを用いた．被験者には基準点を開始点として磁気プローブを右上左下の各方向にゆっくりと移動するように指示し，操作の開始時にはスイッチを押下，終了時には解除するように指示した．これによりスイッチが押下状態にあるときの移動軌跡が描画される．操作点の移動軌跡を図 3 右に示す．結果として，指示の通りに 2 次元パターンを描画できることを確認した．

4　おわりに

本研究では，運動障害を持つ児童や幼児の学習支援を目的として，舌運動と噛み動作による図形描画システムを提案した．操作情報を視覚情報に変換することで，口腔内の操作による文字や図形の描画が可能となった．今後は，反復練習による図形描画の習熟度や描画パターンの記憶の定着について評価する．

謝辞

本研究は神奈川工科大学先進技術研究所の助成を受けた．

参考文献

[1] Md Nazmus Sahadat, et al., Optimization of Tongue Gesture Processing Algorithm for Standalone Multimodal Tongue Drive System, IEEE Sensors Journal, 19(7), 2019.

[2] 西園　魁人, 大野 健介, 三枝 亮, 口腔インターフェイスによる感覚運動と機器の知覚操作, 2021 年電子情報通信学会総合大会, H-4-7, 2021.

ロボットアームを用いたバイタル測定と把持検知

A ROBOT ARM WITH VITAL SENSING AND GRIP DETECTION

小此木 陸杜　大野 健介　三枝 亮
Rikuto Okonogi　Kensuke Ohno　Ryo Saegusa

神奈川工科大学 創造工学部
Faculty of Creative Engineering, Kanagawa Institute of Technology

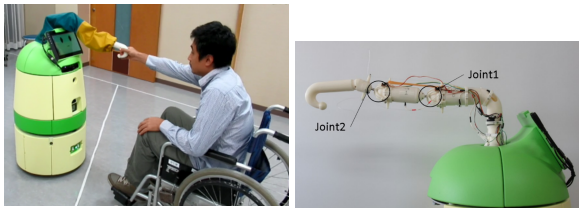


図 1　バイタル測定アーム

1　まえがき

近年，医療介護現場では業務負担が増加する一方で職員人材を確保することは難しく，ロボットによる業務支援や業務代替への期待が高まっている [1, 2]．入院患者や入居者の体温や血圧などの情報は電子管理されているが，接触を伴う測定については職員が行うことが多く，測定を自動化する方法は確立されていない [3]．本研究では，入院患者や介護施設利用者の自助的な健康管理を目的として，見回りロボットが能動的にアームを駆動制御して身体に接触し，バイタル測定を行うシステムを提案する．患者や入居者が見回りロボットと協調してバイタル測定を行うことで，現場職員の測定業務の負担を軽減するとともに当事者の健康管理の意識を高める．

2　バイタル測定アーム

本研究では，病院や介護施設を巡回して患者や入居者の見守りを行う移動ロボットに搭載可能なバイタル測定アームを提案する．バイタル測定アームの外観を図 1 に示す．バイタル測定アームはロールの自由度を持つベース部，ピッチ及びヨーの自由度を持つ 2 つの関節を両端に持つリンク部，バイタル測定と把持検知の機能を持つハンドル部より構成される．ベース部のロールは直接駆動，リンク部のピッチ及びヨーは腱駆動と関節固定の統合制御により駆動される．ベース部とリンク部は ABS 樹脂素材で造形し，ハンドル部は ABS 樹脂素材と TPU 弾性素材を組み合わせて造形した．

ハンドル部には円筒形状の基部表面に 8 列の短冊形状のグリップを等間隔に配置した．各グリップには 3 個の窪みを設け，窪みの下には圧力センサを配置した．ハンドル部の表面に現れる 3 列の同心円上の窪みはそれぞれ母指と示指，中指，環指と小指の接触を誘導する．母指と示指が接触する 8 個の窪みの内，3 個の窪みの下にバイタルセンサを配置した．ハンドル部全体では 24 個の圧力センサと 3 個のバイタルセンサが配置され，把持状態の検知と SpO_2 と心拍数の測定を同時に実行できる．バイタル測定のシステム構成を図 2 に示す．

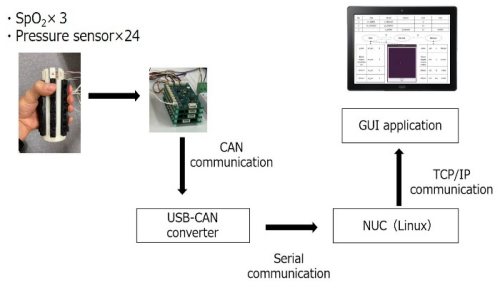


図 2　バイタル計測のシステム構成

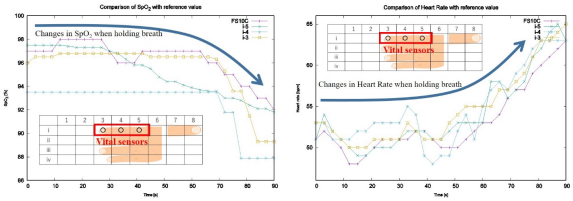


図 3　SpO_2 及び心拍数の測定値と測定部位

3　実験

ロボットアームによるバイタル測定の精度を検証するため，市販のパルスオキシメータ（村中医療器製 FS10C）と測定値を比較した．被験者には測定中は呼吸を止めるように指示し，測定にトレンドが出現するような外乱を与えた．SpO_2 と心拍数の測定値と測定部位について，図 3 左と図 3 右にそれぞれ示す．図には 3 個のバイタルセンサとパルスオキシメータの合計 4 個の時系列値を示した．結果として測定値は概ね一致しており，外れ値は接触圧に基づいて除外可能であることが示唆された．

4　おわりに

見守りロボットに搭載可能なバイタル測定アームを提案し，実験により測定の有効性を検証した．バイタル測定と把持検知を組み合わせることで，測定の信頼性が高まることが示唆された．今後は見守りロボットの移動巡回とバイタル測定を統合し，臨床現場で検証する．

謝辞

本研究は神奈川工科大学先進技術研究所の助成を受けた．

参考文献

[1] 山田 憲嗣, 介護ロボットの現状と課題, 日本老年医学,52, pp.322-327, 2015,

[2] 伊藤 正, 医療用ロボットとアクチュエータ, 日本ロボット学会誌, 33(9), pp.677-679, 2015.

[3] 伊藤 美奈子, 看護職が行うバイタルサイン測定の実態, 聖路加看護学会, 19(1), 2015.