

科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成 25 年 4 月 1 日現在

機関番号：17401

研究種目：基盤研究(C)

研究期間：2009～2012

課題番号：21560267

研究課題名（和文）

ヒトの皮膚構造を模擬したアレイ型痛みセンサの開発と痛みフィードバック系への応用

課題名（英文）

Development of Array Type Pain Sensor modeled the Layered Structure of Human Skin and its Application to Pain Feedback System

研究代表者

松永 信智 (MATSUNAGA NOBUTOMO)

熊本大学・自然科学研究科・教授

研究者番号：10363508

研究成果の概要（和文）：

本研究では、積層構造のセンサーユニットの原理を用いて、緩やかな圧による一次痛だけでなく、衝撃力によって発生するズキズキした痛みである二次痛まで模擬できるアレイ型痛みセンサを試作した。また、開発した痛みセンサを用いて振動フィードバック系を構成し、簡単な痛みフィードバックの実験を行った。さらに、痛みセンサを用いたフィードバック系のスキームを、電動車椅子 STAVi の振動システムを用いた障害物認識実験へ適応し、その有効性を明らかにした。

研究成果の概要（英文）：

In this study, the array type pain sensor is prototyped using multi-layered sensor unit, which can be imitated not only first pain generated by smooth presser but also secondary pain, i.e. throbbing pain, generated by impulse force. Vibration feedback system is designed using developed pain sensor, and the pain feedback scheme is applied to simple experiment. Furthermore, vibration feedback scheme with pain sensor is evaluated by obstacle recognition experiments using vibration system of electrical wheelchair STAVi.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2009年度	1,400,000	420,000	1,820,000
2010年度	1,100,000	330,000	1,430,000
2011年度	1,000,000	300,000	1,300,000
総計	3,500,000	1,050,000	4,550,000

研究分野：工学

科研費の分科・細目：機械工学，知能機械学・機械システム

キーワード：痛みモデル，痛みセンサ，フィードバック，振動，皮膚，人間-機械系

1. 研究開始当初の背景

人間の皮膚は、触覚や温感、痛覚などの感覚のために様々な検出器が組み込まれており、接触状態において人間と環境の重要なインターフェースとなっている。そのような感覚

の中で、痛みは安全性の確保のための重要な感覚である。人間は痛みを感じ、学習する機能を有していることから怪我や事故から身を守る行動ができると考えられている。このような主観的な痛みをロボットに理解させ

る試みは、痛み感覚を用いた行動規範の学習など高度な自律ロボットの構築において有効であると考えられる。

多くの痛みの種類があるが、痛み信号を利用した安全システムの設計にあたり、ロボットとの干渉で発生する機械刺激は最も代表的な痛みである。研究代表者らは痛みの工学的利用を目的に、科学研究補助金基盤研究 C (平成 18-19 年度)「痛みの工学的モデルの構築と安全制御への応用」の助成をうけて、痛覚チャンネルの制御のメカニズムに着目し、痛みセンサの基本構造を明らかにした。

そこで、先行研究で検証した痛みモデルを利用した積層構造のセンサーユニットを試作する。このユニットは緩やかな圧による一次痛だけでなく、衝撃力によって発生するズキズキとした二次痛まで模擬できる。また、複数のセンサを利用したアレイ型痛みセンサを製作する。さらに、開発した痛みセンサを用いた痛みフィードバック系を構成し、痛みフィードバック系のスキームを福祉機器へ応用に有効性を検討する。

2. 研究の目的

痛みの目的としては、重大な障害が起こる以前に出現しその痛みから逃れるように方向付ける警告反応、痛みと障害を直接経験する前に危険から回避する痛み体験、痛みにより活動を制限する生態防御機能などがある。機械装置は皮膚感覚がないため、環境との干渉において痛みによる警告信号を検出することが出来ず、体験による行動学習もできない。その結果、機械の動きを抑制できず、環境に対して重大なダメージを誘発する。

本研究では、痛みを検出するセンサの開発と痛みセンサを用いた新たな痛みフィードバックによる安全系の構築を目的としており、以下の課題に取り組む。

(1)痛みを認知可能なセンサの開発：ヒトの痛みは表皮にある高閾値受容器および深部のポリモーダル受容器により検出され、その痛みの大きさや応答特性は部位により異なることが知られている。皮膚の積層構造を模擬した痛みセンサーユニットの構造を基に、一次痛・二次痛を検出可能な新たなアレイ型痛みセンサを試作する。

(2)痛みフィードバックシステムの構築：機械刺激により発生する痛みを計測し、その位置や大きさを生体の健常部位にフィードバックする痛みフィードバックのスキームを検証し、福祉機器への応用を検討する。

3. 研究の方法

(1)痛みモデルの解明

ヒトの痛みは各部位の皮膚厚みや材質と密接に関係しており、痛みの検出感度が異なることが知られている。上腕の各点での皮膚の

厚みを超音波エコーにより計測し、センサ製作の基礎データを得る。

(2)積層型痛みセンサーの試作

ヒトの皮膚を硬さの異なるシリコン樹脂の積層体で模擬し、積層界面に集中するひずみを PVDF フィルムで検出するセンサーユニットを試作した。

(3)アレイ型痛みセンサーユニット

痛みの特性や伝達処理特性を模擬した複数点の痛み信号の処理が可能なアレイ型の痛みセンサ処理システムを構築する。また、本システムはアナログ信号を扱うことから信号処理に負担がかかる。そこで、動的量子化器など高率的な通信法も合わせて検討する。

(4)痛み信号の振動フィードバック

操作者へ痛みをフィードバック方法として TENS (経皮的末梢神経電気刺激) がある。しかし、TENS は直接皮膚に貼り付けなければならず使い勝手が悪い。そこで、振動刺激を利用した振動フィードバック系を構成する。

(5)福祉機器への応用展望とまとめ

福祉機器への応用として、電動車椅子を用いた痛みの振動フィードバックのスキームの応用可能性を検証する。

4. 研究成果

(1)痛みモデルの解明

痛みをニューロン活動から考察すると、刺激の直接作用による高閾値受容器 (HMR) と組織損傷により二次的に産生された発痛物質によるポリモーダル受容器 (PMR) により痛みが認知される。痛覚に関しては厳密な医学的検証は行われていないが、発痛物質の産生などを考慮すると、HMR と PMR の痛覚認識に関しても同様に触覚受容器近傍の歪みエネルギー密度 (SED: Strain Energy Density) の分布が関与していると推測される。

痛みには、皮膚表面で感じる速い痛み (一次痛) と皮膚深部で感じる遅い痛み (二次痛) があるが、痛みの知覚メカニズムを明らかにするとともに皮膚構造に基づく新たな痛みモデルを提案する。図 1 に本研究で提案する痛みモデルを示す。刺激を与える皮膚のモデルは、皮膚、皮下組織、筋肉層、骨から構成されており、部位により厚さが異なる。

皮膚に機械刺激が加わった場合、皮膚表面の変形量や反力は計測することができるが皮膚内部の変形量を計測することは難しい。

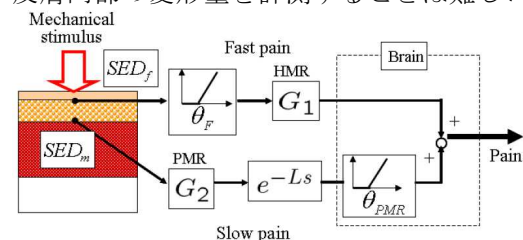
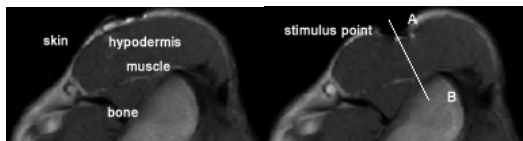


図 1 提案する痛みモデル

そこで、核磁気共鳴画像法（MRI）と超音波エコーのBモード画像を分析した。図2は(a)は痛み印加前の断面画像、(b)は痛み発生時の断面画像である。また、Bモード画像は(a)から(e)まで徐々にプローブを降下させ皮膚を変形させている。

$\phi 8$ [mm]の棒を19.7[mm]押し込んだ場合の有限要素(FEM)解析結果を図4に示す。SEDは脂肪層と筋肉層の境界近辺(赤い領域)が高く、この部分で細胞の歪みが大きくなり、発痛物質の産生も大きくなると考えられる。歪み(strain)と応力(stress)の分布は省略するが、変形限界までつぶれた脂肪層近辺で応力は大きくなり、SEDは両者が大きい脂肪層と筋肉層の境界に集中することが明らかになった。



(a) 痛み印加前 (b) 痛み発生時

図2 MRI分析

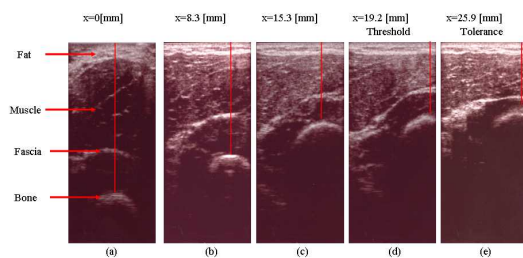


図3 超音波エコーのBモード画像分析

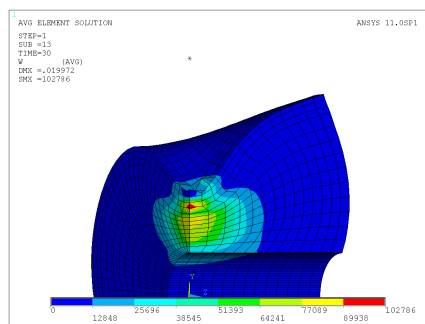


図4 $\phi 8$ 棒押しつけ時の腕の歪み応力

(2) 積層型痛みセンサーの試作

人間の皮膚の積層構造を模擬した痛みセンサーを試作しその動特性を明らかにする。図4のように、皮膚を表皮・脂肪層・筋肉層の3層で構成されると考え、各層は皮膚特性に近いシリコン系の材料(皮膚： α ゲルシート、 $\theta = 5$ 、皮下組織：人肌ゲルC-0、エクシール社、筋肉：KE-44-T、信越化学工業(株))を選定した。

FEM解析により、SEDは皮膚層と脂肪層、脂肪層と筋肉層の境界近辺に集中する。この部分で細胞の歪みが大きくなり、二次痛が検出されることがわかった。人工皮膚においても応力の測定はこれらの層の界面で行うことが好ましい。そこで、図5の様な25x25[mm]のセンサを作成し、ひずみセンサを配置する。まず、 α ゲルシート(皮膚)と人肌ゲル(皮下組織)の間20[mm]x20[mm]のシートを平らに配置することで皮膚層の界面で一次痛を計測するHMRを模擬する(左図)。他方、人肌ゲルとKE-44(筋肉)の間に垂直に配置した小型のPVDFフィルムを対象Y型に配置することで歪みを計測し、二次痛を発生するPMRを模擬している(右図)。

図5右図は二次痛の検出センサ位置が分かり易いように、皮膚部のPVDF(ポリフッ化ビニリデン)フィルムを取り外している。センサユニットはY型に配置された3枚のフィルムにより二次痛に相当する歪みを計測する。セルに加重がかかったときの各フィルムの出力と平均を図6に示す。センサではこの皮膚特性は同じであるが、痛みの残留は化学的であり機械的な変形とは根本的に異なる。従って機械歪みを入力信号として、直接信号を検出した応答を一次痛の入力、歪量を閾値処理したものを二次痛の入力として、異なった二次伝達関数で痛みを模擬する。

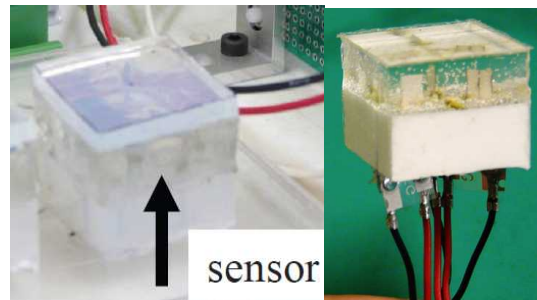


図5 センサの試作

制作したユニットを評価にあたり、上腕の肘近辺に刺激を与える。痛みの主観計測は、痛みをVAS(Visual analog Scale Method)法で数値化し耐性上限10で規格化する。

図7(a)に、錘を一定の高さから落下した際の痛みを示す。同図において、VAS法で計測した主観を青実線、センサの出力から模擬した痛みを赤実線で示す。1番目のピーク

($t=0.5$)が一次痛、2番目のピーク($t=10.0$)が二次痛である。他方、図7(b)はゆっくりと $\phi 8$ 棒を押し込んだ痛みで二次痛は発生しない。痛み特性は皮膚の厚みや痛覚の配置で変わるため、部位によって調整する。以上の実験により、図5の痛みセンサと痛みモデルを使って人の主観的な痛みの模擬が実時間で出来ることを明らかにした。

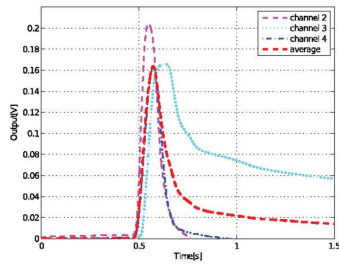
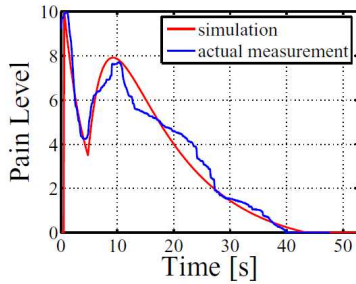
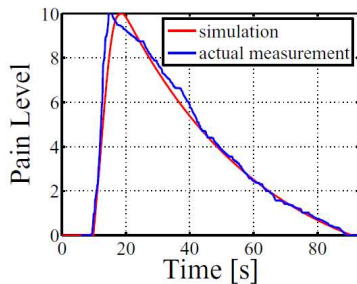


図 6 Y型配置した PVDF フィルムの応答



(a) 錘を一定の高さから落下



(b) ゆっくりとした押し込み

図 7 痛みセンサーユニットとヒトの主観

(3) アレイ型痛みセンサーユニット

開発したセンサーユニットをロボットの皮膚に用いる場合を考える。実際に使用する場合、1つのセルを十分小さくしなければならない。センサーユニットが小さくなると、単位面積あたり多くのセンサを処理する必要がある。試作したセンサーセルは 25x25 [mm]のサイズであるが、このサイズでは想定する最小加圧部(数ミリ)に比べてセンサが大きい。従って、痛みを模擬する際に力の印可点情報を推定できれば、センサの小型化の際に有利である。そこで、PVDF フィルムを Y 型に配置した特長を活かし、力の印加点を内挿で求める方法を考える。

図 8 に Y 型センサの多セル配置例を示す。例えば、センサを図のように配置すると、大きさの異なる六角形と四角形の区間が作られる。図 9 にこの 2x2 (4 個) のセンサーアレイの試作機を示す。なお、皮膚を模擬したセンサでは柔軟な皮膚が変形するため印加

位置を高速に高精度な推定はできないが、荒い推定は可能である。

図 10 に痛みセンサーアレイの任意の点(赤印)により、各ユニットに発生する力に概念を示す。各ユニットの力は、各アレイの検出する痛みレベル (0~10) で規格化される。図の場合緑のセルの出力が最も大きく、任意のアレイ (2x2) では荷重平均で処理出来る。

アレイ内の痛み印可位置の推定を図 11 に示す。同図はは 4 セルのうち 2 セルを表示している。赤丸が丸棒でセンサを押した刺激点であり、青丸が推定点である。6 角形の領域内 (1~3) では比較的良好な結果であるが領域の端 (4) においては誤差が大きい。

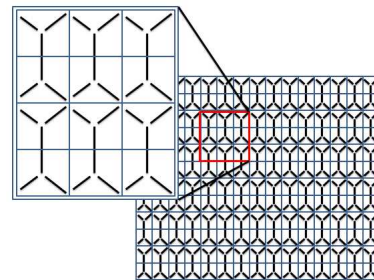


図 8 Y 配置のセンサーアレイの多セル化

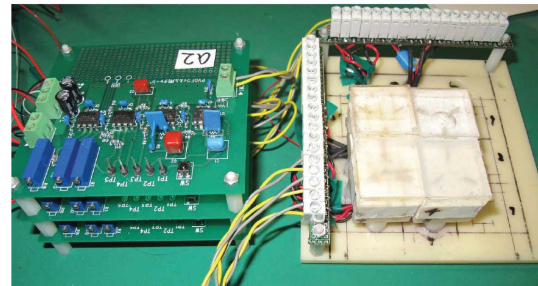


図 9 2x2 の試作センサーユニット

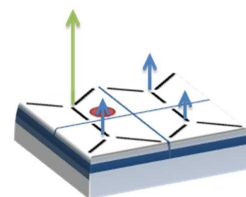


図 10 2x2 アレイ

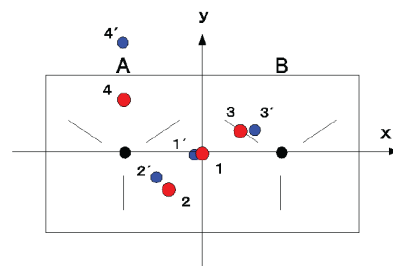


図 11 痛み印加位置推定実験
(赤：印加点，青：推定点)

(4) 痛みの振動フィードバック

図 12 に振動フィードバックの例を示す。義肢に内蔵された 2x2 (50x50 [mm]) の痛みセンサから検出された信号を AD/DA により変換し上肢パッド (60x120 [mm]) に配置された携帯用振動素子 (1 点あたり 2 個) で出力する仕組みになる。2x2 のセンサで痛みを検出したときに、振動モータで痛みの印可位置と大きさをファントムセンセーション (Phantom Sensation) を使って伝達する。

痛みセンサで外部の義肢上の刺激位置と大きさを検出し、検出した痛みを振動モータで再現し健常部位 (腕) で認識する実験システムを制作した。詳細は省略するが、4 つのセンサで詳細な場所が検出できても、皮膚の人間の皮膚感覚ではファントムセンセーションで 4 カ所からの刺激を精度良く 1 点に定位させることが出来なかった。

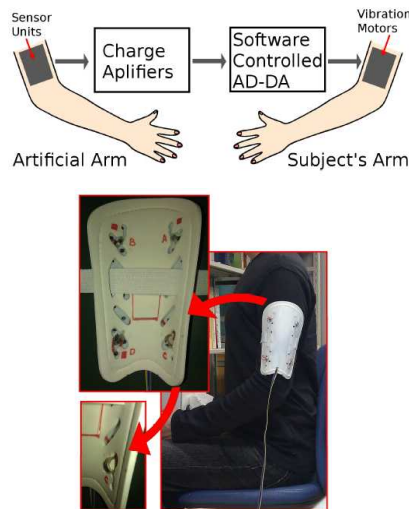


図 12 バイブレーション実験

(5) 福祉機器への応用展望

近年、高齢者や身体障害者のための福祉車両の需要が高まっている中で、電動車椅子は手軽な移動手段として利用されている。現在、ベッドなどからの容易な移乗を目的とした新たな電動車椅子として、前輪駆動型電動車椅子 STAVi が注目されている。

ベッドや車椅子に対し STAVi には、車体後方より騎乗位で移乗する。まず、車椅子と座面を平行にし乗車時は胸面のパッドに身体を預けるような姿勢で乗車する。移乗後、昇降レバーにより座面を適切なポジションに移動し、立位乗車姿勢を保つことができる。

STAVi 利用者である障害者や高齢者は環境の認識が遅く運転が困難であり、何らかの形で危険が迫っていることを操縦者に通知する必要がある。STAVi は、アームレスト、胸面パッドによる振動フィードバックが構成しやすく、左右腕へ独立に振動を与えることで障害物などの位置を定位させることができる。

図 13 は STAVi の模擬シートであり上腕を載せるアームレストの中に内径 $\phi 60$ の大型バイブレータ (変心距離 4 [mm] 重量 84 [g], max 17.51 [N]) を配置し振動を与える。STAVi の周りに人工的な皮膚感覚を配置し、障害物が範囲内であればバイブレータを用いて振動を図 14 のパターンで与える。同図の振動を与えると障害物の位置と方向を振動の大きさと位相を使って認知させることができる。

STAVi にはレーザ式測域センサ (UTM-30L X) と測距モジュール (GP2Y0A21YK) が装備されている。ボディ外側に半径 1 [m] 程度の大きな仮想的な領域を想定し、測域センサで計測される遠距離の障害物は一次痛に相当する刺激を与える。さらに近距離に近づくと二次痛に相当する持続刺激とともに停止する。このように、STAVi を用いて痛みの目的の一つである生体防御機能を模擬できる。

図 15 は、測域センサで計測された障害物の位置と距離を振動フィードバックで認識した例である。実際の障害物動作 (赤線) に対し位置と方向をアームレストの振動で定位させ主観により認知した軌道を指示してもらった。実験結果より上腕の振動で正確な推定軌跡は得られていないものの、おおよその位置は認識されていることがわかる。

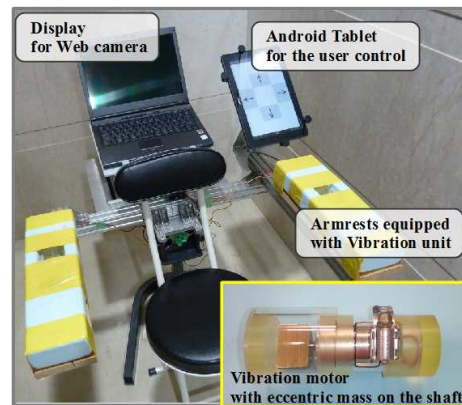


図 13 STAVi の模擬シート

(アームレストに振動装置を配置)

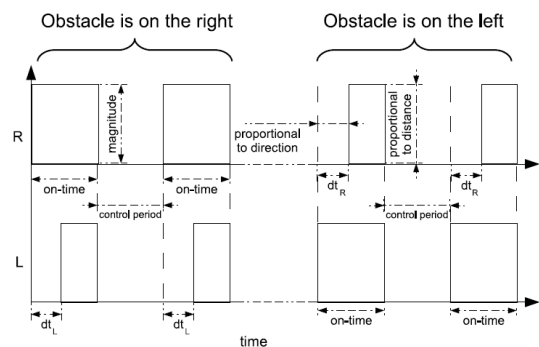


図 14 印加する振動パターン

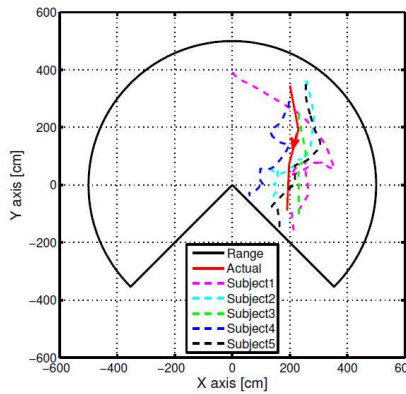


図 15 振動による認知

(6)まとめ

①提案した痛みのモデルは、今までブラックボックスだった柔らかい皮膚の内部構造を、代表的な皮膚構造（表皮、真皮、皮下組織、筋肉）でグレーモデル化することで一次痛、二次痛を表現できるようになった。

②PVDF を用いた痛みセンサーユニットを試作し、その動特性をMCUで模擬させた。また、2x2 のアレイユニットを試作し、複数のアレイでの信号処理方法も明らかにした。また、本報告では省略したが動的量子化器の効率的な設計法の研究を行った。

③振動フィードバックでは、刺激を狭い部位で精度良く1点に定位させることが出来なかった。そこで、本スキーム車椅子の障害物認識に応用し、障害物のおおよその位置がアームレストのバイブレータで認識することができた。

今後、痛み概念を使った安全制御系の高度化へ本技術を展開していきたい。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計 17 件)

- ① Aydin Tarik Zengin, Kazuki Nabekura, Hiroshi Okajima, and Nobutomo Matsunaga, On Driving Assistance using Forearm Vibrotactile Feedback for Wheelchair, The 18th International Symposium on Artificial Life and Robotics 2013, 査読有, Korea, pp.379-382, 2013
- ② Yutaro Maruno, Aydin Tarik Zengin, Hiroshi Okajima, Nobutomo Matsunaga, Driving Experiment of Front Drive Type Electric Wheelchair using Yaw-rate Control, The SICE Annual Conference 2012, 査読有, WeA11-01, Akita, pp.1408-1413, 2012
- ③ Aydin Tarik Zengin, Hiroshi Okajima, Nobutomo Matsunaga, On Vibration

Feedback Method for Pain Emulation and its Feedback to Human, Proc. of ICASE International Conference 2011, 査読有, Korea, pp.655-658, 2011

- ④ Nobutomo Matsunaga, Aydin Tarik Zengin, Hiroshi Okajima and Shigeyasu Kawaji, Emulation of Fast and Slow Pain using Multi-layered Sensor modeled on the Layered Structure of Human Skin, Journal of Robotics and Mechatronics, 査読有, Vol.23, No.1, pp.173-179, 2011
- ⑤ Aydin Tarik Zengin, Nobutomo Matsunaga, Hiroshi Okajima and Shigeyasu Kawaji, Pain Perception Model of Human Skin Using Multiple Pain Sensors, SICE Annual Conference 2010, 査読有, Taiwan, pp.471-476, 2010
- ⑥ Nobutomo Matsunaga, Aydin Tarik Zengin, Shigeyasu Kawaji, Evaluation of Multi-layered Pain Sensor Modeling on the Human Skin, ICROS-SICE International Joint Conference 2009, 査読有, Fukuoka, pp.3840-3845, 2009

[学会発表] (計 12 件)

- ① 海部 静, 岡島 寛, 松永信智, LMI を用いた $\Delta\Sigma$ 変調器の性能評価, 第 29 回計測自動制御学会九州支部学術講演会, 宮崎 pp.287-290, 2010
- ② 岡島 寛, 松永信智, 澤田 賢治, 信号の量子化レベル数を陽に扱った量子化幅の最適設計, 制御理論シンポジウム, 大阪, pp.59-62, 2009
- ③ Nobutomo Matsunaga, Aydin Tarik Zengin and Shigeyasu Kawaji, Implementation of a Pain Sensing Model of Human Skin, 熊本大学第 3 回学生国際会議 (ICAST), 熊本, pp.219-220, 2009

[その他]

ホームページ <http://ictrl.cs.kumamoto-u.ac.jp/>

6. 研究組織

(1) 研究代表者

松永信智 (MATSUNAGA NOBUTOMO)
熊本大学・自然科学研究科・教授
研究者番号：10363508

(2) 研究分担者

なし

(3) 連携研究者

岡島 寛 (OKAJIMA HIROSHI)
熊本大学・自然科学研究科・助教
研究者番号：40452883