

確率共鳴を利用した触知覚感度向上効果を有する 低侵襲手術用把持鉗子

末田大和*¹ 服部 稔*² 澤田 紘幸*² 惠木 浩之*²
大段 秀樹*² 上田 淳*³ 辻 敏夫*⁴ 栗田 雄一*⁴

Surgical Grasping Forceps with the Sensorimotor Enhancement Capability by Stochastic Resonance

Yamato Sueda*¹, Minoru Hattori*², Hiroyuki Sawada*², Hiroyuki Egi*²,
Hideki Ohdan*², Jun Ueda*³, Toshio Tsuji*⁴ and Yuichi Kurita*⁴

This paper reports experimental results on a surgical grasping forceps that equips a vibration actuator to enhance a tactile perception ability. A short-time exposure of tactile receptors to sub-sensory white-noise vibration is known to improve perception ability. This phenomenon, called stochastic resonance (SR) in the somatosensory system, is expected to enhance the sense of touch when the weak vibration is applied, and thereby improve associated motor skills. To investigate the effect of the noise intensity, a summing network of FitzHugh-Nagumo model neurons was built. The simulation results showed that appropriate noise intensity improves the coherence between the input stimuli and the network response. To confirm the efficacy of the proposed method on the surgical grasping forceps, passive and active sensory tests have been conducted. A lead zirconate titanate (PZT) actuator was attached on the grip of the forceps to generate the physical noise. The experimental results show that the appropriate noise improves the detection capability of the stimuli.

Key Words: Stochastic Resonance, Tactile Sensitivity, Surgical Forceps, Summing Network Model

1. はじめに

確率共鳴 (Stochastic resonance) 現象とは非線形のシステムにおいて、ノイズにより微弱な信号の検知能力が向上する現象である [1]~[3]。この現象はザリガニ、カエル、ラットなどの動物の機械受容器の応答を向上させ [4]~[6]、人間においても視覚、聴覚が確率共鳴により向上することが報告されている [7]~[9]。また、微弱な振動刺激を皮膚等に与えることで足、手、指における触知覚感度が向上することが確認されている [10]~[12]。ここで触知覚感度の向上は、感覚運動機能にも影響することが知られており [13] [14]、確率共鳴により人間の足の触知覚感度

を向上させることで立位時のバランスコントロール能力が向上することも知られている [15] [16]。これまでに我々の研究グループは、同様の感覚運動向上効果が触覚においても生じることを確認しており、Sensorimotor enhancer としてウェアラブルデバイス化を提案している [17]。

本研究では、振動デバイスを付加することで触知覚感度を向上させる効果を持たせた低侵襲手術用把持鉗子の開発を目的とする。低侵襲手術を行う際に、医師は手袋をした上で鉗子を介して臓器等に対して操作を行っているため、細かな触覚情報を得ることができない。そこで確率共鳴を利用して触知覚感度を向上させることができれば、手術時間の短縮、安全性の向上などの効果が期待できる。確率共鳴による知覚感度向上効果のメカニズムは必ずしも解明されていないが、Collins らが提案した興奮性ニューロンの加算ネットワークモデルを用いた解析 [18] を応用することで、効果的に確率共鳴を生起する振動強度について考察が可能である。以上をふまえて本稿では、まずニューロンモデルによる振動強度と知覚感度に関する考察を行い、つづいて確率共鳴現象を応用した低侵襲手術用把持鉗子型の触知覚向上デバイスを開発する。また開発したデバイスを用いて触知覚感度向上効果の検証を行う。実施する実験は (1) タッチテスト、(2) 粗さ判別テスト、そして (3) 異物知覚テストであり、

原稿受付 2013 年 9 月 13 日

*¹広島大学大学院工学研究科

*²広島大学大学院医歯薬保健学研究院

*³ジョージア工科大学ジョージ W. ヴッドラフ機械工学科

*⁴広島大学大学院工学研究科

*¹Graduate School of Engineering, Hiroshima University

*²Institute of Biomedical Sciences, Hiroshima University

*³George W. Woodruff School of Mechanical Engineering Georgia Institute of Technology

*⁴Institute of Engineering, Hiroshima University

■ 本論文は学術的に評価されました。

■ J-STAGE では本論文の電子付録として動画が閲覧できます。

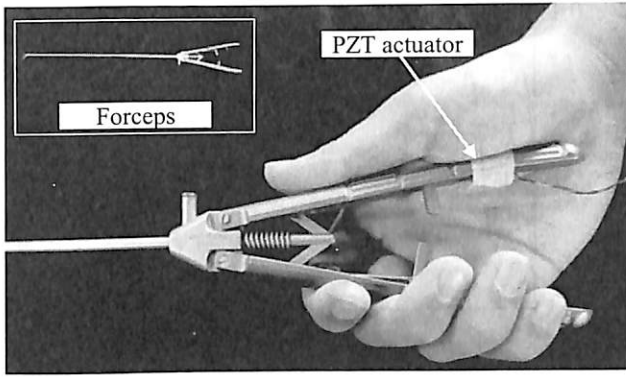


Fig. 1 Surgical forceps with a PZT actuator at the grip

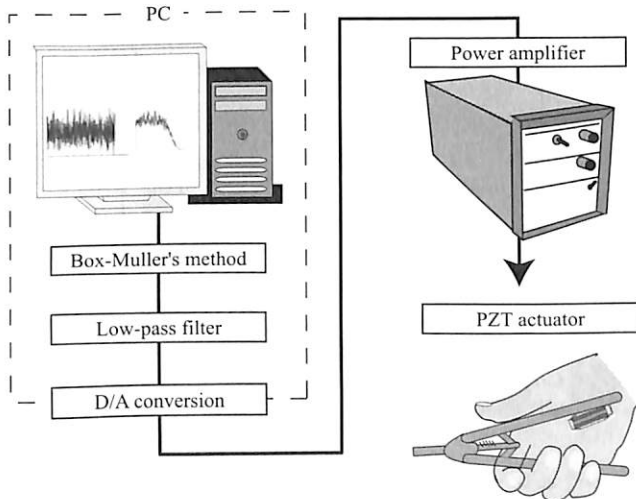


Fig. 2 System overview of the developed forceps with a vibration generator

タッチテストでは受動的刺激に対する知覚感度向上を、粗さ判別テスト、異物知覚テストでは能動的刺激に対する知覚感度向上を調べる。

以下、2章では開発した低侵襲手術用把持鉗子型の触知覚向上デバイスについて説明する。3章では振動強度が変化した場合の知覚向上効果について調べるため、加算ネットワークを用いた解析を行う。4章では開発した低侵襲手術用把持鉗子型の触知覚向上デバイスを用いた触知覚感度向上実験を行う。5章ではシミュレーション結果と実験結果について考察する。

2. 低侵襲手術用把持鉗子型の触知覚向上デバイス

開発した低侵襲手術用把持鉗子型の触知覚向上デバイスを Fig. 1 に示す。開発したデバイスは把持鉗子を介して手に微弱な振動を与えることで確率共鳴を生起させることを目的として製作されており、低侵襲手術用把持鉗子 (KARL STORZ 社製) のグリップ部裏側に、振動子であるピエゾアクチュエータ (CEDRAT TECHNOLOGIES 製: APA35XS) を装着して、主に拇指球を垂直方向に振動させるような構成となっている。Fig. 2 は開発したシステムにおける振動生成フローである。本システムはピエゾアクチュエータを装着した鉗子、アンプ、PC から構築されている。PC では、次式で示される Box-Muller 法

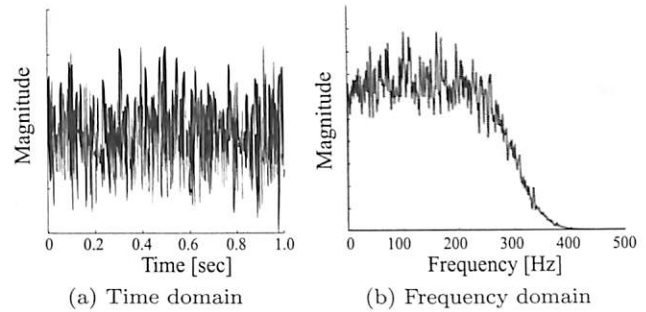


Fig. 3 Generated noise

を用いてホワイトノイズ $X(t)$ を生成する (Fig. 3 参照) :

$$X(t) = \sigma \sqrt{-2 \ln \alpha(t)} \cdot \sin 2\pi\beta(t) \quad (1)$$

ここで σ はノイズ強度、 $\alpha(t), \beta(t)$ は一様乱数 ($0 < \alpha(t) < 1, 0 < \beta(t) < 1$)、 t は時間である。ここで触覚受容器であるマイスナー小体は 10~100 [Hz]、パチニ小体は 100~300 [Hz] の周波数帯の振動刺激に最も敏感であることから [19] [20]、生成されたホワイトノイズは二次のバターズ型ローパスフィルタ (カットオフ周波数: 300 [Hz]) を用いて高周波成分を除去した。

3. 加算ネットワークモデルに基づく知覚向上効果の検証

3.1 モデル説明

確率共鳴による感度向上について、振動強度による知覚向上効果への影響を調べるため、Collins らの研究 [18] に基づき Fig. 4 に示す興奮性ニューロンの加算ネットワークモデルを構築した。本モデルでは各ニューロンに外部刺激 (Input Signal) と振動ノイズ (ξ) が入力され、その結果得られた各ニューロンの出力の加算値がネットワーク出力となる。各ニューロンの反応は以下の FitzHugh-Nagumo 方程式に従うものとする [21]。

$$\epsilon \dot{V} = V(V - a)(1 - a) - W + S(t) + \xi(t) \quad (2)$$

$$\dot{W} = V - W - b \quad (3)$$

ここで V は細胞膜電位、 W は不活性化係数、 ξ は各ニューロンに与えられる平均が 0 のホワイトノイズ、 S は外部刺激 (Input signal) を表している。また、 a, b, ϵ はパラメータである。任意のニューロンに Fig. 5 (a) に示すような sin 波 S とノイズ ξ が刺激信号として入力されたとする。次に、得られた細胞膜電位 V (Fig. 5 (b)) を各ニューロンの神経発火に相当するスパイク列 (Fig. 5 (c)) へ変換する。時刻 t におけるスパイクの有無を表す関数 $f(t)$ は次式で定義する。

$$f(t) = \sum_{i=1}^n \delta(t - t_i) \quad (4)$$

n はスパイクの総数、 t_i は第 i 番目のスパイクの発生時刻であり、 $\delta(t)$ はディラックのデルタ関数である。得られたスパイク列にハニング窓 (窓幅 $W_i = 10$ 、刻み幅 $dt = 0.01$) をかけることにより瞬時平均発火率 $R(t)$ (Fig. 5 (d)) に変換する。瞬時平均発火率 (MFR) とは各ニューロンにおいて 1 秒間に発生したスパイク数を表している。すべてのニューロンの MFR を加

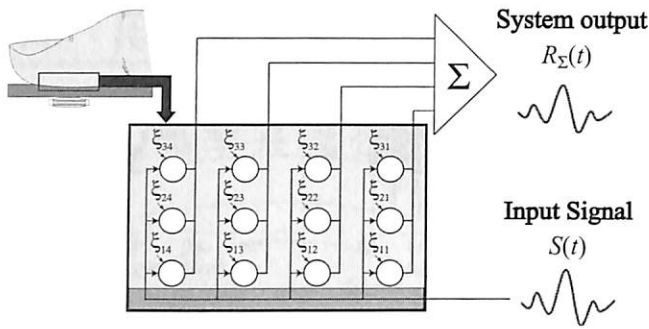


Fig. 4 A summing network of FitzHugh-Nagumo neurons

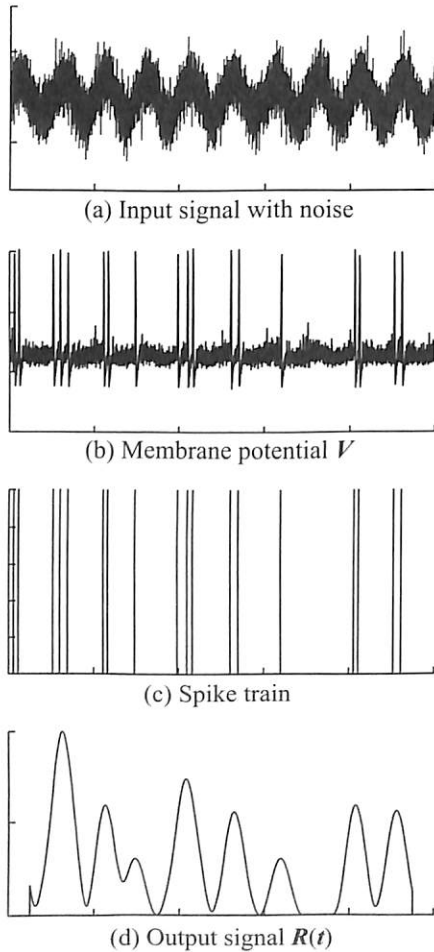


Fig. 5 Calculation process of the network output

算した信号が本ネットワークの出力 $R_{\Sigma}(t)$ である。

本稿では入力信号とシステム出力の相関係数を算出することにより刺激知覚感度を評価する。相関係数の値が高ければ感度が高いことを示している。入力信号 S とシステム出力 $R_{\Sigma}(t)$ の相関係数は次式により求めた [18]。

$$C = \frac{(S(t) - \overline{S(t)})(R_{\Sigma}(t) - \overline{R_{\Sigma}(t)})}{[(S(t) - \overline{S(t)})^2]^{1/2} [(R_{\Sigma}(t) - \overline{R_{\Sigma}(t)})^2]^{1/2}} \quad (5)$$

3.2 刺激知覚シミュレーション

3.2.1 シミュレーション条件

前節で説明したモデルを用いて刺激知覚シミュレーションを行っ

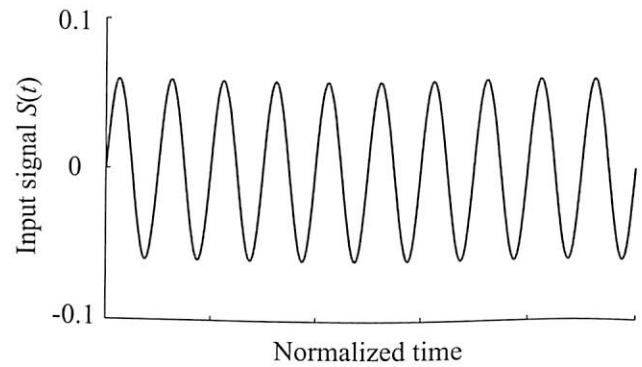


Fig. 6 Input signal (external stimuli) given to each neuron

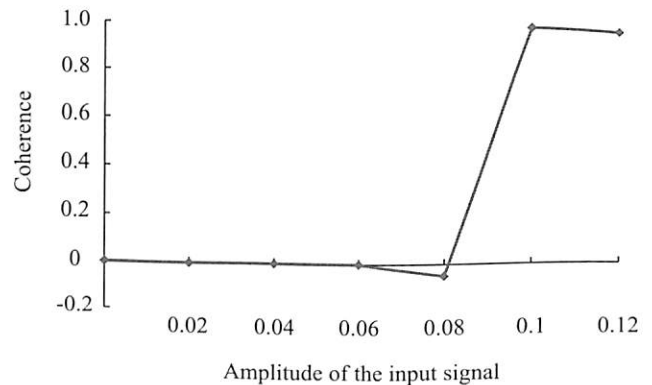


Fig. 7 Coherence between the input and output against the amplitude of the input signal when no vibration is input

た。シミュレーション時間 $T = 100$ 、ニューロン数 $N = 1000$ 、入力信号 S は \sin 波 (Fig. 6) とし、振幅は 0 から 0.12 まで 0.02 刻みで変化させた。またノイズ強度を 0.05, 0.075, 0.1, 0.125, 0.15 と変化させた場合と、ノイズを与えていない場合の合計 6 条件でそれぞれ各相関係数を算出した。FitzHugh-Nagumo モデルのパラメータは従来研究と同じ値 [18] に $a = 0.5$, $b = 0.15$, $\epsilon = 0.005$ を用いた。なお各ノイズ強度の試行回数はそれぞれ 10 試行である。

3.2.2 シミュレーション結果

ノイズを与えていない場合の結果を Fig. 7 に示す。図の横軸は入力信号の振幅、縦軸は入力信号とネットワーク出力の相関係数であり、縦軸の値が大きいくほど入力信号をよく知覚できることを示す。Fig. 7 より、ノイズを与えていない場合では入力信号の振幅が 0.1 より高い場合に相関係数が高くなる。つまり、入力信号の振幅が 0.1 より小さい場合では刺激が小さすぎて興奮性ニューロンが反応していないことを表している。このことはニューロンの知覚閾値が約 0.1 であることを意味している。確率共鳴では、閾値付近の振動を与えたとき、もっとも知覚感度が向上するといわれている [17]。そこで、ノイズ強度が 0.1 付近のノイズを与えた結果を Fig. 8 に示す。Fig. 8 は、与えたノイズ強度がそれぞれ 0.05, 0.075, 0.1, 0.125, 0.15 の場合の入力信号の振幅に対する相関係数を示している。Fig. 8 より、入力信号の振幅の値が 0.1 より小さな場合でも相関係数が大きくなっていることが確認された。Fig. 9 は、横軸にノイズ強度を、縦軸に各ノイズ強度において相関係数の値が 0.8 以上

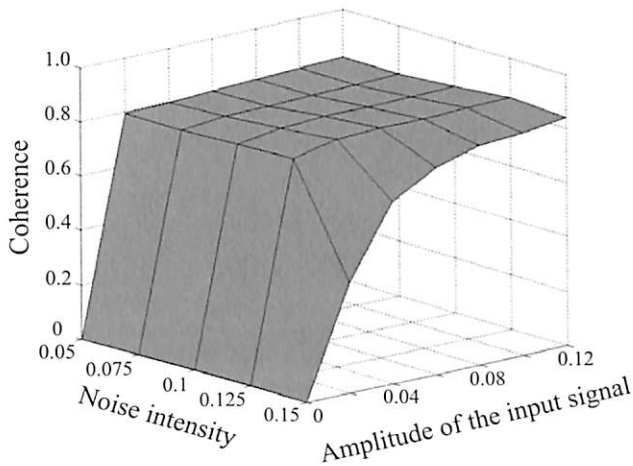


Fig. 8 Coherence and the vibration intensity calculated against the amplitude of the input signal

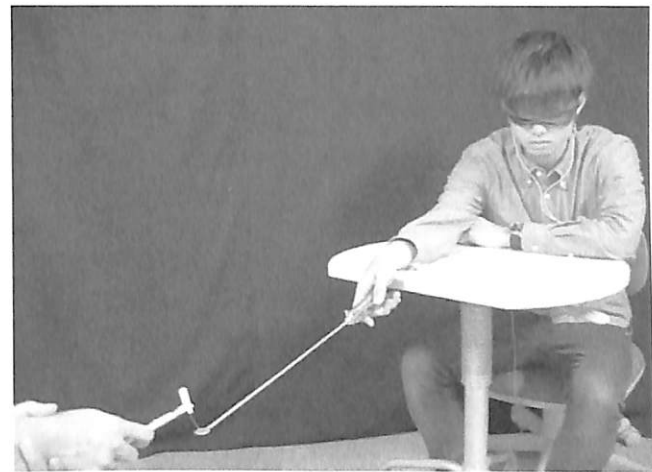


Fig. 10 Overview of the touch test

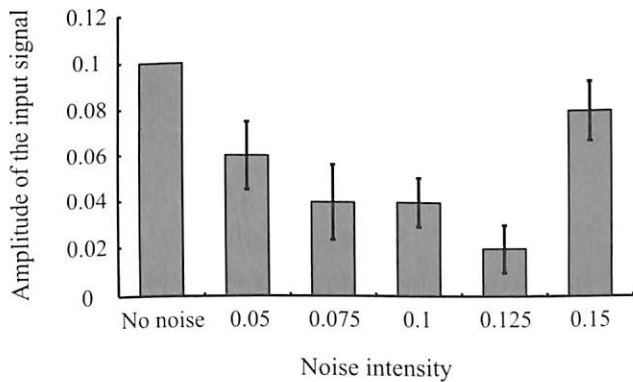


Fig. 9 Minimum amplitude of the input signal whose coherence exceeds 0.8

になる最小の入力信号の振幅をとった図であり、縦軸の値が小さいほど感度が高いことを表している。Fig.9より、知覚閾値0.1付近の振動をニューロンに与えることで知覚感度がよく向上することが分かる。以上の結果より、確率共鳴による知覚感度向上効果を得るためのノイズ強度は、ニューロンの知覚閾値付近の強度が有効であることが示唆された。

4. 実験

4.1 振動閾値の設定

前章に示したシミュレーション結果の考察に基づき、2章で説明した低侵襲手術用把持鉗子において、振動強度と知覚向上効果の関係を調べた。実験は12名の健康な男性(22歳~24歳)によって行われた。なお実験の前に、実験の目的ならびに手順について説明し、同意を得てから実施している。

確率共鳴を用いて知覚向上を実現するには、個人に合わせた適切なノイズを選定する必要がある。そこで実験に先立ち、各被験者が知覚できる最小の振動強度(振動閾値)を測定した。各被験者は、椅子に座りアイマスクならびにヘッドフォンを装着して、利き手で鉗子のグリップ部を水平に把持するよう指示される。このとき、できる限り余計な力を出さずにリラックスした状態で鉗子を把持するように指示した。振動子が生成したホ

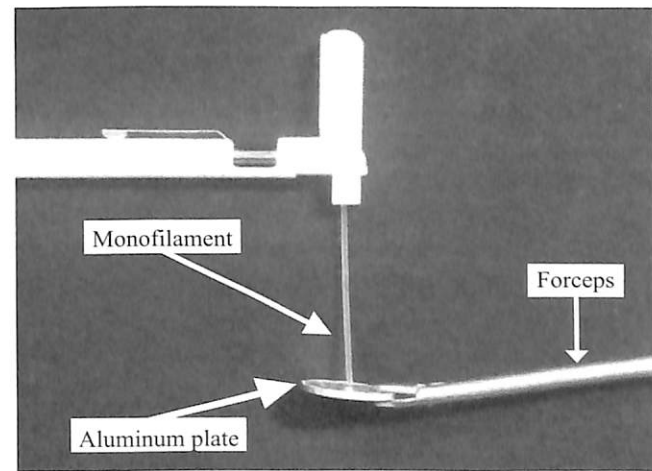


Fig. 11 Touch test with the developed forceps

ワイトノイズはグリップ部を介して被験者の手、特に親指の付け根部に伝達される。実験者は、式(1)の σ の値を変化させることで徐々に振動強度を変化させ、振動を感じない最大の振動強度を各被験者ごとに測定する。本稿では極限法を用いて上昇系列ならびに下降系列を4回ずつ繰り返し、その平均値を振動閾値とした。実験の結果、被験者の振動知覚閾値となる最大振幅の大きさは10~35[μm]であった。

4.2 タッチテスト

4.2.1 実験内容

振動子から与える振動強度を様々に変化させたときに、外部刺激に対する受動的知覚感度(刺激閾値)がどう変化するかを調べた。実験は、セメスワインスタインモノフィラメント((株)日本メディックス)を利用したタッチテストにより行った(Fig.10)。被験者は振動閾値測定実験と同様、アイマスクとヘッドフォンで視覚と聴覚を遮断した状態でリラックスした状態で椅子に座る。次にFig.11に示すように、実験者は把持鉗子先端に掴ませたアルミプレートを負荷の異なるモノフィラメントで数回刺激する。刺激閾値の測定は極限法により行われた。例えば下降系列では、モノフィラメントによる刺激は明らかに知覚できる大きさの負荷から開始し、徐々に負荷を減少させていく。被験者

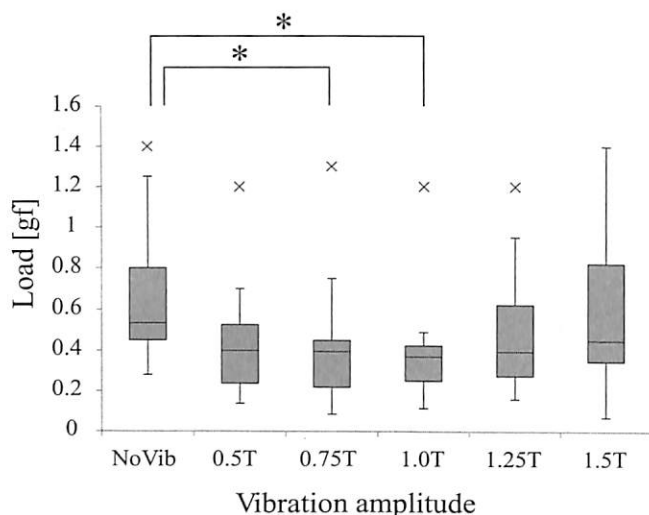


Fig. 12 Experimental results of the touch test (*: $p < 0.05$)

Table 1 Results of Steel test in the touch test

	DOF	F statistics	p value
No.Vib - 0.5T	7	1.99	0.0849
No.Vib - 0.75T	7	2.25	0.0476
No.Vib - 0.1T	7	2.42	0.0311
No.Vib - 1.25T	7	1.54	0.201
No.Vib - 1.5T	7	0.926	0.447

は、各負荷ごとに知覚できたかを口頭で回答し、負荷を知覚できなくなるまで継続し、知覚できた最大の負荷をその系列の刺激閾値とする。同様に上昇系列でも試行を行い、上昇系列、下降系列それぞれ2回ずつ行った結果の平均値をその振動強度における刺激閾値とした。なお使用するモノフィラメントの負荷は0.008 [g], 0.02 [g], 0.04 [g], 0.07 [g], 0.16 [g], 0.4 [g], 0.6 [g], 1.0 [g], 1.4 [g], 2.0 [g]である。実験では、各被験者の振動閾値の0.5倍、0.75倍、1.0倍、1.25倍、1.5倍の振動強度、ならびに無振動条件の6条件で行った。各振動条件はランダムな順番でそれぞれ2回ずつ呈示された。

4.2.2 実験結果

結果を Fig. 12 に示す。横軸は振動子が与えた振動強度であり、1.0 [T] が振動閾値を示している。縦軸は被験者ごとの刺激閾値の平均であり、値が小さいほど小さい外部刺激でも知覚できたことを示している。無振動条件を対照群として Steel 法による多重検定を実施した結果、振動閾値の0.75倍、1.0倍 (0.75 [T], 1.0 [T]) の振動強度を鉗子を介して皮膚に与えたとき、統計的に有意な知覚感度向上を実現できることを確認した (対立仮説: 無振動条件 > 振動条件)。詳しい統計値を Table 1 に示す。

4.3 粗さ判別テスト

4.3.1 実験内容

振動子から与える振動強度を様々に変化させたときに、能動的知覚感度がどう変化するかを調べた。実験は鉗子先端で紙やすりの粗さ判別能力を計測することにより行った。本実験では Fig. 13 のように粗さの異なる紙やすり (#150, #180, #240, #320) と、粗さがその4種類のいずれかである比較対象の紙やすり (Tar-

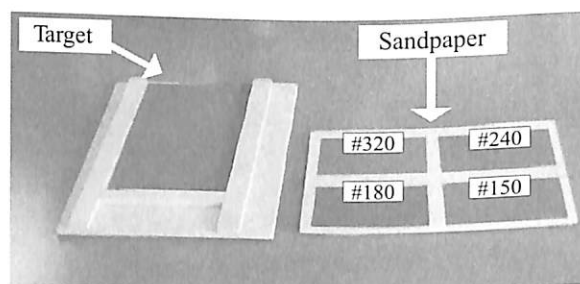


Fig. 13 Texture discrimination test (*: $p < 0.05$)

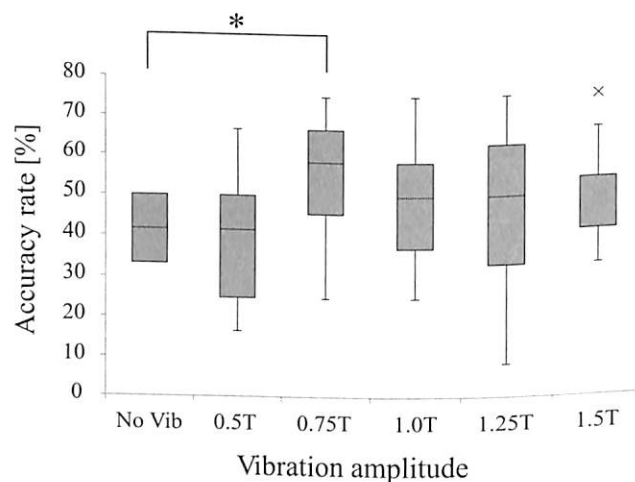


Fig. 14 Experimental results of the texture discrimination test (*: $p < 0.05$)

Table 2 Results of Steel test in the texture discrimination test

	DOF	F statistics	p value
No.Vib - 0.5T	7	0.237	0.894
No.Vib - 0.75T	7	-2.59	0.0201
No.Vib - 0.1T	7	-1.19	0.327
No.Vib - 1.25T	7	-1.06	0.386
No.Vib - 1.5T	7	-1.08	0.375

get) を用意し、比較対象が視覚で判断できないように鉗子を入れるための穴を開けた箱を被せる。被験者は、鉗子先端で紙やすりをこすることによって比較対象と同じ粗さの紙やすりを判別し口頭で回答する。紙やすりをこする強度、回数は被験者に自由に行わせた。各振動強度において一連の工程を合計12回行い正答率を求めた。なお比較対象はランダムな順番で提示された。確率共鳴を生起させるために提示した振動などのその他の条件はタッチテストと同様である。

4.3.2 実験結果

結果を Fig. 14 に示す。横軸は振動子が与えた振動強度である。縦軸は被験者ごとの紙やすりの粗さ判別の正答率の平均であり、値が大きいくほど紙やすりの判別精度が高いことを示している。無振動条件を対照群として Steel 法による多重検定を実施した結果、振動閾値の0.75倍 (0.75 [T]) の振動強度を鉗子を介して皮膚に与えたとき、統計的に有意な知覚感度向上を実現できることを確認した (対立仮説: 無振動条件 < 振動条件)。詳しい統計値を Table 2 に示す。

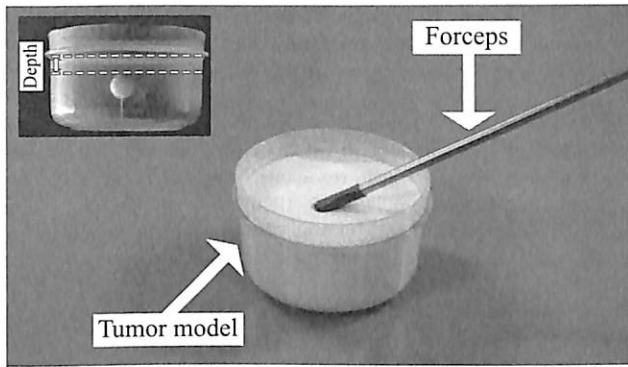


Fig. 15 Tumor detection test

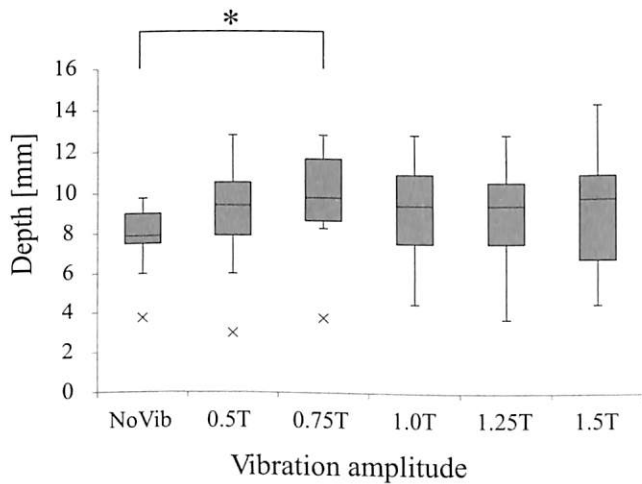


Fig. 16 Experimental results of the tumor detection test

4.4 異物知覚テスト

4.4.1 実験内容

振動子から与える振動強度を様々に変化させたときに、異物知覚感度がどう変化するかを調べた。本実験では腫瘍モデルを用いて異物知覚テストを行った。腫瘍モデルとは、プラスチック容器に硬度 0 (赤ちゃんの肌や腹部程度の硬さ) のシリコンを充填したものであり、シリコン内部には腫瘍の代わりになる直径 15 [mm] の発砲スチロール製の球体を埋め込んでいる。本実験ではシリコン表面から腫瘍モデルまでの距離を 0 [mm] から 3 [mm] 刻みで 15 [mm] までのものと、シリコン内部に腫瘍モデルが存在しないものを用意した。

被験者は鉗子先端でシリコン表面を押し当て、腫瘍モデルが知覚できるかを口頭試問形式で回答させた (Fig. 15 参照)。腫瘍モデルを知覚可能な深さの測定は極限法により行われた。例えば下降系列では、明らかに腫瘍モデルを知覚できる深さから開始し、徐々に深さを深くする。被験者は、各深さごとに知覚できたかを口頭で回答し、腫瘍モデルを知覚できなくなるまで継続し、知覚できた最大の深さをその系列の腫瘍モデルを知覚できる最大の深さとする。同様に上昇系列でも試行を行い、上昇系列、下降系列それぞれ 2 回ずつ行った結果の平均値をその振動強度における腫瘍モデルを知覚できる最大の深さとした。なお確率共鳴を生起させるために提示した振動などのその他の条件はタッチテストと同様である。

Table 3 Results of Steel test in the tumor detection test

	DOF	F statistics	p value
No.Vib - 0.5T	7	-1.69	0.151
No.Vib - 0.75T	7	-2.48	0.0269
No.Vib - 1.0T	7	-1.43	0.233
No.Vib - 1.25T	7	-1.58	0.184
No.Vib - 1.5T	7	-1.57	0.188

4.4.2 実験結果

結果を Fig. 16 に示す。縦軸は被験者ごとの腫瘍モデルを知覚可能な深さの平均であり、値が大きいほど深い異物を知覚できたことを示している。無振動条件を対照群として Steel 法による多重検定を実施した結果、振動閾値の 0.75 倍 (0.75 [T]) の振動強度を鉗子を介して皮膚に与えたとき、統計的に有意な知覚感度向上を実現できることを確認した (対立仮説: 無振動条件 < 振動条件)。詳しい統計値を Table 3 に示す。

5. 考察

製作した把持鉗子型デバイスを用いた実験により、触知覚感度向上に関する統計的有意差が検出され、把持鉗子型デバイスにおいても確率共鳴理論による知覚感度向上効果があることが確認された。分散の大きさから統計的有意差が検出された振動強度は限られているものの、知覚感度の平均値そのものは幅広い振動強度に対して無振動条件よりも高い値が得られている。この結果は、Fig. 8 ならびに Fig. 9 に示したニューロンの加算ネットワークモデルを利用したシミュレーション結果と矛盾しない。すなわち、ニューロンの発火閾値付近の強度の振動ノイズを加えることによって知覚感度は向上するが、その感度向上の起こる振動強度はある程度の幅を持っていることが実験からも示唆された。低侵襲手術用把持鉗子型の触知覚向上デバイスという応用例を考えた場合、この結果はプラスに作用する。すなわち、人によって知覚感度が向上する最適な振動強度は異なる可能性があるが、必ずしもその振動強度の設定を厳密に行わなくても、ある程度の触知覚感度向上効果が得られることを意味している。

ここでシミュレーションにおいてはニューロンの発火閾値 0.1 よりも少し大きい振動強度において最良の感度向上が見られたのに対して、実験では知覚閾値 1.0 [T] よりも若干小さい振動強度において統計的有意差が検出されている。これは、実験における知覚閾値の検出精度や個人差が影響している可能性がある。また、実験において振動に対する知覚閾値の取得は静止状態における受動的な刺激に対して行われているが、鉗子を能動的に動かす実験では鉗子グリップ部の握り具合が変わることで接触部の皮膚へ伝わる振動に違いが起こることが考えられる。このことが、特に粗さ判別テストと異物知覚テストにおいて有意差が出にくかった原因の可能性がある。シミュレーションにおいては、触覚受容器特有の性質は十分に考慮されていない。例えば振動に対する知覚感度を議論する上で、触覚受容器が持つ周波数応答性は非常に重要な特性であろう。本稿では FitzHugh-Nagumo モデルという一般的な興奮性ニューロンモデルを用いても、振動強度と知覚感度向上の関係を説明できる可能性を示したが、触覚特有の性質をモデルに加えていくことにより、より知覚感

度向上の効果の高いデバイスの設計につながる可能性がある。

製作したデバイスは、物理的な振動を鉗子に加えているため、その振動が鉗子先端にも伝わり、対象に影響を及ぼす可能性は否定できない。振動子から加える振動の振幅は 10 ~ 35 [μm] と微小であり、これらの振動が把持鉗子先端に伝わっていたとしてもその影響は大きくないと考えられるが、鉗子の形状や材質などにより共振が起こり、振動強度が増大する可能性もあろう。また鉗子を把持する把握力の強さや握り方によっても振動伝達特性が変わり、確率共鳴の作用に影響を及ぼす可能性がある。今後、安全性や精密性が重視される応用を考えていく際には、これらを考慮したデバイス作りが必要であろう。また本研究では把持鉗子のグリップ部に振動デバイスを装着して主に拇指球に振動が伝わる構成としたが、鉗子の把持姿勢によっては拇指球で鉗子への刺激を感じるのが難しいケースも考えられる。拇指球だけでなくグリップ部全体に微小振動が伝達されるような機構を考えることで、より様々な操作に対して知覚感度向上効果をもつデバイスの開発が期待できる。

6. おわりに

本稿では、確率共鳴を利用した低侵襲手術用把持鉗子型の触知覚向上デバイスを提案した。まず、確率共鳴による知覚感度向上効果のある振動強度について検討するために、加算ネットワークニューロンモデルを構築した。モデルを用いたシミュレーションの結果、知覚機能向上効果が見込める振動強度は、ある程度の幅をもつことが示された。続いてピエゾアクチュエータを備えた低侵襲手術用把持鉗子型の触知覚向上デバイスを製作した。製作したデバイスを用いてモノフィラメントを利用したタッチテスト、粗さ判別テスト、異物知覚テストを実施し、受動的および能動的刺激に対する知覚向上が起こることを確認した。さらに実験結果からも、知覚機能向上効果が得られる振動強度にはある程度の幅が存在することが確認された。このことは、振動子が与えるべき振動強度は、理想的な振動閾値を厳密に調整しなくても良いことを意味しており、医療応用を含む実用面において朗報であるといえる。

今後は人の皮膚の振動減衰特性を考慮していくとともに、操作の邪魔にならない振動子の設置位置や鉗子の形状、材質の検討をすすめていく。

謝辞 本研究は JSPS 科研費 24590612, 25282156 の助成を受けたものです。

参考文献

- [1] R. Benzi, A. Sutera and A. Vulpiani: "The mechanism of stochastic resonance," *Journal of Physics A*, vol.14, pp.453-457, 1981.
- [2] R. Benzi, G. Parisi, A. Sutera and A. Vulpiani: "Stochastic resonance in climatic change," *Tellus*, vol.34, pp.10-16, 1982.
- [3] B. McNamara and K. Wiesenfeld: "Theory of stochastic resonance," *Physics Review A*, vol.39, no.9, pp.4854-4869, 1989.
- [4] J.K. Douglass, L. Wilkens, E. Pantazelou and F. Moss: "Noise enhancement of information transfer in crayfish mechanoreceptors by stochastic resonance," *Nature*, vol.365, pp.337-340, 1993.
- [5] J.J. Collins, T.T. Imhoff and P. Grigg: "Noise enhanced information transmission in rat sal cutaneous mechanoreceptors via aperiodic stochastic resonance," *Journal of Neurophysiology*, vol.76, no.1, pp.642-645, 1996.
- [6] J.B. Fallon and D.L. Morgan: "Fully tuneable stochastic resonance in cutaneous receptors," *Journal of Neurophysiology*, vol.94, pp.928-933, 2005.
- [7] E. Simonotto, M. Riani, C. Seife, M. Roberts, J. Twitty and F. Moss: "Visual perception of stochastic resonance," *Physics Review Letter*, vol.78, pp.1186-1189, 1997.
- [8] F. Zenga, Q. Fub and R. Morsec: "Human hearing enhanced by noise," *Brain Research*, vol.869, pp.251-255, 2000.
- [9] H.R. Dinse, T. Kalisch, P. Ragert, B. Pleger, P. Schwenkreis and M. Tegenthoff: "Improving human haptic performance in normal and impaired human populations through unattended activation-based learning," *ACM Transactions on Applied Perception*, vol.2, no.2, pp.71-88, 2005.
- [10] N.T. Dhruv, J.B. Niemi, J.D. Harry, L.A. Lipsitz and J.J. Collins: "Enhancing tactile sensation in older adults with electrical noise stimulation," *Neuroreport*, vol.13, no.5, pp.597-600, 2002.
- [11] N. Harada and M.J. Griffin: "Factors influencing vibration sense thresholds used to assess occupational exposures to hand transmitted vibration," *British Journal of Industrial Medicine*, vol.48, pp.185-192, 1991.
- [12] G.A. Gescheider, S.J. Bolanowski, J.V. Pope and R.T. Verrillo: "A four-channel analysis of the tactile sensitivity of the fingertip: frequency selectivity, spatial summation, and temporal summation," *Somatosensory & Motor Research*, vol.19, no.2, pp.114-124, 2002.
- [13] J.J. Collins, T.T. Imhoff and P. Grigg: "Noise-enhanced tactile sensation," *Nature*, vol.383, p.770, 1996.
- [14] J.J. Collins, T.T. Imhoff and P. Grigg: "Noise-mediated enhancements and decrements in human tactile sensation," *Physical Review E*, vol.56, no.1, pp.923-926, 1997.
- [15] A. Priplata, J. Niemi, M. Salen, J. Harry, L. Lipsitz and J. Collins: "Noise-enhanced human balance control," *Physical Review Letter*, vol.89, pp.238101-1-238101-4, 2002.
- [16] S.E. Ross, B.L. Arnold, J.T. Blackburn, C.N. Brown and K.M. Guskiewicz: "Enhanced balance associated with coordination training with stochastic resonance stimulation in subjects with functional ankle instability: an experimental trial," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol.4, no.1, 2007.
- [17] Y. Kurita, M. Shinohara and J. Ueda: "Wearable Sensorimotor Enhancer for Fingertip based on stochastic resonance effect," *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, vol.43, no.3, pp.333-337, 2013.
- [18] J.J. Collins, C.C. Chow and T.T. Imhoff: "Stochastic resonance without tuning," *Nature*, vol.376, pp.236-238, 1995.
- [19] 前野隆司, 小林一三, 山崎信寿: "ヒト指腹部構造と触覚受容器位置の力学的関係", *日本機械学会論文集, C編*, vol.63, pp.881-888, 1997.
- [20] 前野隆司: "ヒト指腹部と触覚受容器の構造と機能", *日本ロボット学会誌*, vol.18, no.6, pp.772-775, 2000.
- [21] R. Fitzhugh: "Impulses and physiological states in theoretical models of nerve membrane," *Biophysical Journal*, vol.1, pp.445-466, 1961.



末田大和 (Yamato Sueda)

2012年広島大学工学部第二類卒業, 2014年3月同大学大学院工学研究科博士前期課程修了。確率共鳴に関する研究に従事。



澤田紘幸 (Hiroyuki Sawada)

2005年広島大学医学部医学科卒業, 日本外科学会専門医, 日本大腸肛門病学会会員, 日本内視鏡外科学会会員。広島大学大学院医歯薬保健学研究院消化器・移植外科学大学院生。



大段秀樹 (Hideki Ohdan)

1997年広島大学大学院医学系研究科博士後期課程修了。医学博士。広島大学医学部附属病院医員, 同助手, 同講師を経て, 2008年広島大学大学院医歯薬学総合研究科教授, 2012年より同大学院医歯薬保健学研究院教授。日本外科学会(指導医), 日本消化器外科学会(専門医), 日本移植学会(理事), International Transplant Society, Transplant International/ESOTなどの会員。

international Transplant Society, Transplant International/ESOTなどの会員。



辻 敏夫 (Toshio Tsuji)

1985年広島大学大学院工学研究科博士課程前期修了。同年広島大学工学部助手。1994年同助教授を経て, 2002年より同大学大学院工学研究科教授。工学博士。人間とロボットの運動制御, ニューラルネット, マン・マシンシステムなどの研究に従事。IEEE, 日本人間工学会, バイオメカニズム学会, 日本機械学会などの会員。

学会などの会員。



服部 稔 (Minoru Hattori)

2009年広島大学大学院総合科学研究科博士課程修了。博士(学術)。広島大学大学院医歯薬保健学研究院特任助教。日本心理学会, 日本生理心理学会, 日本医学教育学会などの会員。



恵木浩之 (Hiroyuki Egi)

2003年広島大学大学院医学系研究科博士課程修了。医学博士。広島大学大学院医歯薬学総合研究科助手, 県立広島病院外科医長, 同外科部長を経て, 2012年より広島大学大学院医歯薬保健学研究院消化器・移植外科学特任講師。日本外科学会(専門医・指導医), 日本消化器外科学会(専門医・指導医), 日本大腸肛門病学会(専門医・指導医), 日本内視鏡外科学会(技術認定医・評議員), EAES, SMITなどの会員。



上田 淳 (Jun Ueda)

1996年京都大学大学院工学研究科機械工学専攻博士前期課程修了。1996~2000年三菱電機株式会社先端技術総合研究所勤務。2002年京都大学大学院工学研究科機械工学専攻博士後期課程修了。同年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科助手。2005年マサチューセッツ工科大学各員研究員。2008年よりジョージア工科大学機械工学科助教授。2004年ファナック FA ロボット財団論文賞 特別賞受賞。2009年 IEEE Early Academic Career Award in Robotics and Automation 受賞。



栗田雄一 (Yuichi Kurita)

2004年12月奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科博士後期課程修了。博士(工学)。2005年広島大学大学院工学研究科特任教員。2007年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科助教。2010年ジョージア工科大学客員研究員を経て, 2011年より広島大学大学院工学研究院准教授。同年より科学技術振興機構さきがけ研究員を兼任。IEEE, 日本機械学会, 計測自動制御学会, VR学会などの会員。(日本ロボット学会正会員)