

触覚コンタクトレンズ効果の周波数領域解析

菊植 亮, 佐野 明人, 望山 洋, 武居 直行, 藤本 英雄 (名古屋工業大学)

A Frequency Domain Analysis of the Effect of the Tactile Contact Lens

*Ryo Kikuuwe, Akihito Sano, Hiromi Mochiyama, Naoyuki Takesue,
and Hideo Fujimoto (Nagoya Institute of Technology)

Abstract— The tactile contact lens (TCL) is a flexible sheet having numerous pins arranged on one side of the sheet. Rubbing an object surface with a TCL, one can clearly perceive small deflections on the surface. This paper presents a frequency domain analysis that suggests two causes of this effect. One cause is a lever-like behavior of the pins, which generates tangential displacement on the skin surface. The second cause is the spatial aliasing effect resulted from the discrete contact, by which the temporal change of surface displacement is efficiently transduced into the temporal change of strain.

Key Words: Tactile Contact Lens, Frequency Domain Analysis, Theory of Elasticity, Aliasing

1. はじめに

触覚コンタクトレンズ (Tactile Contact Lens, TCL) [1] は, 可撓性のあるシート (底板) と, その一方の面に並んだ無数のピンから構成される器具である (Fig. 1(a)). これを手指の皮膚に装着して物体の表面をなぞると, その表面状の微小な凹凸を鋭敏に知覚することができる (Fig. 1(b)).

著者らは既報 [2] において, TCL 使用時と TCL 不使用時 (素手の時) のそれぞれの場合における, 対象表面形状と皮膚内部の剪断歪との関係を示した. その中では, 皮膚は 2 次元の半無限板, TCL のピン太さは 0 としてモデル化がなされており, 離散接触時 (TCL 使用時) と連続接触時 (TCL 不使用時) とを比較できる明示的な表現は得られていなかった. 本稿では, 皮膚は 3 次元の半無限体, TCL のピン太さは有限であるモデルを用い, 対象表面形状と歪テンソルとを関係付ける空間周波数応答関数を導く. これによって, TCL 使用時と TCL 不使用時を直接に比較できる表現が導かれる. さらにその表現により, TCL 効果に 2 つの原因があることが示される.

以下, 第 2 節においては, 対象表面形状と歪テンソルとを関係付ける空間周波数応答関数を導き, それにもとづいて TCL 効果の原因を説明する. 第 3 節ではまとめと今後の展望を述べる.

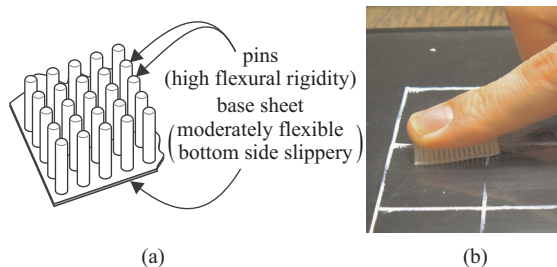


Fig.1 The tactile contact lens. (a) Basic structure.
(b) A prototype being used on an object surface.

2. 周波数領域解析

指が対象表面上で動かされたとき, 対象表面の形状によって, 指の皮膚表面に変位の時空間分布が生じる. これは皮膚内部に歪の時空間分布を生じ, さらにそれは機械受容器によって神経信号に変換される. ここでは, TCL 使用時と TCL 不使用時における対象表面形状と歪の時空間変化との関係を導く.

本稿での議論では, 以下のような仮定を用いる. 皮膚は非圧縮性 (ポアソン比が 0.5) の半無限弾性体とする. 対象表面と TCL, および対象表面と皮膚の間には, 摩擦が存在しない. ただし, TCL と皮膚は常に静止摩擦状態にあり, すべらない. TCL の底板は常に対象表面の形状に沿い, 対象表面からは剥離しない. また, ピンは常に真直ぐであり, 底板に対して垂直に保たれる. TCL は Fig. 2 のようにモデル化する. ピンは半径 R , 長さ A の円柱形であり, $2\pi P$ のピッチで整列している. ただし $R < \pi P$ である. また, 底板の厚さは 0 とする.

以下の議論では, 演算子 \otimes は添え字で示された変数に関する畳み込み積分を表す. また, \mathcal{F}_* は添え字で示された変数に関するフーリエ変換を表す.

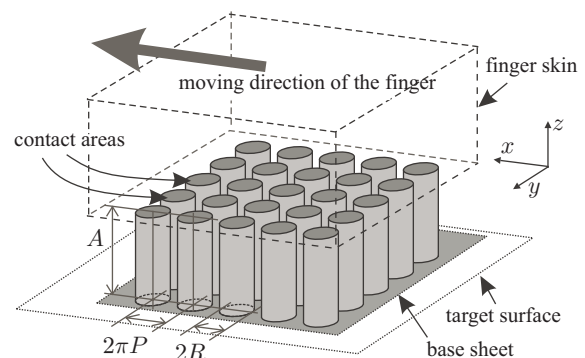


Fig.2 The coordinate system and the model of the TCL.

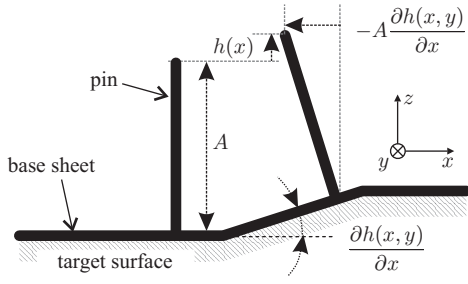


Fig.3 Displacement of a pin-tips caused by surface deflection.

2.1 対象表面形状と皮膚表面変位との関係

まず、対象表面の形状と皮膚表面の変位との関係を導く．座標系は Fig. 2 のように定め、対象表面の形状を $h(x, y)$ と表す．また、位置 (x, y) 、時刻 t における皮膚の表面変位を $u(t, x, y) (\in \mathcal{R}^3)$ と表す．皮膚は固定され、対象面が速度 $(-V, 0, 0)$ で移動しているものとする．

TCL 不使用時には、対象表面の形状がそのまま皮膚表面の法線変位に反映されるので、皮膚表面変位 $u_B(t, x, y)$ は以下のように表せる．

$$u_B(t, x, y) = s_B(x + Vt, y)m_B(x, y) \quad (1)$$

$$s_B(x, y) \triangleq [0, 0, h(x, y)]^T \quad (2)$$

$$m_B(x, y) \triangleq 1 \quad (3)$$

なお、添え字 B は bare hand を意味する．

一方、TCL 使用時には、皮膚表面変位はピン先端部との接触部においてのみ生じると仮定する．法線変位は対象表面の高度 $h(x, y)$ によって決定され、接線変位は、Fig. 3 に示すように、対象表面の傾斜によって決定される．このとき、皮膚表面変位 $u_L(t, x, y)$ は以下のように表せる．

$$u_L(t, x, y) = s_L(x + Vt, y)m_L(x, y) \quad (4)$$

$$s_L(x, y) \triangleq \left[-A \frac{\partial h(x, y)}{\partial x}, -A \frac{\partial h(x, y)}{\partial y}, h(x, y) \right]^T \quad (5)$$

$$m_L(x, y) \triangleq \sum_{\{p, q\} \in \mathcal{Z}^2} r_o(x - 2\pi pP, y - 2\pi qP) \quad (6)$$

ここで、 \mathcal{Z}^2 は整数の対の全集合であり、

$$r_o(x, y) \triangleq \begin{cases} 1, & \text{if } x^2 + y^2 < R^2 \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (7)$$

である．皮膚表面と TCL との接触部は、 $m_L(x, y) = 1$ を満たす点 (x, y) の集合である．なお、添え字 L は lens を意味する．

空間領域での乗算は空間周波数領域での畳み込み積分に対応する．このことに注意しながら、式 (1) および式 (4) の $\{t, x, y\}$ についての 3 次元フーリエ変換を求めると、以下のような表現が得られる．

$$\tilde{u}_*(\omega, \xi, \eta) = \frac{1}{2\pi V} \tilde{s}_* \left(\frac{\omega}{V}, \eta \right) \otimes_{\eta} \tilde{m}_* \left(\xi - \frac{\omega}{V}, \eta \right) \quad (8)$$

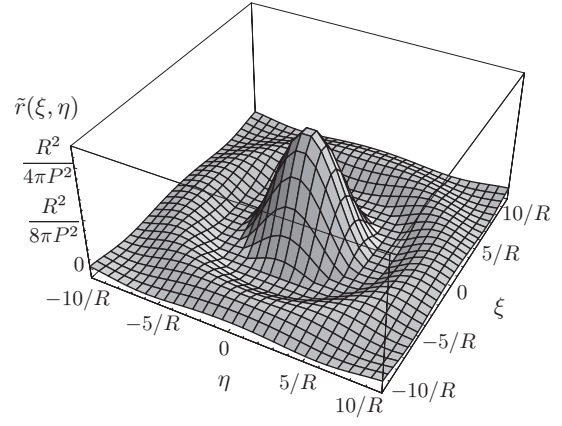


Fig.4 Function $\tilde{r}(\xi, \eta)$.

ただし、 $*$ = B または L である．また、 $s_B(x, y)$ 、 $s_L(x, y)$ 、 $m_B(x, y)$ および $m_L(x, y)$ のフーリエ変換はそれぞれ以下のように表せる．

$$\tilde{s}_B(\xi, \eta) = [0, 0, 1]^T \tilde{h}(\xi, \eta)$$

$$\tilde{s}_L(\xi, \eta) = [-jA\xi, -jA\eta, 1]^T \tilde{h}(\xi, \eta)$$

$$\tilde{m}_B(\xi, \eta) = 4\pi^2 \delta(\xi) \delta(\eta)$$

$$\tilde{m}_L(\xi, \eta) = 4\pi^2 \sum_{\{p, q\} \in \mathcal{Z}^2} \tilde{r} \left(\frac{p}{P}, \frac{q}{P} \right) \delta \left(\xi - \frac{p}{P} \right) \delta \left(\eta - \frac{q}{P} \right)$$

ここで

$$\tilde{r}(\xi, \eta) \triangleq \frac{\mathcal{F}_{xy}[r_o(x, y)](\xi, \eta)}{4\pi^2 P^2} = \frac{RJ_1(R\sqrt{\xi^2 + \eta^2})}{2\pi P^2 \sqrt{\xi^2 + \eta^2}}$$

であり、 $\tilde{h}(\xi, \eta)$ は $h(x, y)$ のフーリエ変換、 $\delta(\cdot)$ はデルタ関数、 $J_1(\cdot)$ は 1 次の第 1 種ベッセル関数である．

したがって、 $\tilde{u}_B(\omega, \xi, \eta)$ および $\tilde{u}_L(\omega, \xi, \eta)$ はそれぞれ以下のように表される．

$$\tilde{u}_B(\omega, \xi, \eta) = [0, 0, 1]^T \tilde{H}(\omega, \xi, \eta) \quad (9)$$

$$\tilde{u}_L(\omega, \xi, \eta) = [-jA\xi, -jA\eta, 1]^T \times \sum_{\{p, q\} \in \mathcal{Z}^2} \tilde{r} \left(\frac{p}{P}, \frac{q}{P} \right) \tilde{H} \left(\omega, \xi - \frac{p}{P}, \eta - \frac{q}{P} \right) \quad (10)$$

ただしここでは以下の式を用いている．

$$\begin{aligned} \tilde{H}(\omega, \xi, \eta) &\triangleq \mathcal{F}_{txy}[h(x + Vt, y)](\omega, \xi, \eta) \\ &= \frac{2\pi}{V} \tilde{h} \left(\frac{\omega}{V}, \eta \right) \delta \left(\xi - \frac{\omega}{V} \right) \end{aligned}$$

式 (10) からは、ピン先での離散接触によって、空間領域でのエイリアシング効果が発生していることを読み取ることができる．すなわち、素手時の皮膚表面の法線変位の空間スペクトル $\tilde{H}(\omega, \xi, \eta)$ が空間周波数領域 ($\xi\eta$ 空間) 内で等間隔 $1/P$ で複製され、それらの総和が TCL 使用時の皮膚表面変位のスペクトル $\tilde{u}_L(\omega, \xi, \eta)$ を構成している．複製されたスペクトル $\tilde{H}(\omega, \xi - p/P, \eta - q/P)$ (p および q は整数) は、係数 $\tilde{r}(p/P, q/P)$ によってスケールされている．関数 $\tilde{r}(\xi, \eta)$ は Fig. 4 のような形状を持つ関数であり、ピン太さ R が大きくなると $\xi = \eta = 0$

において鋭く高いピークを持つようになる。したがって、ピンが細いほど、 $\tilde{u}_L(\omega, \xi, \eta)$ の高空間周波数成分が大きくなる。すなわち、ピンが細いほど空間エイリアシング効果の影響が大きい。

2.2 皮膚表面変位と皮膚内部の歪との関係

次に、皮膚表面変位と皮膚内部の歪との関係を導く。位置 (x, y) における単位面積あたり表面力と表面変位をそれぞれ $\mathbf{f}_o(x, y)$ および $\mathbf{u}_o(x, y) (\in \mathcal{R}^3)$ とする。また、位置 (x, y) 、深さ Z における歪を $\varepsilon_o(x, y) \triangleq [\varepsilon_{xx}, \varepsilon_{yy}, \varepsilon_{zz}, \varepsilon_{xy}, \varepsilon_{yz}, \varepsilon_{zx}]^T (\in \mathcal{R}^6)$ とする（ここで Z は定数とする）。Boussinesq と Cerruti の解 [3] にポアソン比 $\nu = 1/2$ を代入すると、 $\mathbf{u}_o(x, y)$ 、 $\mathbf{f}_o(x, y)$ 、および $\varepsilon_o(x, y)$ の間の関係は以下のように与えられる。

$$\mathbf{u}_o(x, y) = \mathbf{K}_{uf}(x, y) \otimes_{xy} \mathbf{f}_o(x, y) \quad (11)$$

$$\varepsilon_o(x, y) = \mathbf{K}_{\varepsilon f}(x, y) \otimes_{xy} \mathbf{f}_o(x, y) \quad (12)$$

$$\mathbf{K}_{uf}(x, y) \triangleq \frac{3}{4\pi E(x^2 + y^2)^{3/2}} \times \begin{bmatrix} 2x^2 + y^2 & xy & 0 \\ xy & x^2 + 2y^2 & 0 \\ 0 & 0 & x^2 + y^2 \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{K}_{\varepsilon f}(x, y) \triangleq \frac{3}{4\pi E(x^2 + y^2 + Z^2)^{5/2}} \times \begin{bmatrix} -2x^2 + y^2 + Z^2 \\ x^2 - 2y^2 + Z^2 \\ x^2 + y^2 - 2Z^2 \\ -6xy \\ -6Zy \\ -6Zx \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ Z \end{bmatrix}^T$$

上式をフーリエ変換すると、以下の形の式が得られる。

$$\tilde{\mathbf{u}}_o(\xi, \eta) = \tilde{\mathbf{K}}_{uf}(\xi, \eta) \tilde{\mathbf{f}}_o(\xi, \eta) \quad (13)$$

$$\tilde{\varepsilon}_o(\xi, \eta) = \tilde{\mathbf{K}}_{\varepsilon f}(\xi, \eta) \tilde{\mathbf{f}}_o(\xi, \eta) \quad (14)$$

ここでもチルダ (\sim) は対応する関数のフーリエ変換を表す。さらにこれらを用いると、以下のようになる。

$$\tilde{\varepsilon}_o(\xi, \eta) = \tilde{\mathbf{G}}(\xi, \eta) \tilde{\mathbf{u}}_o(\xi, \eta) \quad (15)$$

$$\tilde{\mathbf{G}}(\xi, \eta) \triangleq \tilde{\mathbf{K}}_{\varepsilon f}(\xi, \eta) \tilde{\mathbf{K}}_{uf}(\xi, \eta)^{-1}$$

$$= \frac{e^{-Z\rho}}{\rho} \begin{bmatrix} -j\xi(Z\xi^2 - \rho) & -jZ\xi^2\eta & Z\rho\xi^2 \\ -jZ\xi\eta^2 & -j\eta(Z\eta^2 - \rho) & Z\rho\eta^2 \\ -j\rho\xi(1 - Z\rho) & -j\rho\eta(1 - Z\rho) & -Z\rho^3 \\ -\xi\eta(1 - 2Z\rho) & -\xi^2 - 2\eta^2(1 - Z\rho) & 2jZ\rho^2\eta \\ -\eta^2 - 2\xi^2(1 - Z\rho) & -\xi\eta(1 - 2Z\rho) & 2jZ\rho^2\xi \\ -j\eta(2Z\xi^2 - \rho) & -j\xi(2Z\eta^2 - \rho) & 2Z\rho\xi\eta \end{bmatrix}$$

ただしここで、 $\rho = \sqrt{\xi^2 + \eta^2}$ である。

2.3 対象表面形状と皮膚内部の歪との関係

2.1 および 2.2 の導出結果を用いると、対象表面形状と皮膚内部の歪との関係が求められる。式 (15) より、

$$\tilde{\varepsilon}_*(\omega, \xi, \eta) = \tilde{\mathbf{G}}(\xi, \eta) \tilde{\mathbf{u}}_*(\omega, \xi, \eta) \quad (16)$$

(ただし $*$ = B または L) が得られる。ただし $\tilde{\varepsilon}_*(\omega, \xi, \eta)$ は歪の時空間分布 $\varepsilon_*(t, x, y)$ のフーリエ変換である。ここに式 (9) および式 (10) を代入して整理すると、以下のような式が得られる。

$$\mathcal{F}_{\xi\eta}^{-1} [\tilde{\varepsilon}_B(\omega, \xi, \eta)](x, y) = \mathcal{F}_{\xi\eta}^{-1} [\tilde{\mathbf{g}}(\xi, \eta) \tilde{H}(\omega, \xi, \eta)](x, y)$$

$$\mathcal{F}_{\xi\eta}^{-1} [\tilde{\varepsilon}_L(\omega, \xi, \eta)](x, y) = \mathcal{F}_{\xi\eta}^{-1} [\tilde{\mathbf{k}}_L(x, y, \xi, \eta) \tilde{H}(\omega, \xi, \eta)](x, y)$$

ただしここで、

$$\tilde{\mathbf{k}}_L(x, y, \xi, \eta) \triangleq \sum_{\{p, q\} \in \mathcal{Z}^2} e^{j(\frac{p}{P}x + \frac{q}{P}y)} \tilde{r}\left(\frac{p}{P}, \frac{q}{P}\right) \times \left(\frac{A}{Z} \tilde{c}\left(\xi + \frac{p}{P}, \eta + \frac{q}{P}\right) + 1\right) \tilde{\mathbf{g}}\left(\xi + \frac{p}{P}, \eta + \frac{q}{P}\right) \tilde{c}(\xi, \eta) \triangleq 1 - Z\rho$$

であり、 $\tilde{\mathbf{g}}(\xi, \eta)$ は $\tilde{\mathbf{G}}(\xi, \eta)$ の第 3 列ベクトルである。 $\tilde{\mathbf{g}}(\xi, \eta)$ は表面の法線変位から歪テンソルへの空間周波数応答関数である。なお、上式の導出には、 $\tilde{\mathbf{G}}(\xi, \eta)$ の定義から導くことができる以下の恒等式を用いた。

$$\tilde{\mathbf{G}}(\xi, \eta) \begin{bmatrix} -j\xi \\ -j\eta \\ 0 \end{bmatrix} = \frac{\tilde{c}(\xi, \eta)}{Z} \tilde{\mathbf{G}}(\xi, \eta) \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (17)$$

空間周波数領域で $j\xi$ ($j\eta$) をかけることは空間領域で x (y) について微分することと等価である。式 (17) の恒等式においてこのことに注意すれば、ある関数を法線変位として与えた場合 (右辺) に得られる歪テンソルは、その関数の傾き (すなわち x 微分と y 微分) を接線変位として与えた場合 (左辺) に得られる歪テンソルを、スカラー倍したものに等しいということが分かる。

$\tilde{\mathbf{g}}(\xi, \eta)$ および $\tilde{\mathbf{k}}_L(x, y, \xi, \eta)$ は、TCL 不使用時と使用時それぞれの場合における、対象表面形状 $\tilde{H}(\omega, \xi, \eta)$ から皮膚内部の歪 $\tilde{\varepsilon}(\omega, \xi, \eta)$ への周波数応答関数であると解釈できる。したがって TCL の効果は、 $\tilde{\mathbf{g}}(\xi, \eta)$ と $\tilde{\mathbf{k}}_L(x, y, \xi, \eta)$ との比較により推測することができる。

2.4 TCL 効果の原因

ここでは $\tilde{\mathbf{g}}(\xi, \eta)$ と $\tilde{\mathbf{k}}_L(x, y, \xi, \eta)$ とを比較し、TCL 効果の原因を説明する。まず、 $\tilde{\mathbf{k}}_L(x, y, \xi, \eta)$ を以下のように 2 つの項に分解する。

$$\tilde{\mathbf{k}}_L(x, y, \xi, \eta) = \tilde{a}_L(\xi, \eta) \tilde{\mathbf{g}}(\xi, \eta) + \tilde{b}_L(x, y, \xi, \eta) \quad (18)$$

ただし、 $\tilde{a}_L(\xi, \eta)$ および $\tilde{b}_L(x, y, \xi, \eta)$ は以下のように定義される。

$$\tilde{a}_L(\xi, \eta) \triangleq \tilde{r}(0, 0) \left(\frac{A}{Z} \tilde{c}(\xi, \eta) + 1\right) \quad (19)$$

$$\tilde{b}_L(x, y, \xi, \eta) \triangleq \sum_{\{p, q\} \in \mathcal{Z}^2 \setminus \{0, 0\}} e^{j(\frac{p}{P}x + \frac{q}{P}y)} \tilde{r}\left(\frac{p}{P}, \frac{q}{P}\right) \times \left(\tilde{\mathbf{g}}\left(\xi + \frac{p}{P}, \eta + \frac{q}{P}\right) + \frac{A}{Z} \tilde{c}\left(\xi + \frac{p}{P}, \eta + \frac{q}{P}\right) \tilde{\mathbf{g}}\left(\xi + \frac{p}{P}, \eta + \frac{q}{P}\right)\right) \quad (20)$$

式 (18) の第 1 項 $\tilde{a}_L(\xi, \eta) \tilde{\mathbf{g}}(\xi, \eta)$ は、対象表面形状によって生じる歪テンソルを、素手の場合に比べてスカラー倍 ($\tilde{a}_L(\xi, \eta)$ 倍) に拡大する効果を表している。式 (19) において、 $\tilde{r}(0, 0) = R^2 / (4\pi P^2)$ であり、これは接触面積が皮膚の総面積に占める割合に等しい。括弧内の 1 は法線変位の寄与を示すものである。一方、 $A\tilde{c}(\xi, \eta)/Z$ は接線変位の寄与を式 (17) によって変形してできた項である。通常 A (ピン長さ) は Z (機械受容器の深さ)

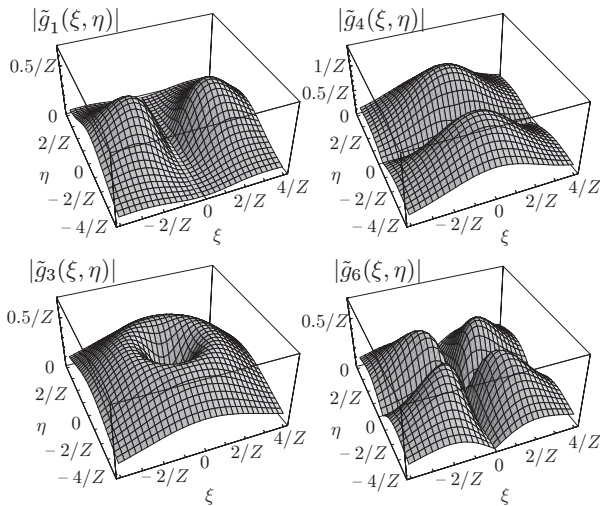


Fig.5 Plots of the functions $|\tilde{g}_i(\xi, \eta)|$, $i = 1, 3, 4$, and 6 .

よりも十分に大きいので、接線変位の寄与は法線方向の寄与よりも大きくなる。すなわち、対象表面の局所的な傾きを皮膚表面の接線変位に変換するピンの効果 (Fig. 3) が、式 (18) の第 1 項において支配的な役割を果たしていることになる。

近年開発中の触覚提示装置は、皮膚表面に法線方向の力と変位を加えるタイプが多い [4, 5]。これに対して、接線方向の力と変位を与えるタイプの触覚提示装置もいくつか存在する [6, 7]。式 (17) の関係は、接線方向タイプの触覚提示装置でも、法線方向タイプの触覚提示装置と同等の触覚を生成する能力があることを示唆している。物体表面をなぞる動作において、法線方向の動きの感覚を接線方向の力によって代行することが可能であるということは、力覚提示の分野では知られている [8]。式 (17) は、これと同様の手法が触覚提示においても可能であることを示すものである。

式 (18) の第 2 項 $\tilde{b}_L(x, y, \xi, \eta)$ は、空間エイリアシング効果によって生じた項である。式 (20) を注意深く観察すると、この項もまた、歪を増幅する効果を持つことが分かる。 $\tilde{g}(\xi, \eta)$ の成分を $\tilde{g}_i(\xi, \eta)$ ($i = 1, \dots, 6$) で表す。 $|\tilde{g}_i(\xi, \eta)|$ のグラフを Fig. 5 に示す。これらの図に示されているように、 $\tilde{g}(\xi, \eta)$ のすべての成分は空間バンドパスフィルタ特性を持つ。したがって、低空間周波数領域 (たとえば $\sqrt{\xi^2 + \eta^2} < 1/Z$) では、式 (20) 中の $\tilde{g}_i(\xi + p/P, \eta + q/P)$ と $\tilde{c}(\xi + p/P, \eta + q/P)\tilde{g}_i(\xi + p/P, \eta + q/P)$ は $\tilde{g}_i(\xi, \eta)$ に比べて大きいゲインを持つ。式 (20) 中で $\tilde{c}(\xi + p/P, \eta + q/P)\tilde{g}_i(\xi + p/P, \eta + q/P)$ にかかる係数 A/Z も、ゲインを大きくする役割を持つ。したがって、全体として、 $\tilde{b}_L(x, y, \xi, \eta)$ のゲインは $\tilde{g}(\xi, \eta)$ と比べて大きくなりうる。

人間の指には指紋が存在するので、これによっても空間エイリアシング効果は発生すると考えられる。すなわち、皮膚表面変位の時間変化の情報を高いゲインで受容器の歪の時間変化の情報へと伝達するために、指紋が重要な役割を果たしている可能性がある。このことはすでに Fearing と Hollerbach によって指摘されており [9]、ゴムのような非圧縮性弾性体でできたロボットの皮膚を開発する際には、考慮すべき点であろう。

要約すると、上記の解析によって TCL 効果の 2 つの原因を示すことができた。一つは、対象表面の傾斜に応じて皮膚表面に接線変位を発生させるピンの効果である。もう一つは、離散接触に起因する空間エイリアシング効果である。この効果では、表面変位の空間スペクトルが高空間周波数領域にコピーされる。非圧縮性の弾性体 (皮膚) は、表面変位から歪への空間バンドパスフィルタとしての特性を持つので、ある空間周波数帯域にコピーされた表面変位の時間変化の情報は、歪の時間変化へと高ゲインで変換されることになる。

3. おわりに

本稿では、触覚コンタクトレンズ (TCL) の力学的効果の周波数領域表現を導き、この効果の 2 つの原因を示した。ピンによって皮膚表面に接線方向の変位が加えられる効果と、離散接触によって生じる空間エイリアシング効果である。これらの知見は、人間の触覚のしくみに対する理解と、触覚センサおよび触覚提示装置の設計指針に役立つことが期待できる。

本稿での解析は、TCL のピンが剛体であり、対象表面との間に摩擦が働かないという理想的な仮定にもとづいたものであった。今後の課題として、TCL の材料定数やピン先の形状を考慮に入れた解析法を確立する必要がある。これらは、実用性のある TCL の設計指針を得るために必要である。

なお、この研究はトヨタ自動車株式会社の補助を受けて行われている。ここに記して感謝する。

参考文献

- [1] 佐野, 望山, 武居, 菊植, 恒川, 藤本: “触覚コンタクトレンズ (基本コンセプト)”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'04 講演論文集, 1A1-H-10, 2004.
- [2] 望山, 佐野, 武居, 菊植, 鈴木, 藤本: “触覚コンタクトレンズ (弾性論による解釈)”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'04 講演論文集, 1A1-H-32, 2004.
- [3] A. E. H. Love: “A Treatise on the Mathematical Theory of Elasticity”, Dover, 4th edition, 1927.
- [4] G. Moy, U. Singh, E. Tan, and R. S. Fearing: “Human psychophysics for teletaction system design,” *Haptics-e*, The Electronic Journal of Haptics Research, vol.1, No.3, 2000.
- [5] J. M. Lee, C. R. Wagner, S. J. Lederman, and R. D. Howe: “Spatial low pass filter for pin actuated tactile displays,” *Proc. of Symp. on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, pp.57–62, 2003.
- [6] V. Hayward and J. M. Cruz-Hernández: “Tactile display device using distributed lateral skin stretch,” *Proc. of Symp. on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, pp.1309–1314, 2000.
- [7] M. Konyo, K. Akazawa, S. Tadokoro, and T. Takamori: “Tactile feel display for virtual active touch,” *Proc. of the 2003 IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, pp.3744–3750, 2003.
- [8] G. Robles-De-La-Torre and V. Hayward: “Force can overcome object geometry in the perception of shape through active touch,” *Nature*, vol.412, pp.445–448, 2001.
- [9] R. S. Fearing and J. M. Hollerbach: “Basic solid mechanics for tactile sensing,” *International Journal of Robotics Research*, vol.4, No.3, pp.40–54, 1985.