

〔公 開〕

TR-M-0032

電気粘性流体を用いた、平面触覚提示装置の開発

— 実験機のためのシミュレーションと設計 —

北 原 正 慈
Masashi KITAHARA

野 間 春 生
Haruo NOMA

1 9 9 8 . 2 . 2 5

A T R 知能映像通信研究所

電気粘性流体を用いた、平面触覚提示装置の開発 ー実験機のためのシミュレーションと設計ー

(株) ATR知能映像通信研究所 第五研究室

北原正慈 野間春生

第一章 序論

近年話題となっているバーチャルリアリティ（VR）においては、人間に対して刺激を提示する様々なデバイスが必要とされている。視覚に対してはHead Mounted Display (HMD)を用いた立体視、聴覚に対しては音場制御による音源の移動の表現などがあり、多くの研究がなされ成果を上げている。一方、触感覚に関しては、その刺激が圧迫、滑り、振動、さらには温度や痛み等と多岐にわたることから汎用的なデバイスの開発が難しく、また現在製作されている触感覚提示デバイスは、特定の刺激のみを与えるものが多い。さらに装置も大がかりなものになりがちである[1][4][5][8]。こうした中で、本研究では電界を印加する事により剪断抵抗が変化する電気粘性流体（ER流体：Electrorheological Fluids）[2][10]を用いて触感覚提示デバイスを構成することで、従来のものに比べ広範囲の刺激を与えられ、形状の自由度が高い（たとえば手袋状のものができる可能性がある）ものが製作できる可能性を提案する。

ER流体自体は1940年代にすでに見いだされており、当時も様々な応用が考えられた。しかし当時のER流体は耐熱性に乏しく、実用化された応用例はなかった。しかし1980年代になりER流体の耐熱性は大幅に向上し、同一電界強度下における剪断抵抗も大きなものが開発された。このER流体に着目し、電界の分布と液圧を制御することにより、触感覚に対する刺激を作り出そうとするのが、ER流体を用いた平面触感覚提示デバイスである。この装置は5面が剛体、1面が弾性膜の容器中にER流体を満たして内部に複数の電極を配置し、液圧と電極電圧を時系列に制御することで弾性膜表面の形状を制御しようとするもので、圧覚、振動覚の両者に対して刺激を与えることを目指す。また弾性膜表面に進行波を発生させることで、「すべり」の感覚を与えることができるのではないかと考えられている。しかし現時点ではこの提案が実現可能である保証はなく、裏付けのないまま実際の装置を設計するのは現実的ではない。

そこで本研究では、力学モデルを構成して計算機シミュレーションを行い、液圧と印加電圧を制御することにより、弾性膜表面の挙動をどこまで制御することが可能であるか評価することを目標とする。また、結果を評価するための試験機を作るためのパラメータを見積もる。

本報告書の構成を以下に示す。二章ではVR及び触感覚の基本について触れ、触感覚提示デバイスの現状と本研究で提案するデバイスの最終目標について述べる。三章ではER流体の基本的な性質について述べ、ER流体を用いた平面触感覚提示装置の構成、採用した力学モデル、計算機シミュレーションの結果について述べ、考察する。四章では、実験機の製作にあたり必要となる実装面について、簡単に考察を行う。五章は本報告書の結論である。

第二章 VRと触感覚

現在VRにおいては、視覚、聴覚等の提示に関してはある程度の成果が得られており、遊技場やパーソナルコンピュータ等で一部の技術が実用化されている。しかし触感覚の提示については、力を加えたときの反力の提示 (Force Feedback) 技術を除いて、あまり一般的ではない。現在研究、開発されている触感覚提示装置は、提示できる刺激が限られていたり、装置が大がかりであったりし、一般で用いることは困難である。本章では触感覚について簡単に述べ、現在研究、開発されている触感覚提示デバイスについて簡単に述べる。

2.1 触感覚

人間の触感覚には、圧覚、振動覚、痛覚、温度感覚等がある。本報告書では、手の指において、圧覚、振動覚といった皮膚表面の変形、運動に起因して与えられる感覚を扱うものとする。

圧覚刺激は皮膚への加圧による皮膚及び皮下組織の変形が受容細胞を発火させることにより知覚される。また振動覚は、指が弾性体であるため外部振動により内部に弾性振動が発生し、それが受容細胞を発火させるため、知覚されると考えられている[4][7]。振動覚は「すべり」や物体表面の「テクスチャ」の知覚において重要な役割を果たしており、「すべり」や「テクスチャ」は皮膚と物体の摩擦により生じる振動を認識することにより、知覚されると考えられている。

人間の指先の触感覚の、各刺激に対する感度は文献[7]によると、振動覚は200Hzを中心に100Hzから300Hz程度までの振動に対して最も感度が高く、 $2\mu\text{m}$ 程度の振幅であっても知覚できる。一方で、近接した2点に同時に刺激を加えた場合に、2点の刺激を弁別できる最小の間隔は2mm程度である。また、皮膚面に対して平行な方向への「ずれ」の知覚の感度は、数十 μm 程度であり、皮膚面に対して垂直な方向に対する刺激に比べると若干感度が低い。

上に示した各刺激に対する感度をみると、単独のセンサとしての空間的な解像度は低いことが判る。しかしながら人間は、指先を能動的に動かすことにより $50\mu\text{m}$ 程度の間隔の凹凸縞パターンで「ざらざら感」を知覚できる事が示されている[3]。実際、#2000程度の紙ヤスリ (JIS R6001 平均粒子径 $10\mu\text{m}$ 程度) をさわっても、指先を動かすことにより「ざらざら感」を知覚できることや、金属表面仕上げの差 (並仕上げで数十 μm 、上仕上げで数 μm の凹凸) を触ることにより認識する事ができる事からも、皮膚の空間解像度以上の「テクスチャ」を識別する能力があることが判る。この様なことは、先に述べた通り「テクスチャ」を、自発的になぞったときに生じる複雑で微少な振動を、 $2\mu\text{m}$ 程度の振幅でも知覚できる振動覚で捕らえる事により、認識しているために可能となっていると考えられる。この様に、物体に触るという行為における触感覚では、振動覚が極めて重要な働きをしており、圧覚と振動刺激が知覚において重要な情報となっていると考えられる。

圧覚、振動覚に対して、単純な圧迫、振動刺激を与えるだけであれば簡単であり、実際に皮膚を変形、振動させればよい。しかし、「すべり」、「テクスチャ」の提示を行うためには、触った際にその指先に先に述べたような複雑な振動刺激が発生する必要があり、容易ではない。

「すべり」の提示に関しては、実際に皮膚に物体を接触させた上で滑らせる方法と、滑

りによって生じる振動を提示して「すべり」として知覚させる方法が考えられる。後者の場合、表面に進行波の生じている物体を接触させることで、「すべり」を知覚させることができるかと期待できる。

また「テクスチャ」の提示に関してはさらに難しく、前者の方法ではデバイスの皮膚接触面の「テクスチャ」で厳しく制限されてしまう。後者の方法では、「ざらざら感」のようなものであれば、接触面にその形状に応じた振動を発生させることにより可能であると考えられ、「ゴムの滑りにくさ」「粘膜のぬらぬら感」といった刺激も、複雑な振動刺激を提示できる高解像度のデバイスを利用することにより提示できることが期待される。

2.2 触感覚提示の現状

現在、様々な触感覚提示デバイスが開発されており、小型のエアシリンダを用いて、指に接触させたステージを移動させる手法や[1]、二次元マトリクス状にピンを配置し、それを独立に上下させて刺激を与える手法[8]、弾性体の表面弾性波を利用して「すべり」やテクスチャを提示しようとする研究[4][5]などがある。

いずれのデバイスも装置が大型であったり、刺激を提示できる面積に限りがあったり、提示できる刺激が限られたりといった問題を抱えている。

2.2.1 3軸移動ステージ機構を備えた触覚ディスプレイ[1]

x,y,zの直行する3軸があり、x,y平面と平行にステージを設け、x,y軸方向の移動により、任意方向の「すべり」を提示、z軸方向の移動により圧覚刺激を提示するものである。

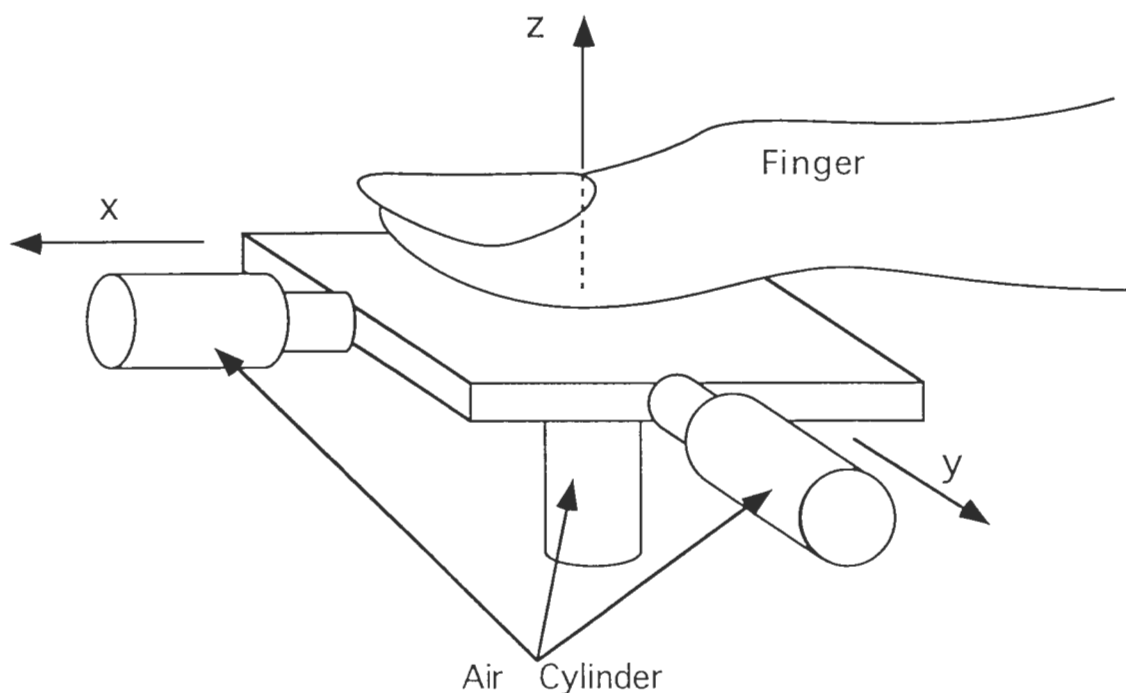


図2.1 3軸移動ステージ機構を備えた触覚ディスプレイ

この方式では、指先のみには刺激を提示する場合には比較的小型な装置で圧覚、振動覚の両方に対する刺激を加えることが可能であるが、大きな「すべり」を提示する事はできない。また刺激を提示する面の形状が固定されているため、「テクスチャ」の表現にはむか

ず、また刺激を広範囲の皮膚に対して提示する用途には向かない。

2.2.2 二次元ピンマトリクス型触覚ディスプレイ[8]

これはもともと、盲人用点字ディスプレイとして考えられたものである。触知ピンと呼ばれる、アクチュエータにより上下させることのできる細いピンを二次元的に配置したもので、触感覚提示用としてはなめらかな面が構成できることから、触知ピンの配置を正方マトリクス状ではなく1/2行づつずらしてチドリ状に配列したものが好まれる。

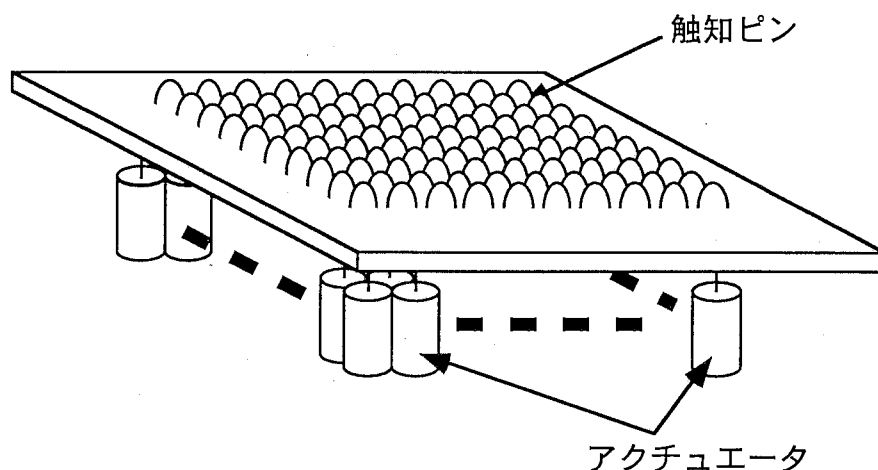


図2.2 二次元ピンマトリクス型触覚ディスプレイ

文献[8]では触知ピンの高さ方向を多段階にしたものが提案されている。この方式では、触知ピンの本数と等しい数のアクチュエータが必要となるためピンの密度に限界があり、指先に装着して自由に動かすといった大きさにするのは難しい。現在、ピン直径2.5mm、ピン本数64本×64本、ピン間隔3mm程度のものが開発されているが、アクチュエータの配置の問題があり、触知ピンの長さが最長で100mmを越えるものとなっている。

2.2.3 レイリー波を用いた触覚ディスプレイ[4][5]

この例は、弾性体表面に表面弾性波を励振する事により、進行波を発生させ「テクスチャ」を提示しようとするものである。弾性体を一方で加振器により励振し、他方では反射が起きないように吸振器で整合をとる。励振周波数、位相を制御することにより、弾性体に生じる表面弾性波を制御することができる。

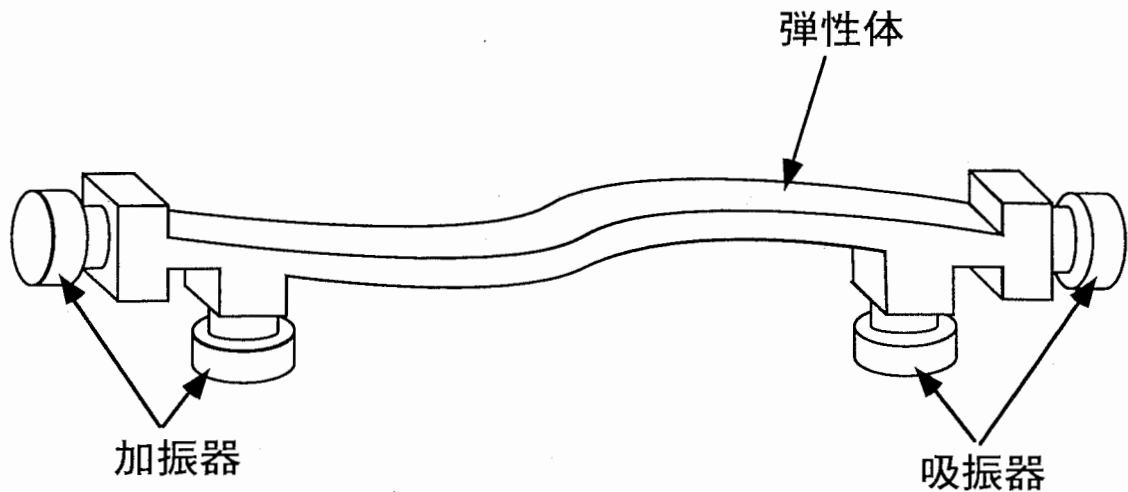


図2.3 レイリー波を用いた触覚ディスプレイ

この方式は、現在のところ研究室の段階をでておらず詳しい性能は判らないが、超音波モータと同様に弾性体の共振現象を利用していることから、小型化した際に指の接触による影響を大きく受けるのではないかと考えられる。

2.3 本研究で提案する触感覚提示デバイスの最終的な目標

2.1節で述べたように、触感覚の提示において重要と考えられるのが圧覚と振動覚である。これらの知覚限界に等しい解像度が得られれば、理想的な触感覚提示デバイスであると言えるだろう。このことから目標とされる性能は、

1. 振幅の解像度が $2\mu m$
2. 部分振動の提示間隔が $2mm$
3. 皮膚接触面に任意のパターンが提示できること
4. Force Display先端に装着できるだけの小型、軽量

とする。現在開発されている触感覚提示デバイスで、この性能を満たすものは存在しない。

本研究ではこの様な性能をみたす触感覚提示デバイスの開発を目指し、次章で示すデバイスを提案し、

1. 基本原理の確認
2. 皮膚接触面上への振動パターンの発生法の確立

を行う。

第三章 電気粘性流体を用いた平面触感覚提示装置

流体の中には、電界をかけることによりその剪断抵抗が変化するものがあり、そのような流体はER流体と呼ばれる。本章ではER流体について簡単に述べる。またER流体を用いた、人体への装着部分が比較的小さく、刺激の提示領域を広くとれ、圧覚及び振動覚の両感覚に対する刺激を提示できる可能性があるデバイスを提案し、実際に実現可能である事を計算機シミュレーションにより検証する。

3.1 ER流体

ER流体とは、電界を印加する事によりその剪断抵抗が変化する流体であり、分散系（粒子系）と均一系（液晶系）の二種類に大別される。分散系のER流体は1940年代に研究が始まっているが、初期のものは絶縁油に水分を含んだ微粒子を分散させたものであったため、高温になると微粒子中の水分が放出されてしまい、電界が剪断抵抗に与える影響が極めて小さくなってしまいうという欠点があった。1980年代に入って、微粒子中に水分を含まない分散系のER流体が開発され、実用化に向けた研究が盛んになった。均一系のER流体は、古くは1890年代からグリセリン、パラフィン油等で電界を印加する事により粘性が変化することは知られており、近年では液晶を中心として大きな粘性変化を示すER流体が開発されている。

分散系、均一系の両ER流体は、電界を印加した時の剪断速度—剪断応力特性の変化が異なり、前者は印加電界に応じて剪断速度—剪断応力特性の切片が変化し（図3.1(a)）、後者は印加電界に応じて傾き（粘度）が変化する（図3.1(b)）。しかし、いずれのER流体も、数 kV/mm 程度の強電界を必要とする点が欠点として挙げられる。

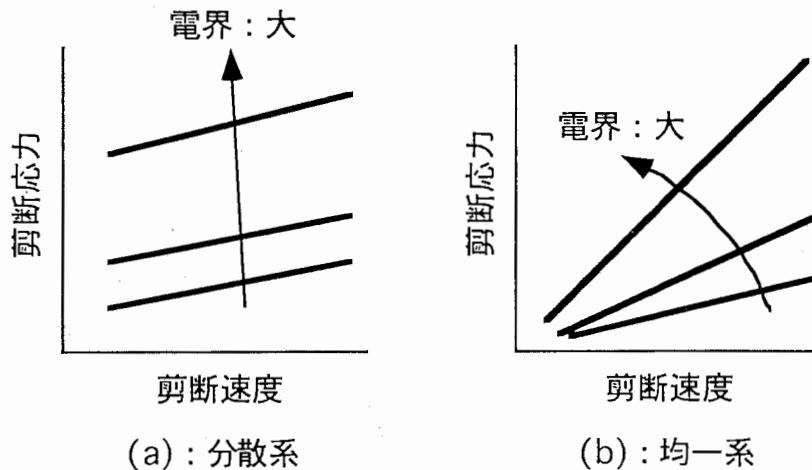


図3.1 ER流体の剪断速度—剪断応力特性

現在ER流体が応用されている対象は、クラッチ、制振装置といったものが多い。しかし、そのどちらもER流体を用いることにより大きなメリットを受けるには至っておらず、広く利用されるには至っていない。

ER流体の特筆すべき特徴は、電界に対して数 ms の高速で応答し、電界の分布を制御することによりその中に空間的に連続に剪断応力が異なる領域を作り出すことができる点にある。この性質を利用することにより、空間的に連続で、外部制御可能なダッシュポット

を構成することができる。これを応用して、平面触感覚提示装置を開発するのが、本テーマの目的である。

3.2 ER流体を用いた平面触感覚提示装置の提案

ER流体の性質を利用し、図3.2のような平面触感覚提示デバイスを考える。ER流体を接地した導電性のゴム薄膜と、格子点状に電極を配置した剛体板の間に挟み、各電極に独立した電圧源により電位を与える。またポンプによりER流体の液圧を変えられるものとする。ゴムの弾性力及び各電極にかかる電位、ER流体の液圧を適当に制御することにより、皮膚接接触面上に様々な変位を発生させられることが期待できる。

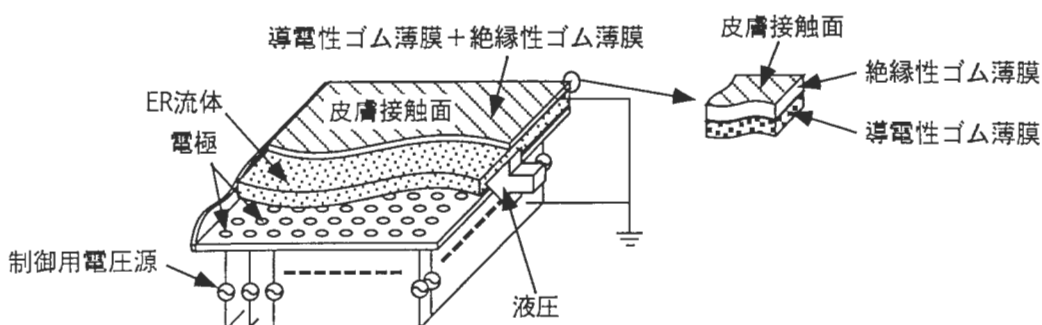


図3.2 ER流体を用いた平面触感覚提示装置

電極に電位を与えることにより、接地された導電性ゴム薄膜との間に電界が生じる。この電界により、電極周辺のER流体は剪断応力が大きくなり、減衰係数が制御可能なダッシュポットが入ったものと考えられる（図3.3）。

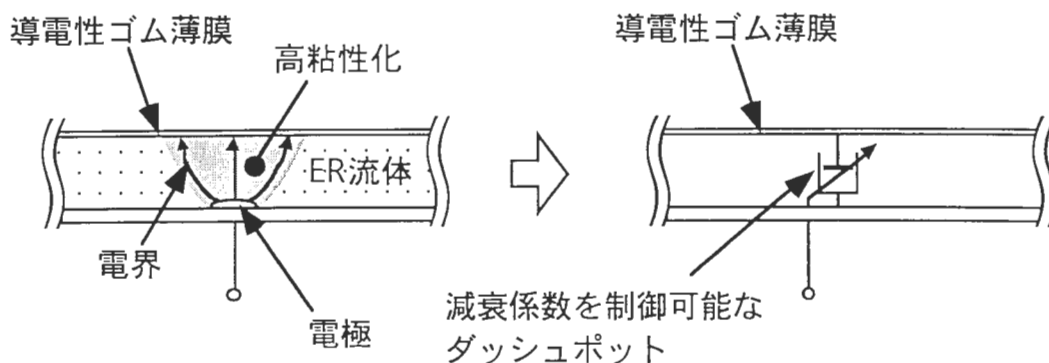


図3.3 ER流体の振る舞い

今回使用するゴム薄膜に関しては、実際に使用する範囲では歪みと応力に線形性が成り立つことから、バネ要素の集合体と考える。バネ要素のバネ係数は、実際にゴム薄膜に力を加えて変位を計測し、薄膜の幅及び長さからバネ要素1つあたりのバネ定数に換算する事により求める。

図3.2の装置の力学モデルをバネ要素、質点、ダッシュポットにより構成する。各電極をダッシュポットさせ、ゴム薄膜をダッシュポットの数と等しい数の質点に置き換え、各質点間をバネ要素で接続すると、図3.4に示す力学モデルが得られる。図3.4では電極を間隔 l で y 方向に M 個、 z 方向に N 個配置したものを考えている。

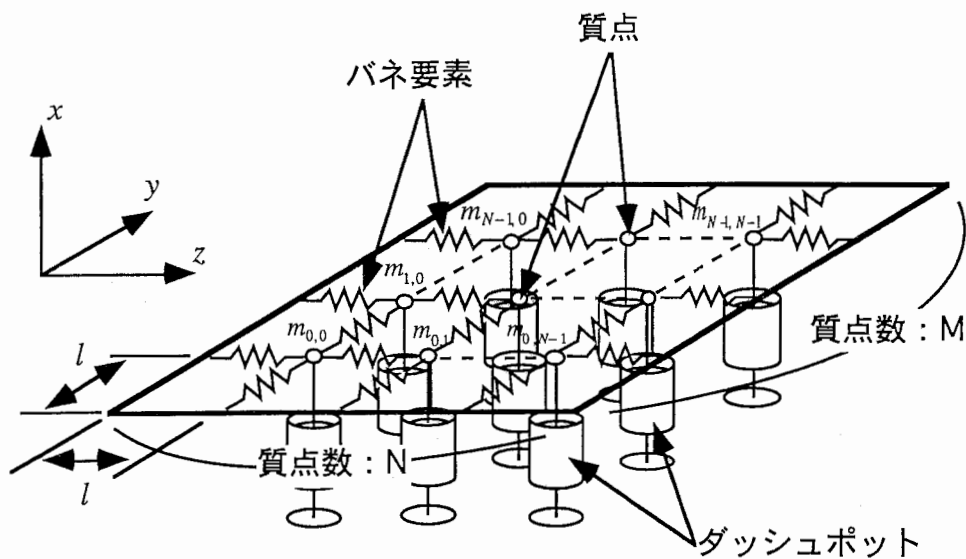


図3.4 平面触覚提示装置の、力学モデル

各質点の自由度は1とし、 x 軸方向のみに変位するものとする（皮膚接触面に対して平行な方向の変位を無視した理由については、3.4.2節で述べる）。モデルの端点は固定端、すなわち図3.4における外枠の部分は変位しないものとする。各質点の質量は $m_{i,j}$ とし、 i は y 軸方向に $i=0, \dots, M-1$ 、 j は z 軸方向に $j=0, \dots, N-1$ とする。

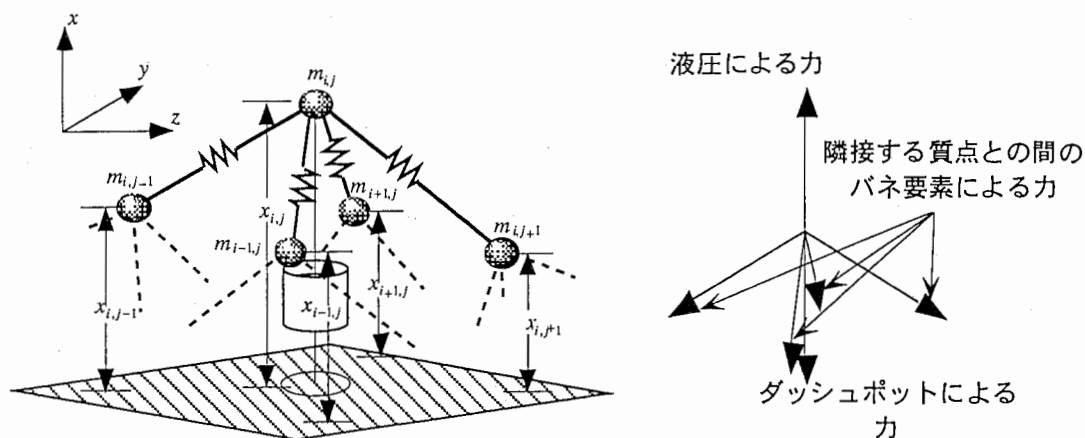


図3.5 質点に働く力

液圧とダッシュポットが質点に加える力は x 軸に平行であるものとする、各質点に働く力は、図3.5に示すようになる。液圧は、モデル上においては各質点にかかる外力 $F(t)$ として扱い、液圧に一質点あたりの面積、すなわち皮膚接触面の面積を質点数で除算したものを乗じて与えられ、各質点に均一に加わるものとする。各質点間のバネ要素のバネ係数をすべて等しく k 、各質点に接続されているダッシュポットの減衰係数を $C(t; i, j)$ とすると、 x 軸方向の変位 $x_{i,j}$ は、式(3.1)の微分方程式で表わされる。

$$\begin{aligned}
& F(t) - m_{i,j} \frac{d^2 x_{i,j}}{dt^2} - k \left(1 - \frac{l_0}{\sqrt{(x_{i,j} - x_{i-1,j})^2 + l^2}} \right) (x_{i,j} - x_{i-1,j}) - k \left(1 - \frac{l_0}{\sqrt{(x_{i,j} - x_{i+1,j})^2 + l^2}} \right) (x_{i,j} - x_{i+1,j}) \\
& - k \left(1 - \frac{l_0}{\sqrt{(x_{i,j} - x_{i,j-1})^2 + l^2}} \right) (x_{i,j} - x_{i,j-1}) - k \left(1 - \frac{l_0}{\sqrt{(x_{i,j} - x_{i,j+1})^2 + l^2}} \right) (x_{i,j} - x_{i,j+1}) - C(t; i, j) \frac{dx_{i,j}}{dt} = 0
\end{aligned} \tag{3.1}$$

ただし $i=0,1,\dots,M-1, j=0,1,\dots,N-1$ であり、 $x_{i,j}=0: i<0, i>M-1, j<0, j>N-1$ 、 l_0 をバネ要素の自然長とする。

この微分方程式は、非線形微分方程式であるため解析的に解を求めることは極めて困難である。そこで計算機を用いた繰り返し計算により各質点の変位 $x_{i,j}$ の時間変化を求めることによりモデルの各質点の挙動を求め、液圧及び各電極の電位を制御した場合に、平面触覚提示装置の皮膚接触面上にどのような変位が現れるかを推定する。

3.3 計算機シミュレーションの準備

3.2で示したモデルを用いて計算機シミュレーションを行い、期待される挙動が実際に得られるか、確認する。式(3.1)の微分方程式を解くアルゴリズムには、4次のルンゲクッタ法を用いた。

質点が二次元的に配置された図3.4のモデルでは、計算量が多くなるためシミュレーションにかなりの時間を必要とする。そこで質点を一次元的に配置したモデルでバネ係数、質点の質量、ダッシュポットの減衰係数等の目安をつけた上で、質点を二次元的に配置した場合の質点の挙動をシミュレーションする。質点を一次元的に配置したモデルは図3.6の様になる。両端は固定端である。

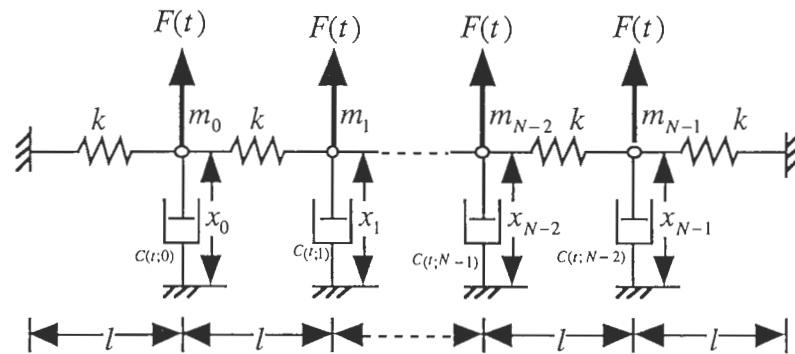


図3.6 質点を一次元配置したモデル

また、このときの微分方程式は、

$$F(t) - m_i \frac{d^2 x_i}{dt^2} - k \left(1 - \frac{l_0}{\sqrt{(x_i - x_{i-1})^2 + l^2}} \right) (x_i - x_{i-1}) - k \left(1 - \frac{l_0}{\sqrt{(x_i - x_{i+1})^2 + l^2}} \right) (x_i - x_{i+1}) - C(t; i) \frac{dx_i}{dt} = 0 \tag{3.2}$$

となる。ただし、 $i=0,1,\dots,N-1$ 、 $x_i=0: i<0, i>N-1$ である。

この力学モデルにおいて、4次のルンゲクッタ法で各質点の挙動を計算するシミュレー

シミュレーションプログラムを作成し、まずは $N=1$ においてシミュレーションを行った。 $N=1$ の場合には、線形に近似することによって l に対して x_i が小さい場合の解析解を求めることができる。これとシミュレーション結果を比較することにより、プログラムが有効に動作しているか確認するとともに、必要な計算刻みを見積もった。

$N=1$ の場合、式(3.2)は、

$$F(t) - m \frac{d^2 x}{dt^2} - 2k \left(1 - \frac{l_0}{\sqrt{x^2 + l^2}} \right) x - C(t) \frac{dx}{dt} = 0 \quad (3.3)$$

となる。式(3.3)は非線形な微分方程式であるため、このままでは解析的に解を求めることはできない。 $x \ll l$ である、すなわち振幅が質点の間隔に比べ十分小さいものであるとすると、

$$F(t) - m \frac{d^2 x}{dt^2} - 2k \left(1 - \frac{l_0}{l} \right) x - C(t) \frac{dx}{dt} = 0 \quad (3.4)$$

とできるから、線形微分方程式となり、解を解析的に求めることができる。ここで液圧は大気圧と等しい時を 0 とし、角周波数 ω の正弦波であるとする。故に液圧により各質点に加わる外力は振幅 F_0 の正弦波となり、またダッシュポットの減衰係数を定数 (C_0) とすると、質点に加わる外力及びダッシュポットの減衰係数は

$$F(t) = F_0 \sin(\omega t) \quad (3.5)$$

$$C(t) = C_0 \quad (3.6)$$

と与えられる。この条件下で解析解とシミュレーションで得られた解を比較し、小振幅域では両者間の誤差が解に比較して二桁ほど小さく、十分小さいと言えることを確認し、作成したシミュレーションプログラムの動作を確認した。

3.4 シミュレーション結果による考察

3.4.1 シミュレーションにおけるパラメータの制限

本節では、駆動圧と印加電圧により、デバイス表面にどのような変位、振動を生じさせることができるか、様々な条件下でシミュレーションを試みる。実際の装置において制御することが可能な量は、液圧及び各電極にかかる電位である。これらはそれぞれ物理モデルにおける質点に加わる外力 $F(t)$ 及びダッシュポットの減衰係数 $C(t; i, j)$ に対応し、物理的な制約から、周波数、振幅等に限界があるが、その範囲内で駆動波形等は任意に選択できる。そこで以下のシミュレーションでは、実験機の開発を念頭においてパラメータを決めた。このパラメータでは2.3節で述べた性能を実現することはできないことも考えられるが、この点に関しては後述する。

液圧は大気圧を基準として与えることとし、その駆動周波数については、人間の振動覚の周波数特性及び刺激順序の弁別特性から[7]から100Hz程度を上限として良いと考えられる。液圧のピーク値については、駆動周波数が100Hz程度までであるなら数百kPa程度まで可能である。各電極に加える電位についてはピーク電位で数kVが限界であるが、この

程度の電位がかけられればER流体は水あめ状にまで高粘性化するので、ダッシュポットの減衰係数 $C(t; i, j)$ のピーク値に関してはほぼ制約がないと考えられるとする。電位の周波数に関しては、ER流体の応答速度が数 ms と高速なため、数百 Hz 程度までは全く問題がないと考えられる。以上をふまえ、シミュレーションにおいて質点に加える外力 $F(t)$ 及び各ダッシュポットの減衰係数 $C(t; i, j)$ を決定する。

そのほかに設計段階で決定してしまう物理モデルのパラメータとして、バネ要素のバネ係数 k 及びバネ要素の自由長 l_0 、質点の質量 $m_{i,j}$ 、電極間隔 l がある。バネ係数 k 及び質点の質量 $m_{i,j}$ に関しては、ゴム薄膜の厚さ、加える添加物等により広範囲に変えることができ、また実装面での議論も必要となるためここでは深く追求しない。バネ要素の自由長 l_0 については、ゴム薄膜の破断伸びが数100%と大きいため、これもほぼ自由であると考えることができる。

ER流体をダッシュポットとして使用した場合の、電界と減衰係数との関係に関しては、この様な使用法に前例がなく、ER流体を製造しているメーカーでも想定していないために不明確である。そのため、ダッシュポットの減衰係数に関しては結果を見ながら決めていく事とする。実際に必要となる電界は実測する必要があるため本報告書内では明言しないが、判っている範囲のER流体の性質から最大数 kV の電極電位を想定するものとする。このため、電極間隔は絶縁を考え、 $1mm$ 程度とする。

3.4.2 電極を一次元的に配置した場合の振動の方向

二次元的に質点を配置したモデルでは計算に時間がかかるため、まず質点を一次元的に配置したモデル(図3.6)の場合、すなわち電極を一次元的に配置した場合について考え、二次元の場合を行うための基礎を固める。まず、質点の変位方向が x 軸方向のみであるという仮定の正当性を確認するため、図3.6の力学モデルにおいて y 軸方向に対しても微分方程式を立て、2自由度で質点の変位をシミュレーションした。条件は3.4.3節のf)に示す面全体が進行波を発生している状態で述べているものである。図3.7は、 $\frac{1}{2}$ 番目の質点の動きをプロットしたものである。(a)は x 軸方向(上下方向)の変位の時間変化をプロットしたものであり、ダッシュポットの減衰係数の変化による大きな変位に液圧による細かい変位が重畳した形となっている。(b)は(a)において指の腹が接触すると考えられる、細かい変位がピークに達した点における質点の変位を追って、その軌跡をプロットしたもので、(a)と同様にシミュレーション開始直後から0.5秒後までの軌跡である。

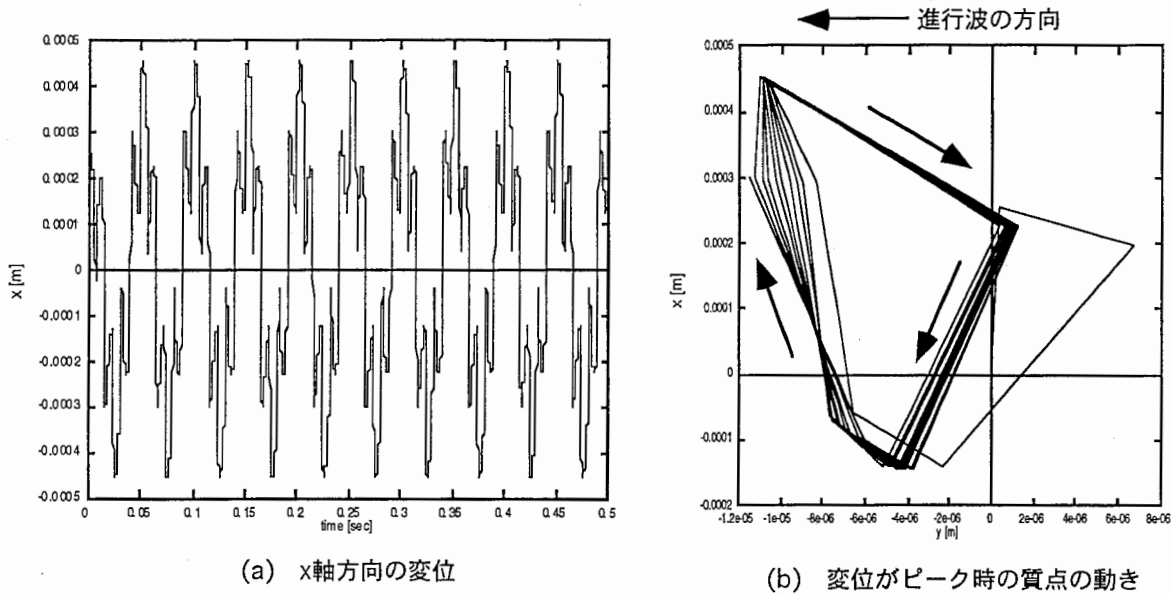


図3.7 2自由度でのシミュレーション結果

その結果、 x 軸方向の上下の変位に比較し y 軸方向の左右の変位が2桁ほど小さな値に留まるとともに、その変位が人間の皮膚の知覚限界以下であることから、以後質点の変位は x 軸方向のみを考えることとする。

3.4.3 種々の振動の発生方法

皮膚接触面に発生させたい変位としては、圧覚刺激を提示するための部分変位、及びその移動、振動覚刺激を提示するための部分振動、及びその移動、「すべり」を提示するための進行波等が挙げられる。以下では、これらが発生させる手法について述べる。

ここでは、液圧は角周波数 ω の正弦波であるとする。このような制約下でシミュレーションを行うのは、実験機の設計を容易にするためである。

a) 部分変位

まずは部分変位が発生させることを考える。配置された質点のうち、特定の質点のみを変位させるためには、その質点に接続されたダッシュポットの減衰係数を、変位させたい方向に液圧による外力がかかったときに小さくすればよいことが、容易に予測できる。質点を50個とし、 $i=23,24,25,26,27$ の質点につながるダッシュポットの減衰係数を、液圧による外力 $F(t) > 0$ つまり大気圧より大きい時のみ $0.002 N_s/m$ と小さくし、そのほかの時、すなわち $F(t) < 0$ の時には $0.2 N_s/m$ とした場合の質点の変位を1ms毎の時系列に並べたものを、図3.8に示す。ただし、 $i \neq 23,24,25,26,27$ の質点につながるダッシュポットの減衰係数は、常に $0.2 N_s/m$ である。

$$\begin{aligned} \omega &= 200\pi [\text{rad/sec}] & k &= 80 [\text{N/m}] \\ F_0 &= 0.01 [\text{N}] & l &= 0.001 [\text{m}] \\ C_L &= 0.02 [\text{Ns/m}] & l_0 &= 0.0005 [\text{m}] \\ C_H &= 0.2 [\text{Ns/m}] \end{aligned}$$

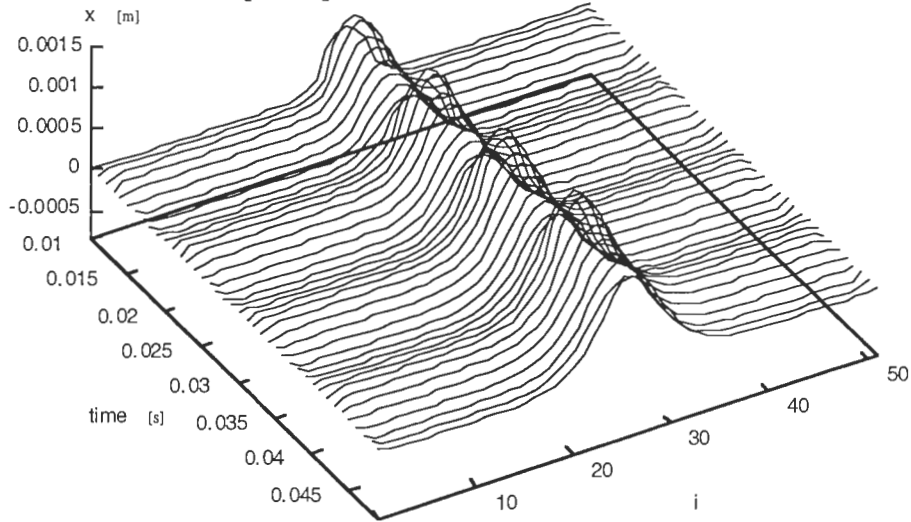


図3.8 部分変位させた場合の時間による変化

図3.8より、質点列の中心付近の質点が x 軸方向に変位していることが判る。時間によりピーク位置が振動しているのは、液圧が正弦波状に変化している影響であると考えられ、その周期は角周波数 ω に対応している。

b) 部分変位の移動

次に、この部分変位を時間により移動させることを考える。外力 $F(t) > 0$ のときに減衰係数を小さくするダッシュポットを時間の経過とともに変えれば、 x 軸方向に変位する質点も移動していきそうであるが、このままでは一度変位した質点が元の位置に戻りにくいいため変位する範囲が広がる。そこで外力 $F(t) < 0$ のときに、元の位置に戻るべき質点につながっているダッシュポットの減衰係数を小さくすることが考えられる。このようにすることで、変位している質点のうち特定の質点に対し、元の位置に戻るような力を与えることができると考えられる。a)と同様に5個の質点を部分変位の範囲として図3.9において左から右へ速度 V_i で移動させる制御を行ったときに、 1ms 毎に各質点の変位をプロットしたものを図3.9に示す。

$$\begin{aligned} \omega &= 200\pi [\text{rad/sec}] & k &= 80 [\text{N/m}] \\ F_0 &= 0.01 [\text{N}] & l &= 0.001 [\text{m}] \\ C_L &= 0.02 [\text{Ns/m}] & l_0 &= 0.0005 [\text{m}] \\ C_H &= 0.2 [\text{Ns/m}] & V_1 &= 200 [1/\text{s}] \end{aligned}$$

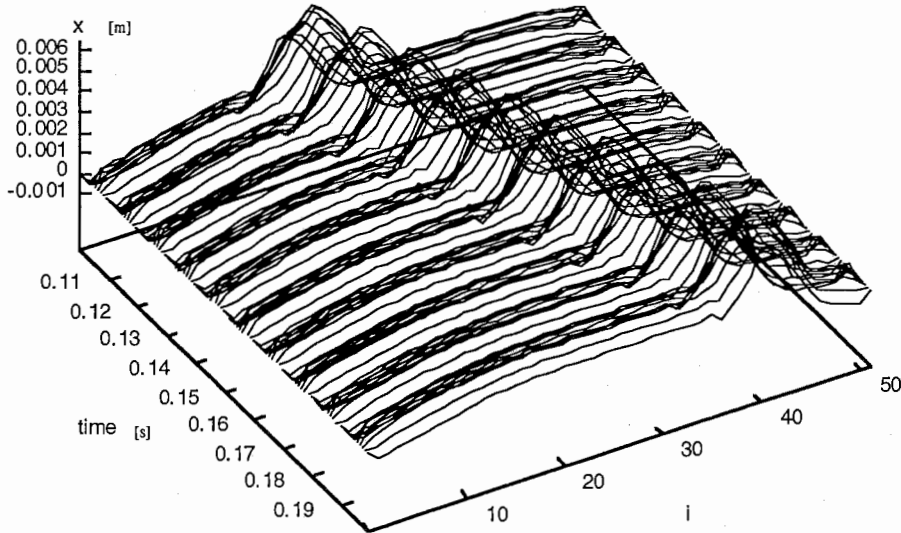


図3.9 部分変位の移動

このとき各ダッシュポットの減衰係数は、

$$C(t; i) = \begin{cases} C_L : (F(t) \geq 0, V_1 \cdot t \leq i < V_1 \cdot t + 5) \text{ or } (F(t) < 0, V_1 \cdot t < i < V_1 \cdot t - 5) \\ C_H : \text{other} \end{cases} \quad (3.7)$$

と与えている。このとき V_1 は、単位時間に部分変位がいくつの質点上を移動するかを与える、移動速度である。

c) 部分振動

同様にして、部分振動も容易に発生できると考えられる。液圧が正弦波状に振動しているのであるから、振動させたい質点に接続されているダッシュポットの減衰係数を、他に比較して小さな値にすればよい。ここでは、減衰係数の大きいところで 0.2 N_m 、小さいところで 0.002 N_m とした。 $i = 23, 24, 25, 26, 27$ の質点に接続されているダッシュポットの減衰係数を小さくした場合の様子を、図3.10に示す。

$$\begin{aligned} \omega &= 200\pi [\text{rad/sec}] & k &= 80 [\text{N/m}] \\ F_0 &= 0.01 [\text{N}] & l &= 0.001 [\text{m}] \\ C_L &= 0.02 [\text{Ns/m}] & l_0 &= 0.0005 [\text{m}] \\ C_H &= 0.2 [\text{Ns/m}] \end{aligned}$$

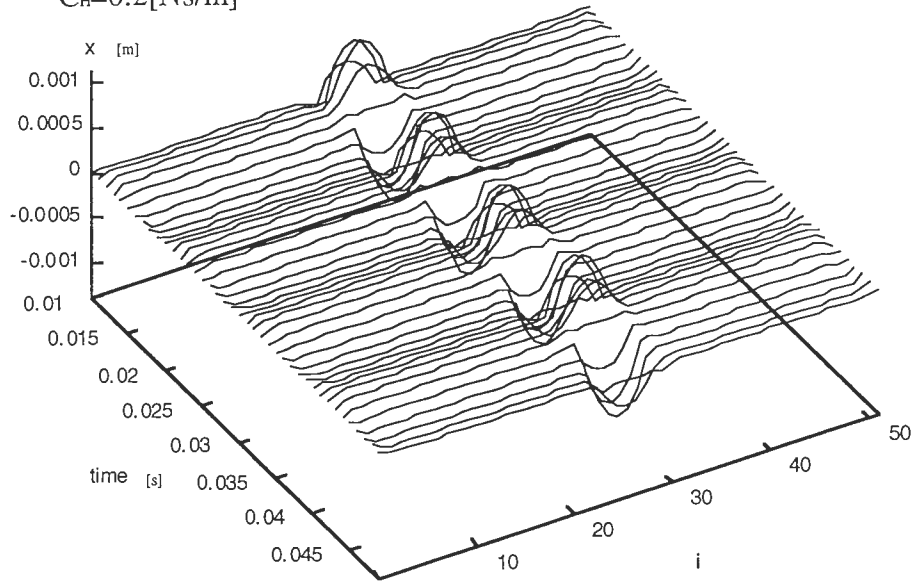


図3.10 部分振動の様子

d) 部分振動の移動

また、部分振動の移動は、減衰係数を小さくするダッシュポットを、時間の経過とともに変えていけばよいと容易に想像できるので、各ダッシュポットの減衰係数を、

$$C(t;i) = \begin{cases} C_L : V_l \cdot t \leq i < V_l \cdot t + 5 \\ C_H : \text{other} \end{cases} \quad (3.8)$$

と与えれば、図3.11の様な部分振動の移動が得られる。

$$\begin{aligned} \omega &= 200\pi [\text{rad/sec}] & k &= 80 [\text{N/m}] \\ F_0 &= 0.01 [\text{N}] & l &= 0.001 [\text{m}] \\ C_L &= 0.02 [\text{Ns/m}] & l_0 &= 0.0005 [\text{m}] \\ C_H &= 0.2 [\text{Ns/m}] & V_i &= 200 [1/\text{s}] \end{aligned}$$

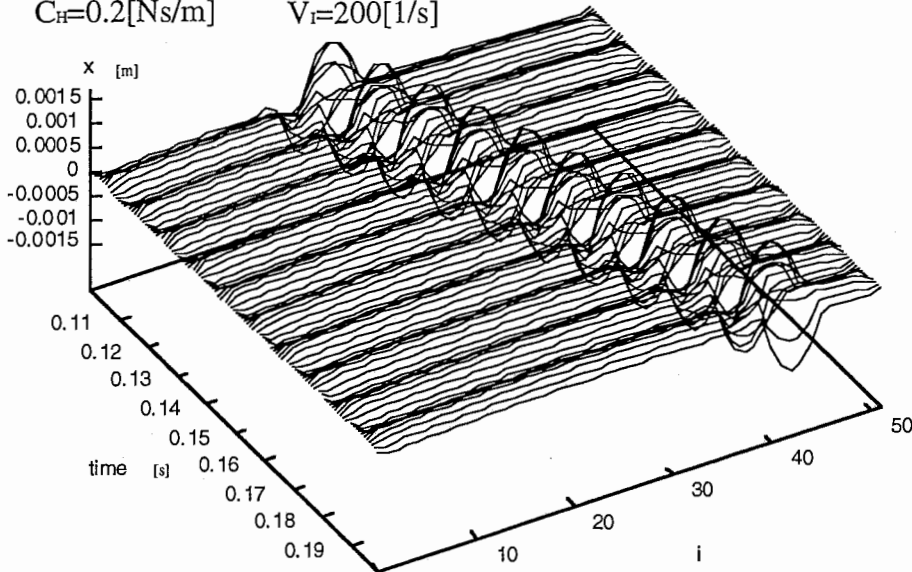


図3.11 部分振動の移動の様子

e) 周期的な全体の変位

次に、皮膚接触面に進行波を発生させることを考える。移動する部分変位を生じさせた方法で、複数の部分変位を生じさせ同じ速度で移動させればできるであろうことが予測できるが、ここでは別の方法を考えてみる。液圧による外力 $F(t)$ が正の時に接続されているダッシュポットの減衰係数が小さくなる質点と、液圧による外力 $F(t)$ が負の時接続されているダッシュポットの減衰係数が小さくなる質点がある間隔で並べば、皮膚接触面上に周期的な変位が現れることが容易に想像できる。そこで各ダッシュポットの減衰係数を、液圧に対して位置に応じて異なる位相差をもった正弦波で与えることを考える。

$$C(t; i) = C_A (1 + \sin(\omega t + \Omega_p(i) + \Omega_F)) + C_0 \quad (3.9)$$

この式で、 $\Omega_p(i)$ は電極の位置 (i) により決まる位相差、 Ω_F は液圧に対する位相差、 C_0 はダッシュポットの減衰係数の振幅、 C_0 は減衰係数の最小値である。ここで、 $\Omega_p(i)$ を電極の位置 i に対して線形に与えたとし、

$$\Omega_p(i) = \Omega_n \frac{i}{N} \quad (3.10)$$

とする。 $\Omega_n = 2\pi n$ によって、 $i = 0, \dots, N-1$ の間に減衰係数の大きい部分と小さい部分が何周期生じるかが決まり、皮膚接触面上に n 周期の周期変位が生じる。液圧に対する位相 Ω_F は $0 \leq \Omega_F < 2\pi$ であり、減衰係数の大きい部分と小さい部分が $i = 0, \dots, N-1$ の間のどの位置になるかを決定する。このようにして計算機シミュレーションを行った結果を、図 3.12 に示す。

$$\begin{aligned} \omega &= 200\pi [\text{rad/sec}] & C_A &= 0.2 [\text{Ns/m}] & k &= 80 [\text{N/m}] \\ F_0 &= 0.01 [\text{N}] & l &= 0.001 [\text{m}] & \Omega_n &= 10\pi [\text{rad}] \\ C_0 &= 0.002 [\text{Ns/m}] & l_0 &= 0.0005 [\text{m}] & \Omega_f &= \pi/2 [\text{rad}] \end{aligned}$$

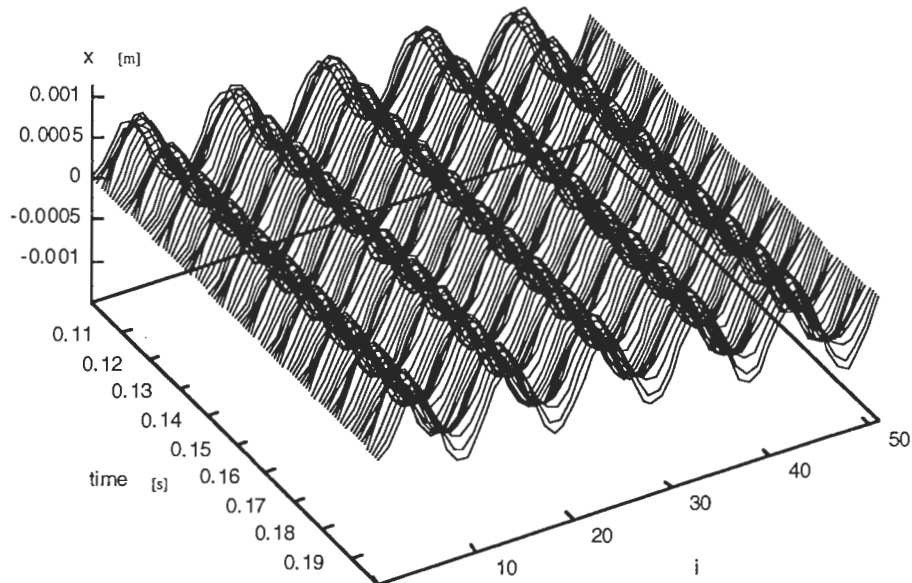


図3.12 減衰係数を液圧と等しい角周波数の正弦波で与えた場合

図3.12では、皮膚接触面に正弦波に似た周期変位が生じているのが判る。液圧とダッシュポットの減衰係数が等しい角周波数で変化しているため、皮膚接触面上の周期変位は定在波となっている。

f) 周期変位の移動

ここで、式(3.9)の ω を ω_c とし、液圧の駆動周波数 ω と異なった角周波数とする事で同期をずらすことにより、時間経過とともに液圧がピークに達するときにダッシュポットの減衰係数が最小となる質点の位置が移動していく。このことから、液圧の駆動周波数 ω とダッシュポットの減衰係数の周波数 ω_c を変えることにより、皮膚接触面に生じた周期変位を時間の経過とともに移動させることができると考えられる。 $\omega_c - \omega = 40\pi [\text{rad/sec}]$ としたときの皮膚接触面の変位の時間変化を図3.13に示す。

$$\begin{aligned}
 \omega &= 200\pi [\text{rad/sec}] & l &= 0.001 [\text{m}] \\
 \omega_c &= 240\pi [\text{rad/sec}] & l_0 &= 0.0005 [\text{m}] \\
 F_0 &= 0.01 [\text{N}] & k &= 80 [\text{N/m}] \\
 C_0 &= 0.002 [\text{Ns/m}] & \Omega_n &= 10\pi [\text{rad}] \\
 C_A &= 0.2 [\text{Ns/m}] & \Omega_F &= \pi/2 [\text{rad}]
 \end{aligned}$$

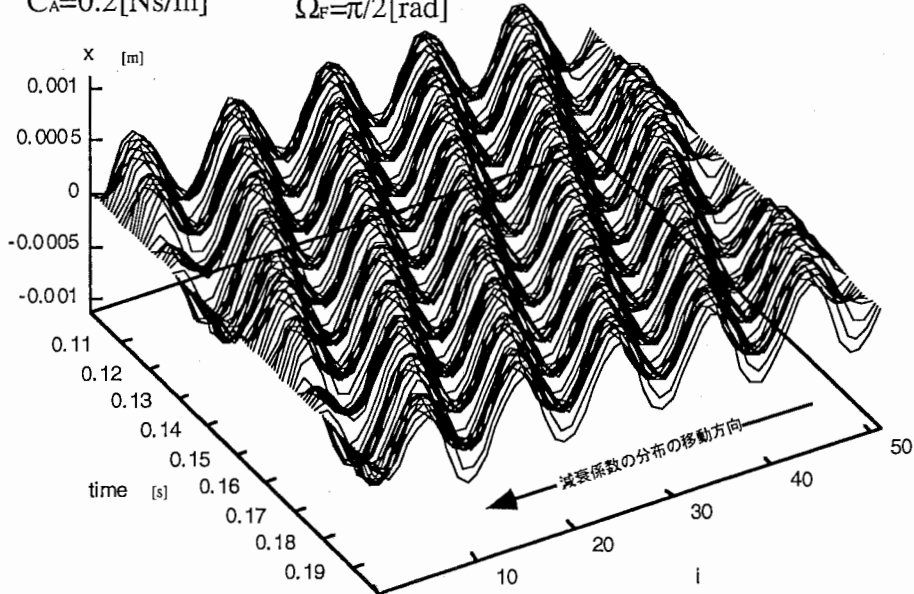


図3.13 減衰係数を液圧に対して非同期の正弦波で与えた場合

このように、液圧の駆動周波数とダッシュポットの減衰係数を、液圧の角周波数と異なる角周波数の正弦波で与えることにより、皮膚接触面に生じた周期変位が時間経過とともに移動する事が判る。この時、ダッシュポットの減衰係数の分布は、向かって左方向へ移動しており、変位の移動方向と一致している。

ここで、皮膚接触面における周期変位の移動速度について考える。液圧が一周期変化するのに要する時間は $2\pi/\omega$ である。このとき各ダッシュポットの減衰係数を与える式(3.9)の正弦波関数の引数は $2\pi\omega_c/\omega$ だけ変化する。これを变形すると、

$$2\pi + \frac{2\pi(\omega_c - \omega)}{\omega} \tag{3.11}$$

となり、周期変位が停止している $\omega_c = \omega$ の場合に比べ、式(3.11)の第二項の分だけ余計に位相が変化する。つまりこの位相差だけ、液圧が一周期変化する間に、液圧がピークに達したときダッシュポットの減衰係数の分布上で減衰係数が最小となる位置が移動すると考え、これを皮膚接触面上の変位のピーク位置の移動分とみなすと、その移動分 Δi は

$$\frac{2\pi(\omega_c - \omega)}{\omega} = -\Omega_n \frac{\Delta i}{N} \tag{3.12}$$

を变形して、

$$\Delta i = -\frac{2\pi(\omega_c - \omega)N}{\Omega_n \omega} \quad (3.13)$$

と与えられる。この移動分は液圧一周期 $2\pi/\omega$ [sec]での移動であるから $2\pi/\omega$ で除算し単位時間での移動量に換算し、質点の間隔 l を乗じる事により速度と同次元となり、

$$v = -\frac{(\omega_c - \omega)lN}{\Omega_n} \quad (3.14)$$

が得られる。この式が厳密な意味で表面波の移動速度であるとは断言できないが、 $\omega = 2\pi \times 100$ [rad/s]、 $N = 50$ 、 $l = 1 \times 10^{-3}$ [m]、 $\Omega_n = 2\pi \times 5$ として計算機シミュレーションにより得た、液圧駆動周波数 ω と減衰係数の周波数 ω_c 間の差と表面波の移動速度の関係 (図3.14) とよく合致する事から、実用上移動速度を与える式として考えることができると思われる。

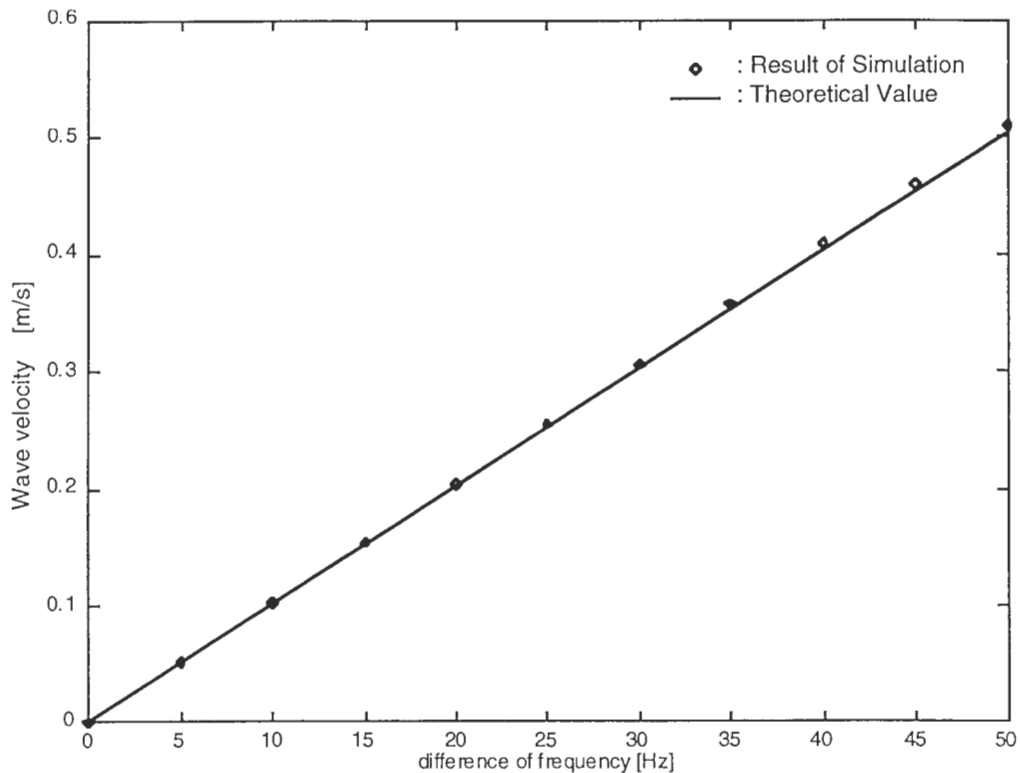


図3.14 周波数差と表面波の移動速度間の関係の実測結果

式(3.14)において、 $\omega_c < \omega$ とした場合 $v < 0$ となり周期変位の移動方向が反転する。しかしこの場合に周期変位を時間を追って観測すると、その移動は、わずかに往復運動を含む様な不自然なものとなる。これは周期変位の移動する方向と、各ダッシュポットの減衰係数の分布の移動する方向 (すなわち、減衰係数の大きい領域の移動する方向) が逆になるためであり、言い換えれば液圧一周期毎に見た変位のピーク位置の移動方向に対し、液圧一周期に対して十分短い時間で見たと変位の変化方向が逆になる瞬間が存在するためである。一方、 $\Omega_n < 0$ とする事によっても $v < 0$ とする事ができる。この方法で移動方向を変えた

場合には、先のような問題は起こらなかった。このことは、周期変位の移動方向の制御を、周波数差により行うことは好ましくないことを示す。このことから、周波数差は $\omega_c - \omega \geq 0$ を維持し、移動方向は式(3.10)の Ω_N の符号により制御することが好ましいといえ、式(3.9)において移動速度の制御は \sin 関数の引数第一項により行い、移動方向の制御は第二項により行うことがよいと考えられる。

3.4.4 現状で与えたパラメータについて

ここまでの計算機シミュレーションでは、質点を一次元に配置したモデルにおいて、 $0.01N$ 程度の外力、 $0.002 N_s/m$ から $0.2 N_s/m$ 程度の減衰係数、 $80 N/m$ 程度のバネ定数、 $1mm$ の質点間隔というパラメータを与えてきた。これらのパラメータは波形パターンの生成の自由度に重点をおいて決定した。減衰係数を除くパラメータについては、実験機を設計するにあたって実現可能な範囲にあるが、減衰係数に関しては3.4.1節に述べた理由により現時点では実現可能であるとの確証はない。

これまで行ってきた一次元のモデルを用いたシミュレーション全般に対して、以下の傾向があることがわかった。

1. バネ定数 k を大きくする事により、振幅が小さくなる。またその際、ダッシュポットの減衰係数 $C(t;i)$ の値を大きくしなければ、周期変位が小さくなる一方で、液圧による振動の影響が大きくなる。
2. 周期変位の周期数 n を多くしつつ振幅を維持するためには、外力 $F(t)$ 、減衰係数 $C(t;i)$ 共に値を大きくする必要がある。
3. 一周期の変位を構成するためには、4個程度の質点が必要
4. 振幅は外力 $F(t)$ 及び減衰係数 $C(t;i)$ を小さくすることによっても、小さくすることができる。

これまで電極間隔は $1mm$ としてきたため、傾向3. より空間解像度は $4mm$ 程度となり2.3で示した性能をこの条件では満たすことができなかった。ただし3.4.3節で示したシミュレーション結果では振幅が約 $1mm$ 程度と大きいため、外力 $F(t)$ 及び減衰係数 $C(t;i)$ を小さくして振幅を小さくできる余地がある。これにより減衰係数 $C(t;i)$ を決定する電極の電位を下げられるため電極間の絶縁に余裕ができ、電極間隔を小さくできる可能性はある。

減衰係数 ω_c の周波数についてはER流体の物性により支配されるものなのでここでのシミュレーションにおける議論の対象とはしないが、数百 Hz 程度まで追従できることがメーカにより確認されている。

3.4.5 電極を二次元的に配置した場合

次に、これまで得られた結果を参考に、2次元のモデルにおいて計算機シミュレーションを行う。電極を二次元に配置したモデルとしては、図3.4の力学モデルを考える。これまで述べてきた通り、質点の自由度は1、小振幅の場合を考え液圧による力及びER流体の粘性による抵抗力は x 軸方向のみとする。計算機シミュレーションの結果、電極を二次元的に配置した場合においても、その挙動は電極を一次元的に配置した場合となんら変わることはなかった。部分変位、部分振動等は、一次元の力学モデルと同様の考え方で発生させることができた。周期変位も同様にして得ることができた。ここでは、例として一部

を挙げる。

a) 平行波

液圧は従来通り正弦波とし、各ダッシュポットの減衰係数を変えることにより、様々な変位が得られた。たとえば、各ダッシュポットの減衰係数を式(3.9)と同様に

$$C(t; i, j) = C_A (1 + \sin(\omega t + \Omega_p(i, j) + \Omega_F)) + C_0 \quad (3.15)$$

と与え、電極の位置 (i, j) により決まる位相 $\Omega_p(i, j)$ を

$$\Omega_p(i, j) = \Omega_n \frac{i+j}{N+M} \quad (3.16)$$

と与えると、図3.15の様な周期変位の移動が見られる。 Ω_n は一次元の場合同様 $\Omega_n = 2\pi n$ とあたえ、 n により皮膚接触面上に生じる山の数が決まる。 Ω_F も一次元の場合と同様に $0 \leq \Omega_F < 2\pi$ であり液圧による外力 $F(t)$ に対する位相を与え、シミュレーション開始時に減衰係数の大きい部分、小さい部分の位置を決める。図3.15はシミュレーション開始から0.1秒後より0.01秒毎に皮膚接触面の変位をプロットしたものである。皮膚接触面上に生じた周期変位が、時間を追うに従って向かって右から左へ移動している様子が、この図より判る。またこの図では判りづらいが、液圧に応じた微少な振動も重畳している。二次元のモデルにした場合も一次元の力学モデルの場合と同様に、液圧の周波数と減衰係数の周波数の差により変位の移動速度が決まり、移動方向の制御は Ω_n の符号に行った方が望ましいという結果が得られた。

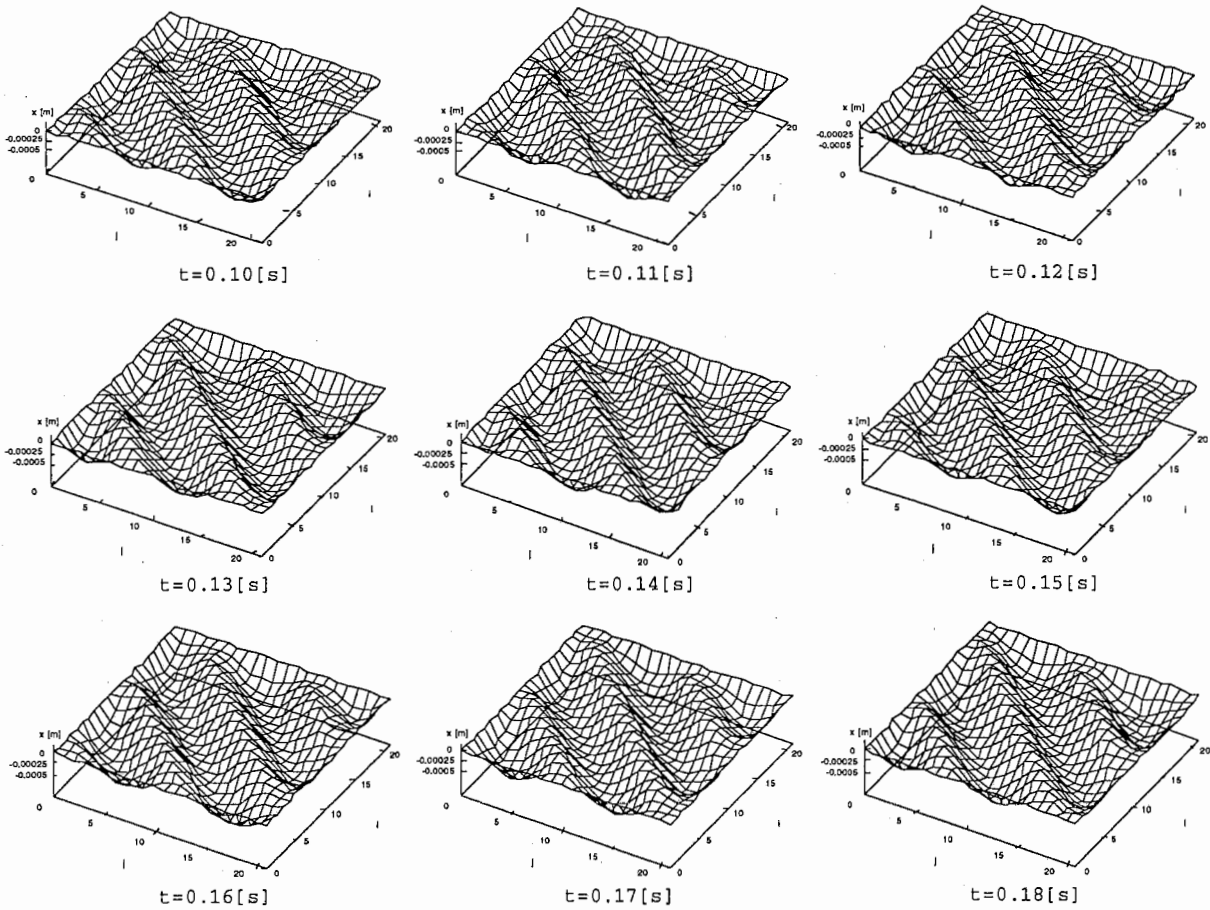


図2.15 二次元における周期変位

b) 同心円波

また、 $\Omega_p(i, j)$ の与え方により、周期変位の形状を変えることができる事も判った。たとえば、電極の位置 (i, j) により決まる位相 $\Omega_p(i, j)$ を

$$\Omega_p(i, j) = \Omega_n \sqrt{\frac{(i - \frac{M}{2})^2 + (j - \frac{N}{2})^2}{M^2 + N^2}} \quad (3.17)$$

と与えると、図3.15の様な周期変位の移動が見られる。図3.15では、中心から周辺部に向かって同心円上に変位が分布し、それが時間を追うにつれて外側へ向かって移動している様子が示されている。このときにもその移動速度は、液圧とダッシュポットの減衰係数の周波数差により決まり、 Ω_n の符号を変える事により表面波の移動方向が変えられることが計算機シミュレーションにより判った。

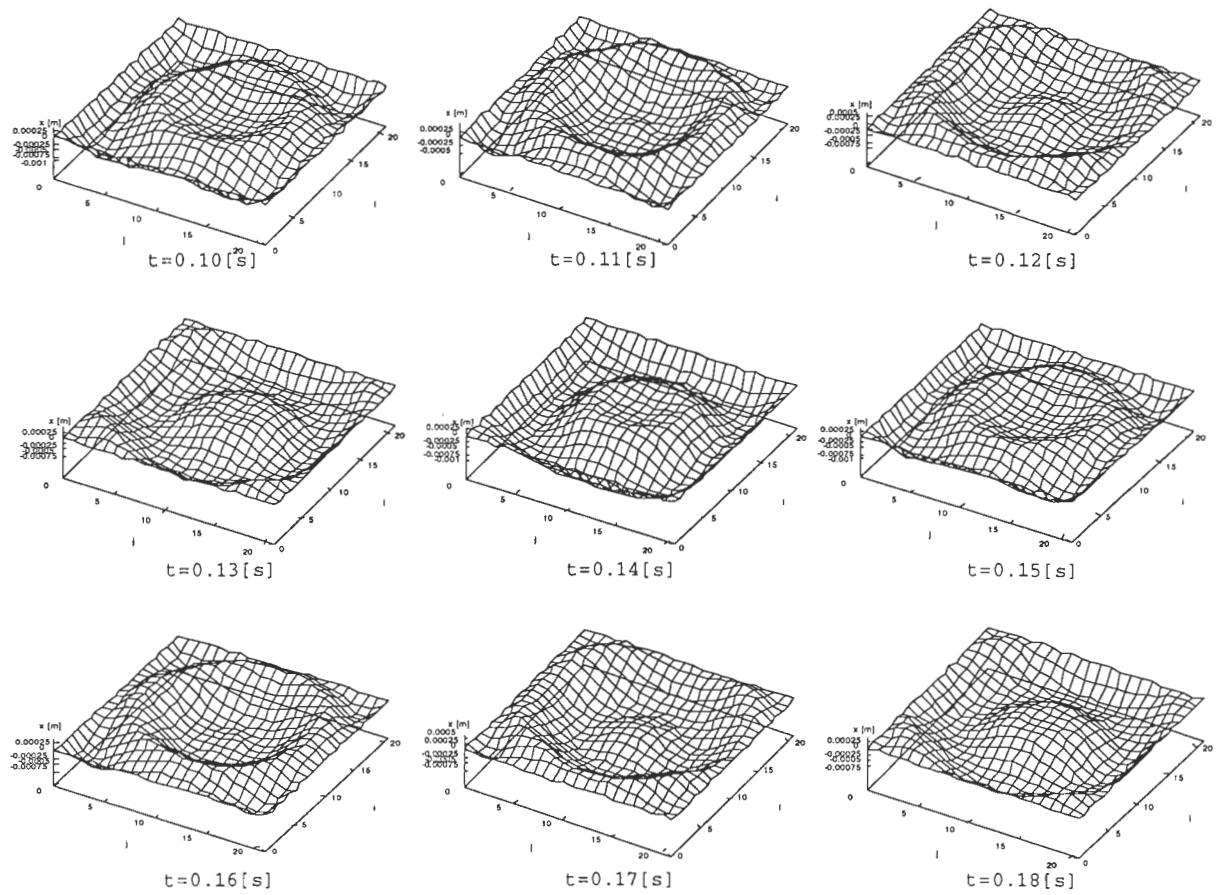


図3.16 二次元における周期変位

この様に、液圧が正弦波状であるという制約下においても、各ダッシュポットの減衰係数の与え方により、多様な変位を皮膚接触面上に発生できる可能性があることが、力学モデルで確認された。

第四章 実装面における考察

現状では、ER流体の粘性に関するデータが不足しているため、2.3節で示した最終的な目標を達成するために必要なパラメータの同定（必要な電位等）と、シミュレーションの検証のための実験機の設計を行う。

4.1 バネ要素のバネ定数

バネ要素のバネ定数については第三章で述べた通り、歪みと応力の線形性から、実際にゴム薄膜に力を加えて変位を計測し、薄膜の幅及び長さからバネ要素1つあたりのバネ定数に換算して決定する。実験機においては皮膚接触面のゴム薄膜に、導電性のゴム薄膜と非導電性のゴム薄膜を張り合わせた複合薄膜を使用する。現在想定されている製品は、導電性ゴム層が $50\mu\text{m}$ 、非導電性ゴム薄膜層が $100\mu\text{m}$ のものである。導電性ゴム薄膜側がER流体と接触する面となり、この面を接地する。導電性ゴム薄膜の体積抵抗率は数十 Ωcm であるが、ER流体の体積抵抗率が $10^9\Omega\text{cm}$ 以上のオーダーであるため、 $50\mu\text{m}$ 程度の導電性ゴム層であっても十分に接地面として扱うことができる。また、部分的に金属薄膜を乗せることも可能であるため、実際に接地する際の接続も問題はない。絶縁ゴムに関してはその体積抵抗率が $10^{16}\Omega\text{cm}$ と極めて高く、絶縁強度も数十 kV/mm と高いため、導電性ゴム薄膜層の分布抵抗により生じる電位にも十分耐えられる。モデル化した際のバネ要素のバネ係数に関しては、この複合ゴム薄膜では幅 1mm 、長さ 1mm に換算した時で $230.5\text{N}/\text{m}$ であり、計算機シミュレーションにおいて電極間隔 1mm の場合にバネ要素のバネ定数としてこの値を用いても、前章で述べた挙動はすべて得られた。

4.2 液圧

液圧に関しては、今回はすべて正弦波状であるとして計算機シミュレーションを行っている。力学モデルでは液圧は各質点にかかる外力として扱われており、その周波数は 100Hz 、振幅は、皮膚接触面上に発生させたい変位にもよるが、電極間隔 1mm の二次元モデルで 10^{-1}N のオーダーに収まっている。これは圧力に換算すると数十 kPa であり、この程度の液圧を発生させることはさほど困難ではないと思われる。使用可能と思われるポンプも圧電素子を用いたポンプ等、いくつか候補が挙げられている。

4.3 電極群及び電位

電極電位については、現時点ではER流体の物性の厳密な数値が解っていないため、厳密な評価は行えない。電極電位は電極間隔とともに計算機シミュレーションにおけるダッシュポットの減衰係数を決定するファクタである。4.1節、4.2節の条件下で計算機シミュレーションでは、各ダッシュポットの減衰係数のピーク値は $10^{-1}\text{Ns}/\text{m}$ 程度から数 Ns/m 程度であるが電極間隔によりER流体からの作用面積が異なり、またこの値を実際のER流体の剪断抵抗に換算することは容易ではない。しかし計算機シミュレーションにより見積もられたダッシュポットの減衰係数は、値としては非現実的な大きさではないと思われる。電極間隔については、先にも述べたとおり、印可電圧が数 kV 程度必要となるならば、 1mm 程度が下限となると考えられる。

3.4.4節で示した傾向3.より、最終目標である性能を満たすためには、電極間隔を 0.5mm 以下にする必要がある。この電極間隔を実現するためには、実験機により現時点で不明となっている電界と減衰係数の関係等のER流体の物性を調べ、その結果電極電位を下げる

ことができないのであれば、絶縁を工夫もしくはER流体を高感度化する等の改良が必要となる。

4.4 実験機的设计

ER流体の物性については、メーカーサイドでも未知の点が多く、より単純な実験機を製作して、その特性を評価する必要がある。そこで、図4.1の様な実験機が提案される。この実験機は、刺激提示面は $50\text{mm} \times 10\text{mm}$ を想定している。電極群は 2mm 程度の電極間隔で12個の電極を一次元的に並べたものとなっており、 8mm 程度の間隔で3から4周期の周期変位を発生させることができると見込まれる。電極はガラスエポキシ多層基板の中層にプリントパターンとして構成する。こうすることでゴム薄膜が電極に接近してもガラスエポキシ層により絶縁が保たれる。

この実験機を用いて実際に変位を観測し、与えた電圧、圧力、ゴム膜のバネ定数から、電圧とダッシュポットの粘性係数の関係を同定する。

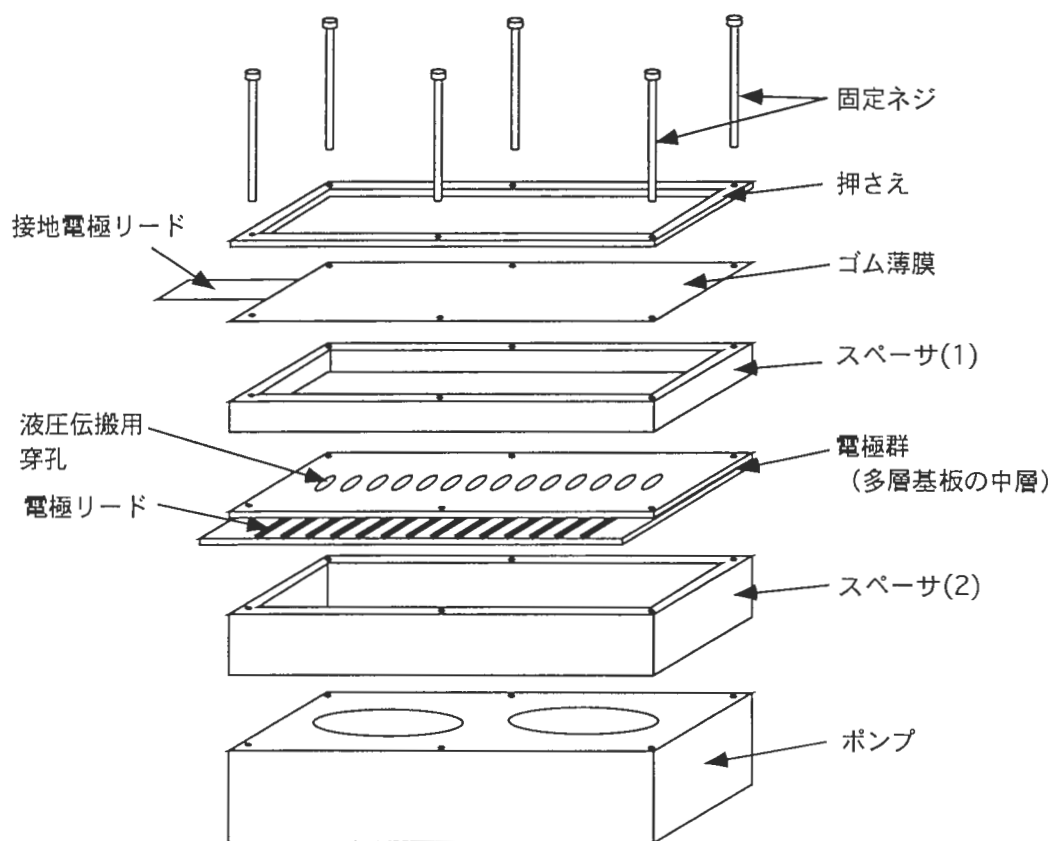


図4.1 実験機構成図

第五章 結論

本研究では、電気粘性流体を用いた平面触感覚提示デバイスの実現可能性について検討することを目的とし、力学モデルを用いた計算機シミュレーションにより評価を試みた。その際、予測しうる限り実際に実験機を製作する段階で生じるであろう制約を力学モデル中に取り込んだ上で、要求される変位を皮膚接触面上に発生させることができるか否かを見積もろうとした。

本研究で対象とした平面触感覚提示装置は、電界により粘性の変化するER流体を格子状電極群と導電性ゴム薄膜で挟み、ER流体の液圧と電極群に印可する電位を制御する事により、ゴム薄膜上に多様な変位、振動等を発生させようとするものであった。この装置の実現可能性を評価するために、電極数に等しい接点とダッシュポット、及び質点間を結ぶバネ要素からなるモデルを考案し、液圧を質点に加わる力、電極の電位を対応するダッシュポットの減衰係数として計算機シミュレーションを行った。この際、まず一次元のモデルで計算機シミュレーションを行い、液圧の周波数、ダッシュポットの減衰係数の与え方等と、皮膚接触面に生じる変位の関係の目安を付けた上で、二次元の力学モデルを用いて計算機シミュレーションを行った。

その結果、一次元のモデルにおいて、液圧を全域で等しい正弦波状に制限したにも関わらず、多様な変位、振動を皮膚接触面上に発生させることができた。部分的にダッシュポットの減衰係数を小さくすることにより皮膚接触面の一部を振動させる、また同様にして液圧と同期させる事により部分的に変位させたままにする等の変位を生じさせることができた。また、各ダッシュポットの減衰係数を、位相をずらした正弦波で与えた場合、皮膚接触面上に周期変位を発生させ、さらにそれを移動させることもできた。また、一次元の力学モデルによるシミュレーションにより得られた結果を基にして二次元のシミュレーションを行い、皮膚接触面上に生じる変位を一次元の力学モデルの場合と同様な考え方で制御できる事を確認した。

本研究でおこなった計算機シミュレーションでは、装置の実現可能性を重視してパラメータをきめた。その結果、振幅に関しては必要な条件を満たすことができた。しかし、空間周波数に関しては議論し尽くせなかった。特にER流体のパラメータが未知であったため、これについては将来、実験機を用いて実測し、そのパラメータを用いて最終目標を実現できる装置に必要なパラメータの推定と設計を行う。

参考文献

- [1] 井野 秀一, 黒木速人, 和田 親宗, 泉隆, 伊福部 達. 3軸移動ステージ機構を備えた触覚ディスプレイによる「ずれ」の知覚. 日本バーチャルリアリティ学会論文集, Vol. 1, PP. 175-176, October 1996
- [2] 井上 昭夫 均一系ER流体の開発動向. 計測と制御, Vol. 34, PP. 698-701, September 1995
- [3] 伊福部 達 人工現実感と触覚. 日本ロボット学会誌, Vol. 10 No. 7, PP. 885-892, 1992
- [4] 奈良 高明, 前田 太郎, 館 日章 レイリー波を用いた触覚ディスプレイ. 日本バーチャルリアリティ学会論文集, Vol. 1, PP. 181-184, October 1996
- [5] 奈良 高明, 前田 太郎, 柳田 康幸, 館 日章 弾性波動を用いた皮膚間隔ディスプレイ. 日本バーチャルリアリティ学会第2回大会論文集, PP. 181-184, September 1997
- [6] 清水 豊 機械刺激による触覚の心理物理特性. 日本ロボット学会誌, Vol. 2 No. 5, PP. 445-450 1984
- [7] 清水 豊 センサとしての触覚. 人間工学, Vol. 24, No3, PP. 157-163 1988
- [8] 清水 豊, 篠原 正美, 長岡 英司. 盲人用3次元触覚ディスプレイの可能性. 日本バーチャルリアリティ学会論文集, Vol. 1, PP. 177-180, October 1996
- [9] 白井 暁彦, 久米 祐一朗, 津田 元久, 畑田 豊彦 皮膚感覚のファントムセンセーションを用いた3次元画像との対話システム. 信学技報, IDY97-45, PP. 77-84
- [10] 滝本 淳一, 小山 清人 粒子系ER流体の物性・メカニズムと開発動向. 計測と制御, Vol.34, PP. 692-697, September 1995
- [11] 津田 良一 触覚の仮現運動知覚に伴う体性感覚誘発電位. 九州東海大学産業技術研究所所報, Vol. 5, PP. 101-106 1989