

カーボンマイクロコイル(CMC)を用いた 超高感度微小触覚センサー

Ultra-high-sensitive Micro-tactile Sensors of Carbon Microcoils (CMC)
Key-words : Carbon microcoils, Tactile sensor, LCR parameter

元島 栖二・河辺 憲次

Seiji MOTOJIMA^{*1} and Kenji KAWABE^{*2} (*1Gifu University; *2 CMC Technology Development Co., Ltd.)

1. はじめに

触覚とは、狭義には生物が体表に機械的な刺激を受けたことを感受する感覚であるが、広義には接触に伴って生ずる感覚；圧覚，力覚，温覚，冷覚，痛覚，固い・軟らかいなどの弾性特性認識，つるつる・ざらざらなどの表面形状認識，なども含まれる。人間の皮膚はこれらすべてを高感度で知覚できる。すなわち，人間の手は，優れたアクチュエータであると同時に，優れた触覚センシング特性（皮膚感覚）を持っている。最近，この人間の優れた皮膚感覚を材料機能として具現化しようとする研究が精力的に行われるようになってきた。既存の触覚センサーは，静電容量型，ピエゾ抵抗型，光学型，歪ゲージ型など，種々の方式がある。いずれも，圧力の絶対値のみを検出する単機能であり，検出感度も低く，微小化が困難で，柔軟性もない。

カーボンマイクロコイル(CMC)は，コイル径が数 μm ～数百nmの3次元ヘリカル/らせん構造という従来の素材には見られない特異的構造を持ち，電磁波吸収材，マイクロ波発熱材，生物活性化剤，など幅広い応用が期待されている機能性新素材である。CMCは，非晶質で非常に弾力性があり微小な応力でも容易に伸び縮みし，その際電気特性も変化する。

筆者らは最近，少量のCMCを弾力性樹脂中に均一分散させた複合材は，人間の皮膚に匹敵する高度の触覚センサー特性があることを見出した¹⁻⁴⁾。そこで本稿では，CMCを用いた新規の超高感度・微小触覚センサーの開発の現状を紹介する。

2. 開発のコンセプト—人間の皮膚感覚構造 (触覚センサー)に学ぶ—

皮膚には，マイスナー小体，パチーニ小体，ルフィ

ニ小体，メルケル小体など，種々の外部刺激を感受・識別する多くの受容器がある。その中で，触覚受容器として重要なのはマイスナー小体で，指紋の直下に2列に $1500/\text{cm}^2$ の密度で存在している。マイスナー小体はCMCと類似の3D-ヘリカル/らせん構造をしており，これが外部応力に応じて伸び縮みすることにより高度の触覚機能を発現している。この皮膚の高度・高次構造に習い，弾力性樹脂中に弾力性の優れたCMCを添加・複合化させれば，人間の皮膚感覚機能を持つ弾力性の高感度触覚センサーあるいは人工皮膚が得られると期待できる。そのような基本コンセプトのもとに，CMCを用いた新規の触覚センサーの開発を行った。

3. 触覚センシング原理

市販の触覚センサーには，静電容量型(圧力による2枚の電極間距離の変化を静電容量の変化として検出)，電気抵抗型(圧力による導電性粉末間の距離の変化に伴う抵抗変化，圧力によるピエゾ抵抗変化，あるいは圧力による形状(歪)変化に伴う抵抗変化を検出)，あるいは光学型(圧力による光導波路の変化を検出)など種々の方式があるが，いずれも単一の物理量(圧力)の変化のみを検出し，刺激の種類は識別できない。一方CMC触覚センサーでは，図1に示したように，外部圧力により弾力性樹脂が伸縮し，その際その中のCMCも伸縮する。CMCは電氣的LCR成分(L：インダクタンス，C：キャパシタンス，R：レジスタンス)を持っており，またマトリックスはC成分を持っている。CMCは伸縮に伴い内部ひずみ量に変化し，また単位長さ当たりのコイルの巻数も変化して印加交番電磁界が変調され，コイル内に流れる電流値も変化し，LCRパラメータが変化する。例えば，圧力を加えるとLC成分は増加し，R成分は減少する。し

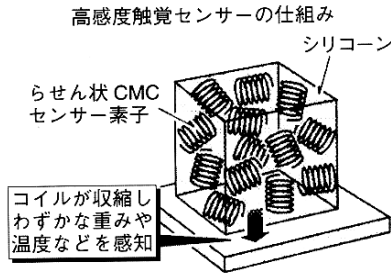


図1 CMC 触覚センサーの原理図

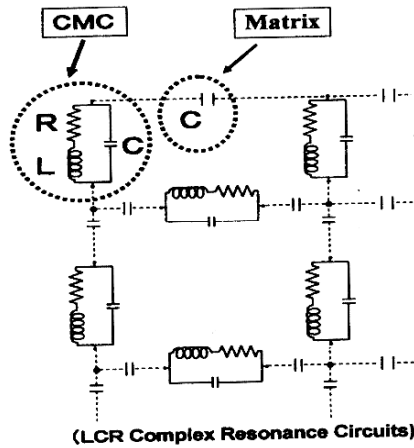


図2 CMC センサー素子の LCR 複合共振回路モデル

たがって、刺激が加えられた場合、図2に示したように、これらの電気成分間で複合共振の共鳴が起こると考えられる。この電氣的 LCR 複合共振は、機械的に微小バネで3次元的に結ばれた質点の振動で置き換えて考えることができる。共振あるいは振動モードは、加えられた刺激の種類により変化するので、刺激の種類別の識別が可能である。すなわち、CMC 触覚センサーによる触覚センシングは、新規の LCR 複合共振回路形成に基づくものであり、微小応力・刺激を高感度で検出・識別できるという大きな特長がある。

4. センサー素子原料

図3a にセンサー素子原料として用いた代表的な CMC の SEM 写真を示す。CMC は比較的規則正しく一定のコイル径とコイルピッチで二重らせん状に巻いている。この CMC はかなり弾力性があり、コイルによってはほぼ直線状まで伸びる(図3b)。本研究では、主として、コイル径 1-10 μm 、コイル長さ 300-500 μm のコイルを用いた。図4にコイルに印加した荷重(応力)と伸び縮みの長さとの関係を示す。CMC は印加応力に比例して再現性良く伸び縮みすることがわかる。コイル径が 20-50 μm の CMC (超弾力性 CMC)

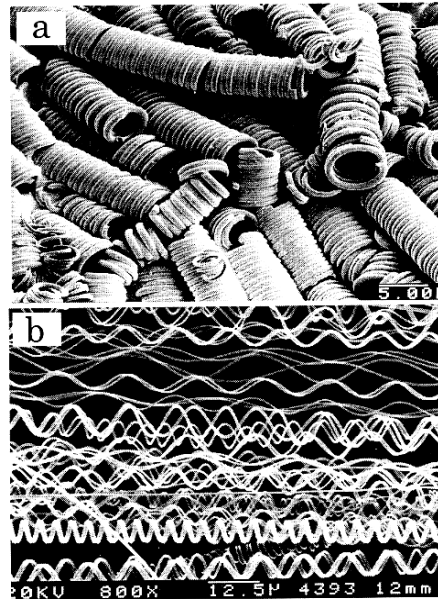


図3 (a) 素子原料の代表的カーボンマイクロコイル (CMC) および (b) これを伸ばした状態

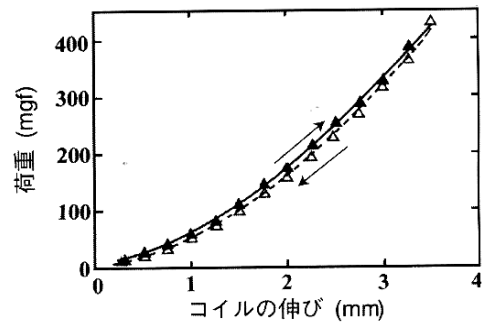


図4 CMC の荷重と伸びの関係

では、元のコイル長さの 10-15 倍まで再現性良く伸縮する。R 成分(電気抵抗)は CMC を伸ばすと増加し、収縮させると減少する。また、L 成分(インダクタンス) および C 成分(キャパシタンス) も CMC の伸縮に応じて変化する。本研究では、弾力性マトリックスとして、弾力性シリコン樹脂(信越シリコン, KE-103)を用いた。

5. 素子の作成法およびセンサー特性評価法

CMC 触覚センサー素子は、図1に示すように CMC をシリコン樹脂中に均一分散・複合化させただけの極めて簡単な構造をしており、作製方法も大変簡単である。まず、シリコン母材+硬化剤混合液に 0.1-20wt% の CMC を添加し、遠心脱泡機中で均一に攪拌・分散・脱泡した後、鋳型に流し込み、さらに脱泡後、室温で7時間放置して硬化させ、種々の大き

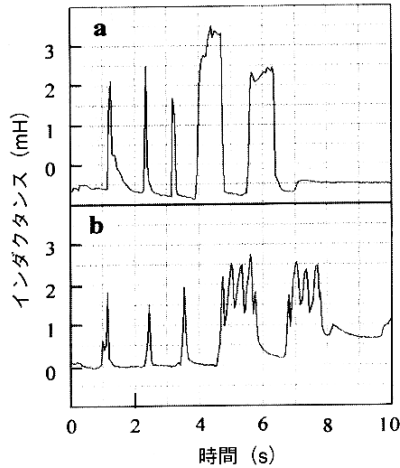


図5 微小センサー素子のインダクタンス変化
 センサー素子の大きさ：(a) $1 \times 1 \times 1 \text{mm}^3$ ；(b) $0.1 \times 0.1 \times 0.1 \text{mm}^3$ ，CMCの長さ：300-500 μm ，コイル径：1-10 μm ，CMC添加量：5wt%，印加圧力：500Pa

さ・厚さのCMC触覚センサー素子を作製した。これを銅製電極(間隔：3mm)間にセットし，上からマニピュレータを用いて一定荷重(圧力)を印加し，その時のLCRパラメータの変化を，インピーダンスアナライザーを用い，0.5V，200KHzで測定した。印加荷重(圧力)の大きさは，電子天秤で測定した。

6. センサー特性

(a) CMCの添加量：シリコーン中へのCMCの添加量を増加させると検出感度は増加する。しかし，10wt%以上添加するとCMC分散シリコーン液の粘度が増加して成形性が悪くなり，また成型品(素子)が硬くなる結果，感度はそれ以上増加せず一定値を示すようになる。一方，CMC添加量は1%以下でも十分な信号量が得られる。例えば，コイル長さが90 μm 以下のCMCを0.1wt%添加した厚さ0.1mmの素子では，200Paの圧力を印加した場合，L成分は1.5mH，C成分は300fF，R成分は300 Ω 変化した。すなわち，CMCを微量添加しただけで十分なセンサー信号が得られるが，この際CMC同士は相互に全く接触しておらず，パーコレーション(コイル同士の接触)構造を形成していない。

(b) センサーの超微小化：CMC触覚センサー素子の大きな特長は，弾力性シリコーン樹脂中にCMCを少量均一に分散させただけの簡単な構造であり，非常に弾力性に富んでいる点である。また，素子をハサミなどでどんどん小さく切り刻んで超微小化しても，センサーとしての特性は変わらない。原理的に一本の

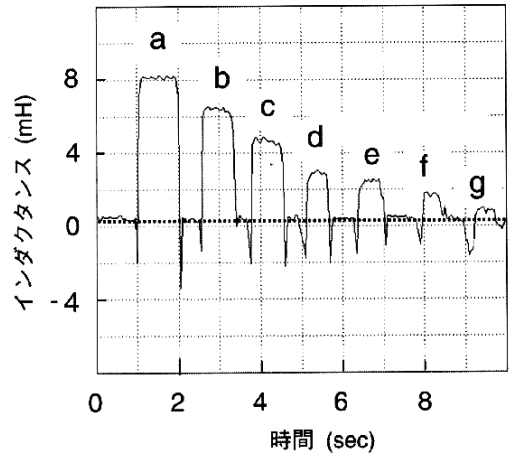


図6 CMCセンサー素子の微小加重によるインダクタンス変化

素子の厚さ：0.2mm，CMCの長さ：300-500 μm ，コイル径：1-10 μm ，CMCの添加量：1wt%。圧力：(a) 200Pa，(b) 100Pa，(c) 50Pa，(d) 20Pa，(e) 10Pa，(f) 5Pa，(g) 1Pa。破線は圧力ゼロの時の信号レベルを示す

コイルが弾力性樹脂中に複合化されていれば，センサー特性が発現される。例えば，CMCを5wt%添加した $10 \times 10 \times 3 \text{mm}^3$ の大きさの素子を，超音波メスで裁断・微小化して $0.1 \times 0.1 \times 0.1 \text{mm}^3$ の超微小素子を得た。これを2枚の微小電極間にセットし，この上から500Paの圧力を印加すると，L成分は3-5mH増加し(図5b)，C成分は250-400fF増加し，R成分は200-400 Ω 減少した。これら値は，大きなセンサー素子の場合(図5a)とほとんど同じであり，微小化してもセンサー感度は低下しないことがわかる。また，厚さ50 μm の超薄膜センサーでも十分な信号変化が検出できる。したがって，CMCセンサー素子は，超微小・超薄膜触覚センサー素子として極めて有用である。

(c) 最小検出感度：図6に，微小圧力を印加した時のL成分の変化を示す。印加圧力に依存した信号変化が観察され，1Paの超微小圧力でも十分なL成分変化が観察される。C成分についても同様の変化が観察された。すなわち，CMCセンサーの圧力検出感度は1Pa以下であり，これは市販の触覚センサー感度の1000-10000倍以上の高感度である。一方，センサー素子面の垂直方向の変位に対する最小検出感度は，約0.5 μm である。

(d) ダイナミックレンジ：高感度と検出範囲(ダイナミックレンジ)は通常相反する特性であるが，CMC触覚センサーの場合，信号強度は荷重の対数に比例するので，幅広いダイナミックレンジが得られる。例えば，CMCを1wt%添加した厚さが0.1mmの

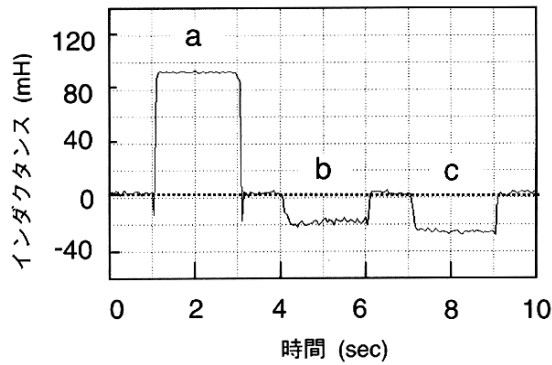


図7 CMC センサー素子に種々の刺激を加えた際のインダクタンス変化

素子の厚さ：0.2mm，CMC 長さ：300-500 μ m，コイル径：1-10 μ m，CMC の添加量：1wt%。
 (a) 微小圧力(200Pa)を印加，(b) 手を 50mm まで近づけた時，(c) 約 200 $^{\circ}$ C に加熱したハンダごてを 50mm まで近づけた時。破線は刺激を加えない時の信号レベルを示す

素子の場合，C 成分は，1Pa の圧力では 50fF，10Pa では 200fF，100Pa では 600fF 変化する。また，素子の上層に弾力性の高いマトリックスを用いた高感度用センサー層を，下層に弾力性の低いマトリックス樹脂を用いた重荷重用センサー層を積層させることにより，幅広いダイナミックレンジを達成できる。

(e) 識別能：触覚センサーをカテーテル，内視鏡，鉗子などの医療用器具，あるいは，介護用ロボットなどの皮膚感覚を持つ人工皮膚として用いる場合，硬い，軟らかい，すべすべ，ざらざらなどの弾性特性や表面特性，あるいは皮膚のような温度・音響など，種々の刺激を識別できることが必要である。CMC 触覚センサーでは，表面を面で押した場合，先のとがったもので突いた場合，刷毛で擦った場合などでは，出てくる信号の波形は異なるので，これらを識別できる。センサーに手を 50mm まで近づけた場合，および 200 $^{\circ}$ C に加熱した半田ゴテを 50mm まで近づけた場合の L 成分の変化を図 7 に示す。いずれの場合にも，L 成分の明らかな変化(減少)が観察される。手の場合，熱よりも赤外線が放射されているので，この信号は赤外線に対する応答と考えられる。また，携帯電話(1GHz)あるいは音響(約 2000Hz)を近づけても信号の検出が観察され，電磁波あるいは音響にも敏感である。IR，音響，電磁波などは，一種の波動であり，CMC はこれらと強い相互作用を示すので，これが LCR 複合共振に強い影響を及ぼす。したがって，CMC 触覚センサー素子は種々の刺激を検出できる多機能性を示すものと考えられる。

表 1 センサーの性能比較表

センサーの種類	動作原理	識別能力*1	最小検出圧力	最小検出変位	最小寸法	弾力性(柔軟性)
CMC	LCR 共振型	◎	◎	◎	◎	◎
従来品	静電容量型	×	△	△	△	×
	ピエゾ抵抗型	×	△	△	△	×
	Si 振動型	×	△	△	△	×

*1 識別能力：応力の種類，温度，生体音響などを検出・識別できる能力 ◎：非常に優れている，△：劣っている，×：全くない

7. まとめ

既存のセンサーとの性能比較を表 1 に示す。CMC 触覚センサーは，CMC を弾力性樹脂(シリコーン樹脂など)中に均一分散・複合化させただけの極めて簡単な構造であるが，弾力性に富み，超微小化・薄膜化が容易であり，LCR 複合共振回路形成により検出感度および識別能などのセンサー特性は，既存センサーと比較して極めて優れている。したがって，医療用高感度・高識別能触覚センサー，ロボット用の皮膚感覚を持つ人工皮膚，各種応力・変位センサー，赤外線・温度・音響センサーなど，幅広い応用が期待できる。

8. 今後の展望

CMC 触覚センサーは，平成 16-20 年度の文部科学省知的クラスター創生事業「岐阜・大垣地区ロボティック先端医療クラスター」の中で中核技術として取り上げられ，先端医療用触覚センサーとしての実用化が図られることになっている。また，医療用ばかりでなく，広く産業用先進センサーとして，産学官共同研究により実用化研究が精力的に進められている。

文 献

- 1) 元島 栖二，応用物理，73，1324-27 (2004)。
- 2) X. Chen, S. Yang, M. Hasegawa, K. Takeuchi, K. Kawabe and S. Motojima, Proc. 2004 Int. Conf. MEMS, NANA and Smart Systems (2004) pp.486-90.
- 3) S. Yang, X. Chen, M. Hasegawa and S. Motojima, Proc. 2004 Int. Conf. MEMS, NANA, and Smart Systems (2004) pp.32-35
- 4) 葛谷知洋，植田秋恵，河辺憲次，マテリアルインテグレーション，17 [8] 9-16 (2004)。

[連絡先] 元島 栖二 (もとじま せいじ)
 〒501-1193 岐阜市柳戸 1-1 岐阜大学工学部応用化学科
 E-mail: motojima@apchem.gifu-u.ac.jp

河辺 憲次 (かわべ けんじ)
 シーエムシー技術開発(株)