

## ■8群 (情報入出力・記録装置と電源) - 4編 (画像入力とカメラ)

---

### 3章 不可視光画像入力

(執筆者：江上典文) [2011年10月受領]

#### ■概要■

3章では不可視情報のイメージング技術について解説する。さまざまな媒体を通して得られる不可視情報は、可視情報にはない有益な情報を含むことから、産業や医療、学術、セキュリティなどの広範な分野で利用され、それらの発展に寄与している。

ここでは、まず、代表的な不可視の媒体として、可視光より波長の長い、赤外線、テラヘルツ波および超音波を取り上げ、検出/イメージングの原理や手法、デバイスとカメラの構成、応用などについて説明する。また、広義の意味での不可視情報のイメージング技術として、生体認証システムの概要と応用、pH/イオンデバイスの種別、検出/イメージング原理ならびに応用について説明する。

#### 【本章の構成】

本章では赤外線センサ (3-1-1項)、赤外線カメラ(3-1-2項)、テラヘルツイメージング (3-2-1項)、テラヘルツ波の応用 (3-2-2項)、生体認証 - デバイスと応用 (3-3節)、超音波 (3-4節)、PH、イオン - デバイスと応用 (3-5節) について述べる。

## ■8群-4編-3章

### 3-1 赤外線

#### 3-1-1 赤外線センサ

(執筆著：木股雅章) [2011年1月 受領]

##### (1) 冷却型

冷却型の赤外線センサは量子型とも呼ばれる。この種の赤外線センサは、赤外線光子のエネルギーを吸収した検出器内の電子（またはホール）がエネルギー状態を変化させ、この状態変化を電気信号として検出するもので、 $8\sim 12\mu\text{m}$ 帯に感度をもった赤外線センサの動作温度は、通常液体窒素温度（80 K 前後）である。冷却には、小型のスターリングサイクル冷凍機などが用いられる。冷却赤外線センサにおける光吸収メカニズムには図3・1に示すような種類がある。真性吸収では光吸収により半導体の価電子帯の電子が伝導帯に、外因性吸収では極低温状態でフリーズアウトした不純物レベルの電子が伝導帯に励起される。インターサブバンド吸収では、量子井戸構造内の基底準位の電子が電気伝導可能なエネルギー準位に遷移する。ショットキーバリア赤外線センサなどでは、自由電子の光吸収によるエネルギー状態の変化を利用して赤外線を検出する。励起された電子やホールを電気的に検出する手法で分類すると、抵抗変化で赤外線検出を行う導電型赤外線センサと、起電力を発生させることでセンシングする光起電力型赤外線センサに大別される。導電型赤外線センサの中には、真性、外因性及びインターサブバンド吸収により、光起電力型赤外線センサの中には、真性及び自由電子吸収により赤外線を吸収するものがある。

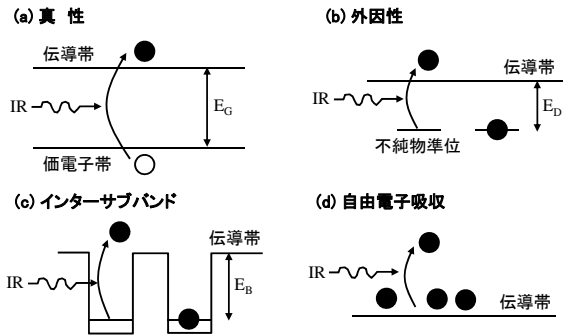


図3・1 冷却型赤外線センサの光吸収

真性赤外線センサには、検出する赤外線の波長に合わせた狭バンドギャップの半導体が使用される。赤外線センサに適した狭バンドギャップ半導体としては  $\text{HgCdTe}$  と  $\text{InSb}$  がある。 $\text{InSb}$  は  $3\sim 5\mu\text{m}$  帯の波長域用の赤外線センサとして利用されている<sup>1)</sup>。 $\text{HgCdTe}$  は  $\text{HgTe}$  と  $\text{CdTe}$  の混晶で、この材料を用いることで、図3・2に示すように、組成を変えることで幅広い波長帯に対応できる赤外線センサを作製することができる。最近では、MBE (Molecular Beam Epitaxy) 技術を利用して超格子構造を作ることによってバンドギャップエネルギーを制御することが可能になっており、Type II 構造のエネルギーバンドの組合せとなる  $\text{GaSb}$  と  $\text{InAs}$  の超格子

構造を用いた赤外線センサ<sup>2)</sup>に対する期待が高まっている。インターサブバンド吸収を行う赤外線センサとして代表的な材料系は、図3・2にQWIP(Quantum Well Infrared Photodetector)と示した材料系で、GaAsを量子井戸、AlGaAsをバリアとしたものである<sup>3)</sup>。

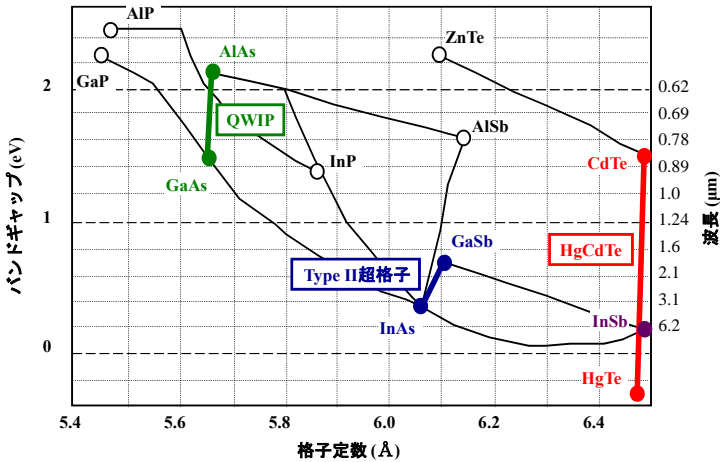


図3・2 冷却型赤外線センサに用いる半導体材料

図3・3に代表的な冷却型赤外線センサの量子効率の比較<sup>4)</sup>を示す。この図から、真性赤外線センサであるHgCdTeが量子効率の面では他に比べ優れていることが分かる。外因性赤外線センサであるSi:Asは、非常に長い波長まで感度があるが、動作温度が極めて低いので用途が限られている<sup>5)</sup>。インターサブバンド吸収を利用したQWIPと自由電子吸収によるPtSi, IrSi, GeSiの量子効率はHgCdTeに比べ低いが、集積度、感度均一性、歩留りでは優位である<sup>6),7)</sup>。

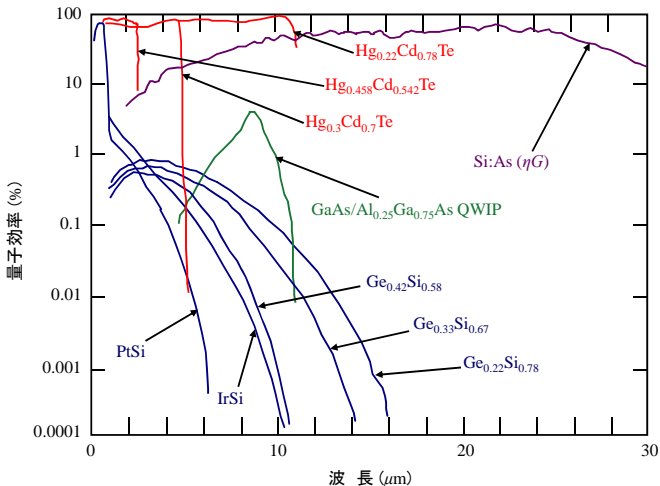
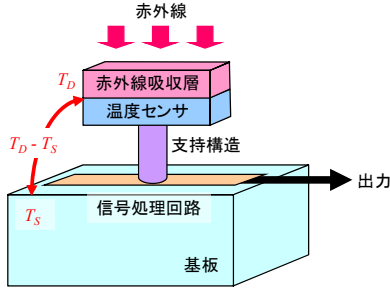


図3・3 冷却型赤外線センサの量子効率比較

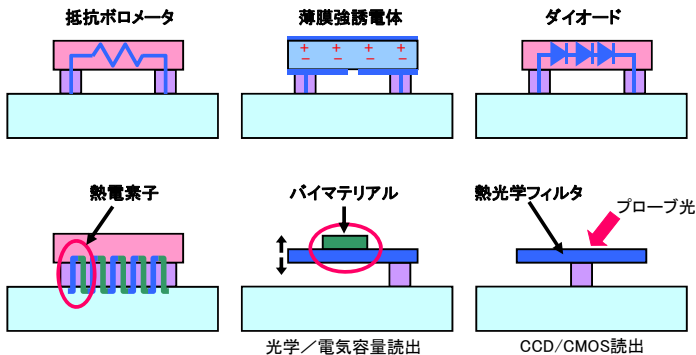
## (2) 非冷却型

非冷却赤外線検出器は、**図 3・4** のように赤外線吸収層と温度センサからなる検出器部を基板上に支持構造で保持した構造を有しており、赤外線を吸収して変化する検出器部の温度変化を温度センサで検出することで赤外線検出を行う。非冷却型では、赤外線の吸収による温度変化をできるだけ大きくし、温度センサで検出できる温度変化をできるだけ小さくすることが高感度化につながる。温度変化を大きくするためには支持構造の熱コンダクタンスを小さくする必要があり、MEMS (Microelectromechanical Systems) 技術の採用により、性能が飛躍的に向上した。



**図 3・4** 非冷却赤外線検出器の基本構造

**図 3・5** に、MEMS 技術を用いた作製される非冷却型赤外線検出器の例<sup>8)</sup>を示す。導体（金属，半導体）の電気抵抗は温度依存性をもつので、この現象を温度センシングに用いることができる。この原理に基づいたものが、抵抗ボロメータ方式である。強誘電体の自発分極の大きさは温度依存性もち、この温度依存性を利用した焦電赤外線センサは単面素赤外線センサとして広く普及している。



**図 3・5** MEMS 技術を利用した非冷却赤外線検出器

強誘電体の誘電率はキュリー温度付近で大きく変化するので、この現象も温度センシングに利用できる。こうした原理に基づく温度センサが誘電ボロメータである。ダイオードなどの電子デバイスの特性も温度依存性が大きく、温度センサとしての利用が可能である。

熱電効果も古くから温度差を検出するセンサに使われてきた物理現象で、高い性能は望め

ないが安価にデバイスの実現に有効と考えられている。このほかに、熱膨張係数の異なる2種の材料を積層したバイマテリアル構造の温度による変形を利用した方式、近赤外域の薄膜バンドパスフィルタの透過特性の温度依存性を利用した方式などの開発が進められている。

図3・5に示したいろいろな構造の非冷却赤外線検出器のうち2次元のFPA (Focal Plane Array)として現在主流となっているのは、抵抗ボロメータ方式である。図3・6に抵抗ボロメータ方式の非冷却赤外線FPAの画素構造の詳細を示す。基板となるSi上には、CMOS信号読出回路が形成されており、検出器構造を形成するMEMSプロセスはCMOSプロセスが終了した後に行われる。抵抗ボロメータの材料としてはいろいろなものが検討されてきたが、現在実用化されているのは酸化バナジウム ( $\text{VO}_x$ )<sup>9)</sup>とアモルファスSi<sup>10)</sup>の2種類である。この構造を真空パッケージ内で動作させた場合、熱損失のパスは2本の支持脚のみになり、極めて低い熱コンダクタンスが実現できる。

赤外線の吸収は、信号読出回路上に形成された反射膜とマイクロブリッジ上の赤外線吸収金属材料からなる干渉吸収構造で行っている。図に示した画素構造を用いた場合、比較的大きな画素サイズでは十分な感度を実現できるが、画素サイズが縮小されると性能の維持が難しくなる。このため、小さな画素サイズにおいても高い性能を実現するために、低熱コンダクタンスと高い開閉率(広い赤外線吸収面積)を両立できる3層抵抗ボロメータ画素構造<sup>11),12)</sup>も開発されている。

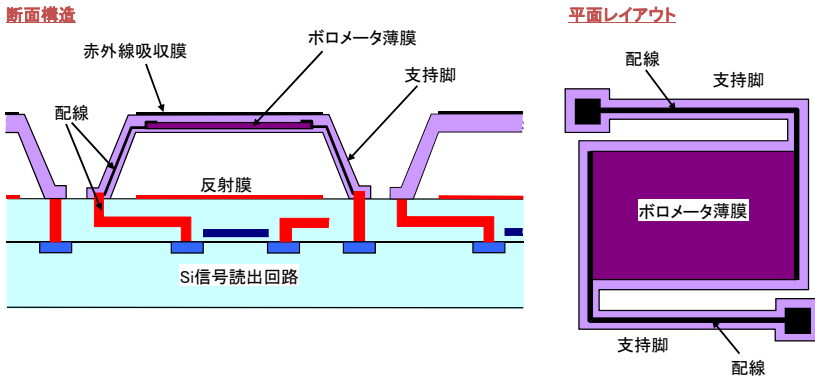


図3・6 抵抗ボロメータ方式非冷却赤外線FPAの画素構造

図3・5の中で、これまでに抵抗ボロメータ方式以外で、これに匹敵する性能を実現しているのはダイオード方式のみである。図3・7にダイオード方式の代表的な構造であるSOI (Silicon On Insulator)ダイオード非冷却赤外線FPA<sup>13)</sup>の画素構造を示す。この構造では、温度センサは単結晶のpn接合ダイオードである。SOI基板の埋め込み酸化膜が、SOI層に形成されたダイオードの下の基板空洞を形成するSiエッチングの際、エッチングストップの役割を果たし、基板から断熱された単結晶ダイオードの作製を可能にしている。

SOIダイオード非冷却赤外線FPAの画素では、赤外線吸収層は温度センサとは別構造として作製し、接合柱で両者を接合することで赤外線吸収構造と温度センサが熱的に一体となるよう設計されている。この構造により、赤外線吸収構造を画素のほとんどの部分を覆うよう

にレイアウトすることができ 90% という高い開口率を実現している。SOI ダイオードでも、画素縮小に適した独立の赤外線反射層を設けた 3 層画素構造<sup>13)</sup> が開発されている。

**断面構造**

**平面レイアウト**

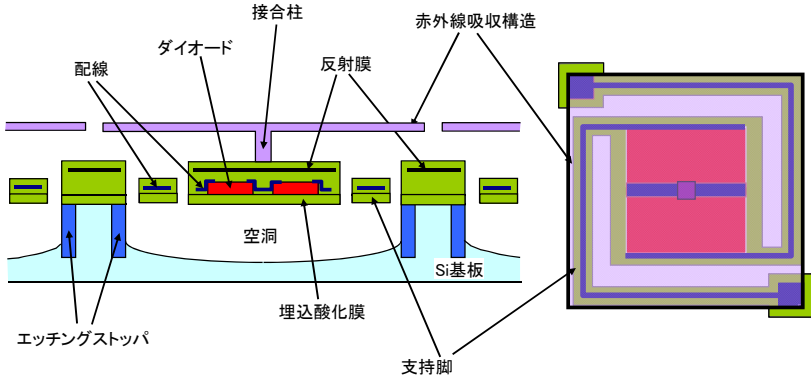


図 3・7 SOI ダイオード非冷却赤外線 FPA の画素構造

非冷却赤外線 FPA としては、1990 年代に画素サイズ  $50\ \mu\text{m}$  角前後の  $320 \times 240$  画素の素子が実用化されたが<sup>9)</sup>、その後、新しい画素構造や MEMS プロセスの微細化などで、 $25 \sim 17\ \mu\text{m}$  角の画素サイズで、より高い感度を実現できるようになり、 $1024 \times 768$  画素まで高集積化が進んでいる<sup>14)</sup>。

**(3) リードアウトサーキット**

冷却型では主に光起電力型の検出器を集積化した赤外線 FPA の開発が盛んである。可視光イメージセンサのように逆方向にバイアスされた検出器自身の空乏層容量に電荷蓄積する方式が可能なのはショットキーバリア方式だけであり、逆方向耐圧が低く、暗電流のバイアス

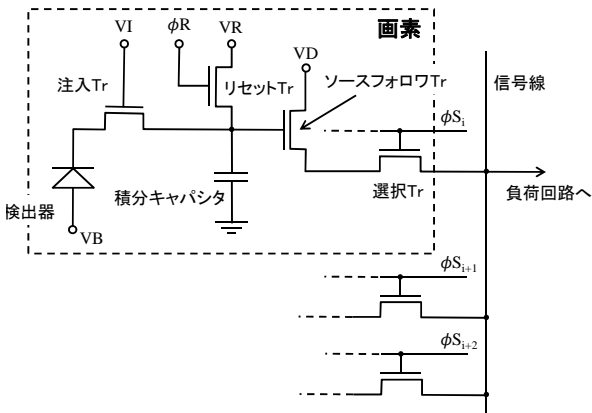


図 3・8 ダイレクトインジェクション入力とソースフォロワをもった画素回路

依存性が大きな狭バンドギャップ半導体を検出器とした赤外線 FPA では、ダイレクトインジェクション回路(図 3・8)や容量フィードバックトランスインピーダンスアンプを設けて電流-電圧変換を行って信号読み出しを行う。

ダイレクトインジェクション回路では、注入用のトランジスタのゲート電圧により検出器の逆方向バイアスを制御することができる。図の回路では、注入用のトランジスタを通して積分キャパシタに流れ込んだ電荷により変化したキャパシタ上端ノードの電圧を、ソースフォロワ回路を通して読み出す構成になっている。ソースフォロワ用のトランジスタは各画素に、負荷は列共通で 1 列に、一つずつ配置される。電荷蓄積の仕方に関しては、ショットキーバリア方式のように 1 フレーム間蓄積を行うことも可能であるが、高背景下での使用を前提に設計された冷却型赤外線 FPA では、数十 $\mu$ s~数百 $\mu$ s という蓄積時間で動作させることが一般的である。

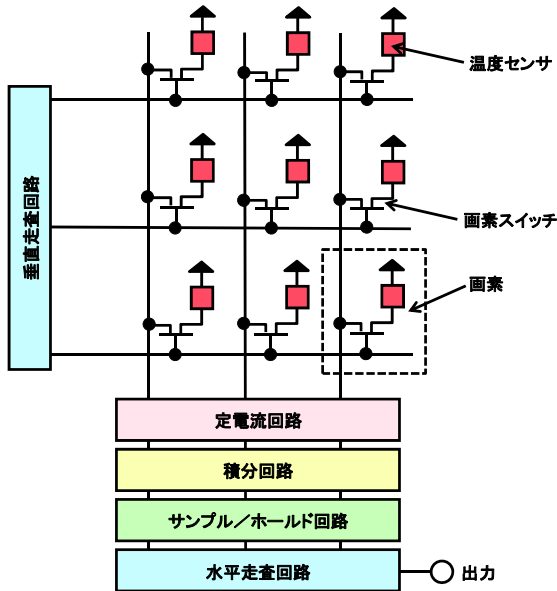


図 3・9 非冷却赤外線 FPA の構成

非冷却型の赤外線 FPA の一般的な構成を図 3・9 に示す。この FPA 構成では、行単位で画素に電圧を印加することで検出器を 1 水平期間内アクティブにし、1 水平期間積分した信号を次の水平期間に読み出す。画素内は、温度センサと画素スイッチとして働くトランジスタで構成されるのが一般的であるが、SOI ダイオード方式の場合、選択用のトランジスタは不要である<sup>13)</sup>。抵抗ボロメータ方式などは、定電圧駆動して負荷抵抗との間の抵抗分圧で読み出す方式と低電流駆動で読み出す方式があるが、負荷抵抗の影響を受けない定電流で動作させることが多い。非冷却赤外線検出器の出力は非常に小さいので、FPA 内で十分な増幅を行って出力する必要があるが、増幅器は、各列に積分器の形で配置されることが多い。積分器は、信号を増幅するためだけでなく、帯域制限を行うことで低雑音化にも寄与している。

## ■参考文献

- 1) A. Rogalski, "Infrared Photon Detectors," SPIE Press, Washington, pp.351-494, 1995.
- 2) M. Razeghi and M. Mohseni, "GaSb/InAs superlattices for infrared FPAs," in Handbook of Infrared Detection Technologies, ed. M. Henini and M. Razeghi, Elsevier, Oxford, pp.191-232, 2002.
- 3) S. D. Gunapala and S. V. Vandara, "GaAs/AlGaAs based quantum well infrared photodetector focal plane arrays," in Handbook of Infrared Detection Technologies, ed. M. Henini and M. Razeghi, Elsevier, Oxford, pp.83-119, 2002.
- 4) L. J. Kozlowski, J. M. Arias, G. M. Williams, K. Vural, D. E. Cooper, and S. A. Cabelli, "Recent Advances in Staring Hybrid Focal Plane Arrays: Comparison of HgCdTe, InGaAs, and GaAs/AlGaAs Detector Technologies," Proceedings of SPIE, 2274, pp.93-116, 1994.
- 5) A. Rogalski, "Infrared Detectors (Second Edition)," CRC Press, Boca Raton, pp.272-289, 2011.
- 6) A. Rogalski, "Infrared Detectors (Second Edition)," CRC Press, Boca Raton, pp.725-731, 2011.
- 7) A. Rogalski, "Infrared Detectors (Second Edition)," CRC Press, Boca Raton, pp.755-759, 2011.
- 8) M. Kimata, "IR Imaging," in Comprehensive Microsystems, vol.3, ed. Y. B. Gianchandani, O. Tabata, and H. Zappe, Elsevier, Amsterdam, pp.113-163, 2007.
- 9) R. A. Wood, "Uncooled thermal imaging with monolithic silicon focal planes," Proceedings of SPIE, 2020, pp.322-329, 1993.
- 10) J-L. Tissot, J-J. Martin, E. Mottin, M. Vilain M, J-J. Yon, and J. P. Chatard, "320×240 microbolometer uncooled IRFPA development," Proceedings of SPIE, **4130**, pp.473-479, 2000.
- 11) D. Murphy, M. Ray, R. Wyles, J. Asbrock, N. Lum, J. Wyles, C. Hewitt, A. Kennedy, D. V. Lue, J. Anderson, D. Bradley, R. Chin, and T. Kostzewa, "High Sensitivity 25  $\mu$ m Microbolometer," Proceedings of SPIE, **4721**, pp.99-110, 2002.
- 12) C. Li, G. D. Skidmore, C. Howard, C. J. Han, L. Wood, D. Peysa, E. Williams, C. Trujillo, J. Emmett, G. Robas, D. Jardine, C. F. Wan, and E. Clarke, "Recent development of ultra small pixel uncooled focal plane arrays at DRS," Proceedings of SPIE, **6542**, pp.65421Y-1-12, 2007.
- 13) M. Kimata et al., "SOI diode uncooled infrared focal plane arrays," Proceedings of SPIE, **6127**, pp.61270X-1-11, 2006.
- 14) C. Trouilleau, B. Fieque, S. Noblet, F. Giner, D. Pochic, A. Durand, P. Robert, S. Cortial, M. Vilain, J. L. Tissot, and J. J. Yon, "High-performance uncooled amorphous silicon TEC less XGA IRFPA with 17  $\mu$ m pixel-pitch," Proceedings of SPIE, **7298**, pp.72980Q-1-6, 2009.

## 3-1-2 赤外線カメラ

(執筆者：田村哲雄) [2011年1月 受領]

赤外線の歴史は、1800年、W. Herschel (英) が太陽の可視スペクトルの赤色端より長波長のところで、熱効果の大きい放射が存在することを発見したことから始まった。その後、多くの人達により研究がなされ、現在では、広い分野でその技術が応用されている。絶対温度以上の物体からは、その温度に関係づけられるエネルギー (プランクの法則) の赤外線が放射されており、暗視カメラや、赤外線を利用した温度計測に利用されている。この非接触計測の特長を活かし、熱管理が重要となる各種の基幹産業 (電気・電子産業、自動車産業、化学関係など) 多岐にわたって応用されている。また、ほかの分野においても、医学関係を初めとし、気象、農業、林業、自然界 (火山など) への応用と、あらゆる分野へその応用は広がりつつある。

ここでは、赤外線をパッシブに受光し、可視化する赤外線カメラについて述べる。



(1) 赤外線カメラへの赤外線入射光

赤外線カメラに入射される赤外線光は、(a)対象物から放射される赤外線放射、(b)放射率と背景雑音、(c)伝播経路である大気分光透過特性、を考慮する必要がある (図 3・10)。

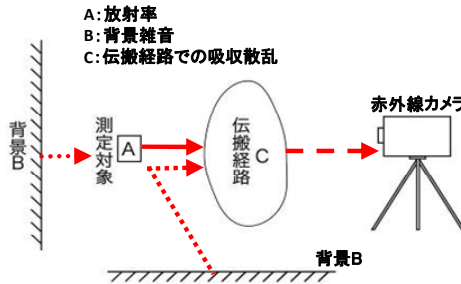


図 3・10 赤外線放射と赤外線カメラへの入射

(a) 赤外線放射

絶対零度 (0 K : -273.15 °C) 以上の温度の物体は、赤外線を含む電磁波を放射している。この熱放射の理論的研究は、1900 年にプランク (独) により黒体放射の理論として完成され、分光放射発散度は、式 (1) で表され、プランクの放射則という。

$$W\lambda = \frac{C_1}{\lambda^5} \frac{1}{e^{c_2/\lambda T} - 1} \quad (1)$$

ここで、 $W\lambda$  は分光放射発散度 [ $W \cdot cm^{-2} \cdot \mu m^{-1}$ ]、 $\lambda$  は波長 [ $\mu m$ ]、 $T$  は絶対温度 [K]、 $C_1$  は第 1 放射定数  $3.7418 [10^4 W \cdot cm^2 \cdot \mu m^4]$ 、 $C_2$  は第 2 放射定数  $1.4388 [10^4 \cdot \mu m \cdot K]$  である。

放射エネルギーは物体の温度の関数になっているため、その放射エネルギーを検知することにより、物体の温度を測定することができる。これが赤外線を利用した温度測定の原理である。

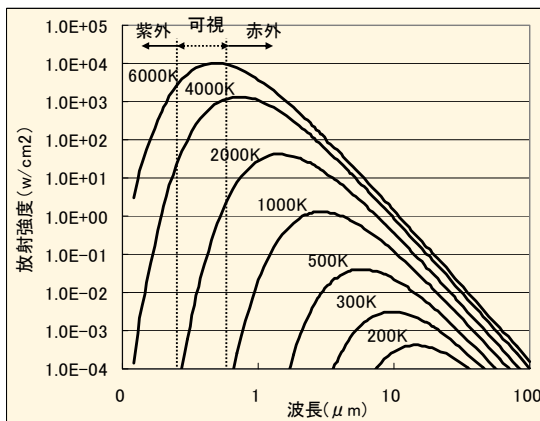


図 3・11 黒体放射発散度 vs. 対波長

**図 3・11** に黒体放射発散度と波長との関係を示す。この図から、300 K (27 °C) の黒体からは 10  $\mu\text{m}$  近辺の赤外線が量も多く放射されていることが分かる。それゆえ、常温近辺の物体の画像を得る場合、この波長帯を使うことが有利である。赤外線カメラの使用する波長帯の確定は、大気透過特性 (後述) や、対象物の波長特性を考慮する。赤外線カメラの波長特性は、光学系の特性 (①レンズの材質, ②反射防止膜 (ARC), ③干渉フィルタなどで決まる) と赤外線センサの感度特性で決まり、近年、3~5  $\mu\text{m}$  と 8~13  $\mu\text{m}$  の波長帯の開発がされている。

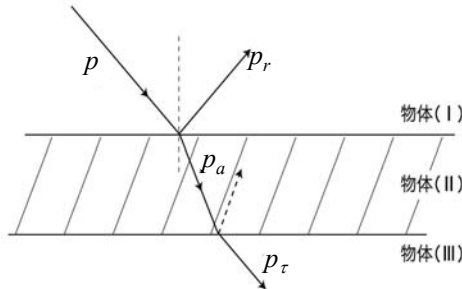
### (b) 放射率と背景雑音

対象物からの放射を捕らえる赤外線カメラでは、①対象物からの放射 (前述), ②対象物表面での反射, ③背景からの透過, を考慮する必要がある。**図 3・12**において、赤外線が物体 (I) から物体 (II) に当たると、一部は表面で反射し残りが内部へ浸透し、一部が吸収され、更に残りが物体 (III) へ透過していく。入射パワーを  $p$ , 反射パワーを  $p_r$ , 吸収パワーを  $p_a$ , 透過パワーを  $p_\tau$  とすると、反射率, 吸収率, 透過率は、次のように示される。

$$\text{放射率 } \rho = \frac{p_r}{p}, \quad \text{吸収率 } \alpha = \frac{p_a}{p}, \quad \text{透過率 } \tau = \frac{p_\tau}{p} \quad (2)$$

$$\rho + \alpha + \tau = 1 \quad (3)$$

吸収率 = 放射率であることは、エネルギー保存則から明らかである。



**図 3・12** 透過・屈折・反射

太陽光の直射, 反射あるいは周囲物体からの迷光, 反射光などは背景雑音になる。一般的対策としては、①背景放射の影響を少なくするために、対象物に近い温度のもので遮光する、②測定対象物の放射率を高くする (対象物の表面を塗装する, サンドブラストなどで凹凸をつける)。または、③対象物の放射率に波長特性がある場合は、高い波長を選択するなどもある。

### (c) 大気分光透過特性

大気中を通過する赤外線の吸収には、水蒸気 ( $\text{H}_2\text{O}$ ), 炭酸ガス ( $\text{CO}_2$ ), オゾン ( $\text{O}_3$ ), その他、一酸化炭素 ( $\text{CO}$ ), 亜酸化チソン ( $\text{N}_2\text{O}$ ), メタン ( $\text{CH}_4$ ) などがある。これらの吸収の少ない領域を観測波長として使用する。3~5  $\mu\text{m}$  または 8~12  $\mu\text{m}$  がその波長で、一般にこの波長帯を大気の窓と呼ぶ (**図 3・13**)。

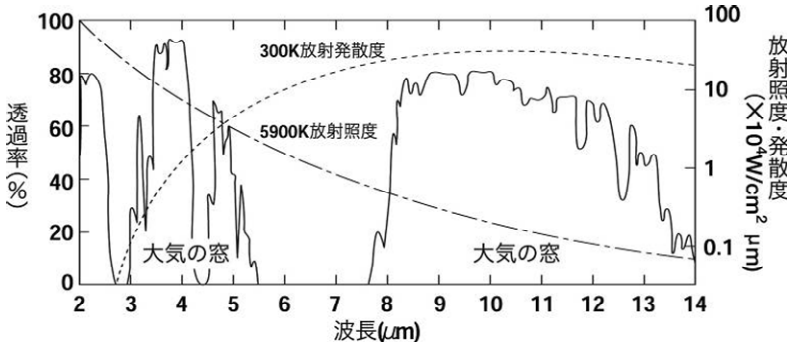


図 3・13 大気分光透過特性 (参考文献 2) から引用)

(2) 赤外線カメラの動作原理

入射された赤外線光を画像化する赤外線カメラ (表 3・1) の動作原理について、以下に述べる。

表 3・1 赤外カメラの主な性能指標と非冷却型赤外線 FPA センサを使用した赤外線カメラで実現されている性能

|   | 性能指標    | 内容   | 実現性能        |
|---|---------|--|-------------|
| 1 | 撮像温度範囲  | 撮像可能な測定対象物の温度範囲  | -40~2000 °C |
| 2 | 最少検知温度差 | 検出可能な最小の温度差で、雑音等価温度差<br>NETD (Noise Equivalent Temperature Difference) | 50 mK 程度    |
| 3 | 最少検知寸法  | ある測定距離における識別可能な測定対象の大きさ  |             |
| 4 | 視野角     | 検出部から角度で表現した視野の大きさ   |             |
| 5 | 画素数     | 二次元アレイの素子数   |             |
| 6 | フレームタイム | 1 枚の赤外線画像を得るのに要する時間  |             |

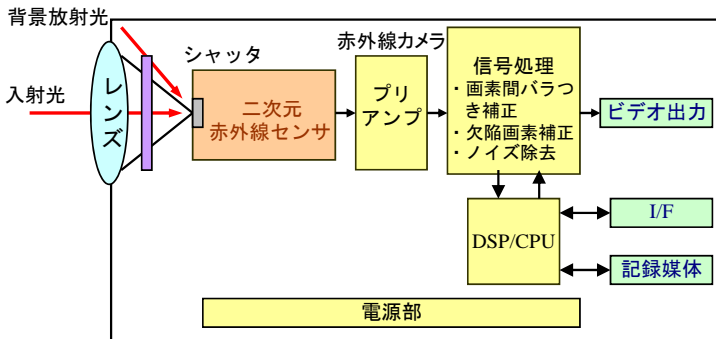


図 3・14 赤外線カメラの構成

赤外線カメラは、入射光を赤外線センサ表面に集光／結像するレンズ、入射光に対応した電気信号に変換する赤外線センサ、赤外線センサに駆動信号を供給しセンサからの信号を最適化するプリアンプ、赤外線の情報画像化する信号処理部（画素間特性ばらつき補正、欠陥画像補正、ノイズ除去(Non-uniformity Correction)など）、画像信号出力部、などから構成される（図3・14）。

(a) レンズ

赤外線の光学系の設計・評価方法などは、可視カメラのそれと同様である。ただし、使用される光学材料が異なり、可視光を透過しない材料が多い。このため、①レンズの調整・測定で、肉眼で確認することができず、専用の評価システムが必要となる。②温度・波長に対する屈折率の変化が大きい場合があるので、注意を要する。

以下に、代表的な赤外線光学材料を示す（表3・2、図3・15）。

表3・2 各種光学材料の特性

| 材料                      | 波長限界<br>( $\mu\text{m}$ ) | 屈折率               | 密度<br>( $\text{g}/\text{cm}^3$ ) | 熱伝導率<br>( $\text{Cal}/\text{cm s}^\circ\text{C}$ )     | KNOOP<br>硬度 | 溶解度<br>(水 100 g)                                | 破壊係数<br>( $\text{kg}/\text{cm}$ ) | 購入可能<br>最大径( $\text{mm}$ ) |
|-------------------------|---------------------------|-------------------|----------------------------------|--|-------------|---|-----------------------------------|----------------------------|
| $\text{Al}_2\text{O}_3$ | 0.17~6.5                  | 1.77(1.0 $\mu$ )  | 3.98                             | $6.7 \times 10^{-2}$ (平行)<br>$5.5 \times 10^{-2}$ (垂直) | 1370        | 不溶  | 2000 以上                           | $\phi$ 150~<br>$\phi$ 200  |
| $\text{CaF}_2$          | 0.13~13                   | 1.40(4.6 $\mu$ )  | 3.18                             | $2.32 \times 10^{-2}$                                  | 158         | $1.67 \times 10^{-3}$<br>(40 $^\circ\text{C}$ ) | 372.6                             | $\phi$ 200                 |
| $\text{BaF}_2$          | 0.15~15                   | 1.42(9.7 $\mu$ )  | 4.83                             | $2.8 \times 10^{-3}$                                   | 82          | 0.16g<br>(30 $^\circ\text{C}$ )                 | 274.2                             | $\phi$ 110                 |
| Ge                      | 1.8~23                    | 4.1(10 $\mu$ )    | 5.33                             | $1.4 \times 10^{-4}$                                   | 692         | 不溶  | 738.3                             | $\phi$ 200                 |
| ZnSe                    | 0.58~22                   | 2.40(10.6 $\mu$ ) | 5.27                             | $4.3 \times 10^{-2}$                                   | 100         | 難溶  | 562.5                             | $\phi$ 500                 |

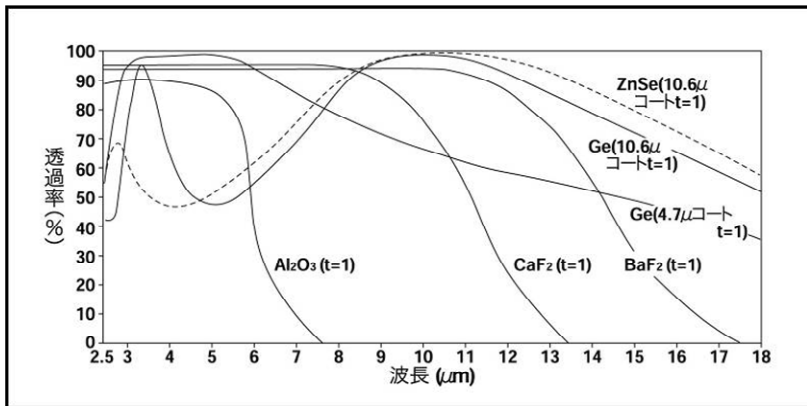


図3・15 各種光学材料の分光透過率特性

- (1) **サファイア  $\text{Al}_2\text{O}_3$**  無色、六方晶系の結晶で、へき壊性を示さず、表面の硬さが極端に高い。機械的強度が強く、破壊係数の最小値でも  $2000 \text{ kg/cm}$  で熱的特性も良い。高価である。吸湿性は示さないが、酸、アルカリにわずかに溶ける。
- (2) **フッカカルシウム  $\text{CaF}_2$**  無色立方晶系の結晶で、へき壊性を示し、容易に傷がつき、アンモニア塩の溶液に溶ける。サファイアと比較して廉価。使用温度は約  $140 \text{ }^\circ\text{C}$  以下。
- (3) **フッカバリウム  $\text{BaF}_2$**  比較的安価であり、機械的特性は  $\text{CaF}_2$  より更に弱く、圧力差のある窓には使用できない。約  $200 \text{ }^\circ\text{C}$  まで使用可能である。
- (4) **ゲルマニウム  $\text{Ge}$**  等軸晶系の結晶で、高屈折率でレンズとして使用されるが、反射防止コーティングが必要である。温度変化に対する屈折率の変化が大きく、使用環境温度によって、焦点距離の補正が必要となる場合がある。また、 $60 \text{ }^\circ\text{C}$  以上になると透過率が低下するので注意が必要である。機械的には比較的強い。

(5) **セレン化亜鉛  $\text{ZnSe}$**  淡黄色の結晶で可視光線も幾分か通し、 $\text{CO}_2$  レーザ ( $10.6 \mu\text{m}$ ) の窓、レンズに使用される。反射防止コーティングが必要で、機械的には  $\text{Ge}$  より少し劣る。

#### (b) 赤外線センサとプリアンプ

本項では、非冷却型赤外線 FPA (Focal Plane Array) 性能を最大限引き出すための留意点について述べる (センサに関する議論は前項にゆずる)。

- (1) **ダイナミックレンジ** 撮像対象の温度範囲を可能な限り狭く設定し、センサの出力がダイナミックレンジ内で最大となるようにする (積分時間、積分コンデンサ、バイアス電圧などを最適化する)。
- (2) **ノイズの低減** ボロメータのバイアス電圧のノイズを低減する。回路を最適化し (周波数特性、出力インピーダンス、ドライブ能力など)、ノイズを最小限に抑える。

#### (c) 信号処理 (画素間ばらつき補正、欠陥画素補正、ノイズ除去など)

可視カメラと異なり赤外線センサは、①画素間の特性ばらつきが大きい、②光学系から、信号成分と比較して非常に大きな背景放射が入射し、外乱ノイズとなる。

- (1) **画素間ばらつき補正** NUC (Non-Uniformity Correction) 補正は、シャッタを閉じて、一様な赤外放射をセンサに入射し、この出力が一定となるように画素ごとに、個別にオフセット (Offset) 補正を行う。最近、センサの均一性が改善され、シャッタを使用せず、補正用素子を利用し、補正が可能となってきた。
- (2) **欠陥画素補正** 非冷却型赤外線 FPA の正常に動作しない画素を欠陥画素といい、これを補正することで、実用的かつ経済的な赤外線カメラを実現できる。欠陥画素補正は、欠陥画素の周辺 (近傍) の正常動作する素子を利用し、補正データを作る。補正は単純な置換や、より高度な画像処理を施す場合もある。
- (3) **背景放射補正** 図 3-14 で示すように、レンズの開口部以外は、背景放射源となっており、環境温度が変化すると、背景放射も大きく変化し、画像の外乱となり、ノイズ源となる。これらは温度に依存しており、背景放射源の温度を測定し、相当量の補正を行うことでノイズ低減する。

#### (3) 応用例

以下に、赤外線カメラの代表的な応用例について述べる。

### (a) セキュリティへの応用

撮像対象からの赤外線放射光を撮像するため、①光源がない暗闇でも撮像が可能、②環境による画像変動が少なく画像処理による自動化・無人化が可視画像と比較して容易、などの特長があり、防犯・防災に利用されている。図 3・16、図 3・17 に、可視画像と赤外線画像の比較を示す。

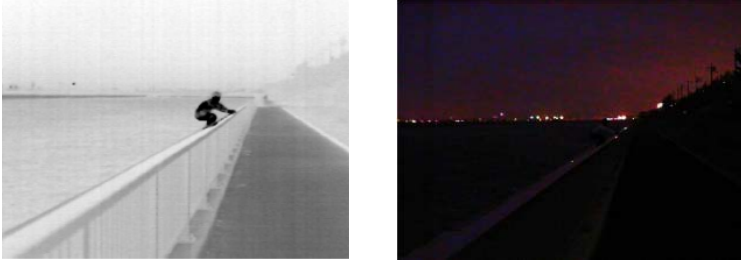


図 3・16 侵入者監視画像例 赤外線（左）vs. 可視（右）



図 3・17 ヘッドライトの影響が少ない赤外線（左）vs. 可視（右）

### (b) 温度計測への応用

サーモグラフィによる発熱者スクリーニングの特長は、「非接触」で「リアルタイム」に画面内の特に熱のある家畜を「比較特定」できる。体調の悪い家畜を早期に発見してケアすることは畜産・酪農家の財産を守ると同時に「食」への安全性においても重要な役割を果たす（図 3・18）。また、設備の温度を計測することで、重大事故となる前に設備の劣化を予知・予防することが可能となる。以下に、診断画像例を示す（図 3・19）。

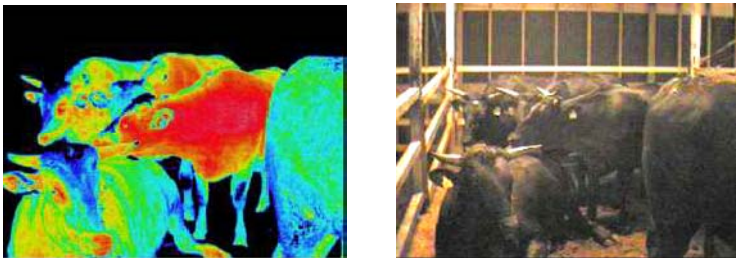


図 3・18 畜産。発熱している牛個体の熱画像（左）

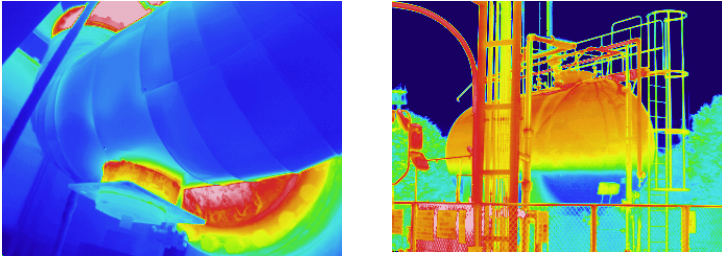


図3・19 配管やボイラーの熱漏れ(左)とタンク内の断熱不足(右)

赤外線センサは、材料、高感度化・狭ピッチ、高精細化の開発が進み、実装技術の開発と合わせて、更に高性能、低消費電力、低価格が実現されるであろう。また、赤外線センサに加え光学系や周辺回路も改善され、赤外線カメラは、高性能・小型・低価格製品が開発される。低価格化と性能改善が著しい可視カメラとの組合せで、新しいアプリケーションも開拓され、市場が拡大することを期待する。

#### ■参考文献

- 1) 赤外線技術研究会, “赤外線工学(基礎と応用),” オーム社, 1991.
- 2) 梅干野 他, “赤外線カメラ(6~9  $\mu\text{m}$ )を用いた建物の表面温度計測,” 熱工学部門後援会講演論文集, no.910-84, 1991.
- 3) 藤正 巖(監修), “最新医用サーモグラフィ,” 熱画像診断テキスト, 日本サーモロジー学会.
- 4) 三浦 大, “消防隊員活動支援装置の研究と開発(その1, その2)(濃煙, 濃水蒸気下における赤外線カメラの有効性),” 日本火災学会誌「火災」, 290, 291号.
- 5) Joseph S. Accetta, and David L. Shumaker(Executive Editors), “The Infrared & Electro-Optical Systems Handbook,” Volume 1.~Volume 8, Infrared Information Analysis Center and SPIE Optical Engineering Press, 1993.
- 6) Paul W. Kruse, and David D. Skatrud(Volume Editors), “Uncooled Infrared Imaging Arrays and Systems,” Volume 47 (Semiconductors and Semimetals), Academic Press, Oct. 22 1997.

## ■8群-4編-3章

### 3-2 テラヘルツ

#### 3-2-1 イメージング

(執筆者：小田直樹) [2010年12月受領]

テラヘルツ (THz) 周波数帯では、生体高分子や半導体材料などが特徴的な吸収スペクトルをもつことが知られており、THz イメージング技術は生体高分子試料のラベルフリー分析や半導体材料の非破壊検査などへの応用が期待されている。

本項ではTHz イメージングとして、TDS (Time Domain Spectroscopy : 時間領域分光) 技術を用いたイメージング、波長可変光源を用いた分光イメージング及び2次元アレイセンサを搭載したTHz カメラを用いたイメージングについて解説する。より広範囲のTHz イメージング技術については、文献 1) を参照されたい。

##### (1) TDS 技術を用いたイメージング

図 3・20 は TDS 技術を用いた反射の配置でのイメージング装置の一例である<sup>2)</sup>。フェムト秒レーザー (例: 波長 800 nm, ピーク強度 880 mW, パルス幅 < 100 fs, 繰返し周波数 76 MHz) から放射された光パルスはビームスプリッタにより二つに分けられ、一方は THz 波発生素子へ、他方は時間遅延部を通して THz 波検出素子に導かれる。THz 波発生素子は、GaAs 上に形成したダイポールアンテナの微小ギャップ間 (数  $\mu$  m) に数十 V のバイアス電圧を印加したもので、光伝導アンテナと呼ばれる。

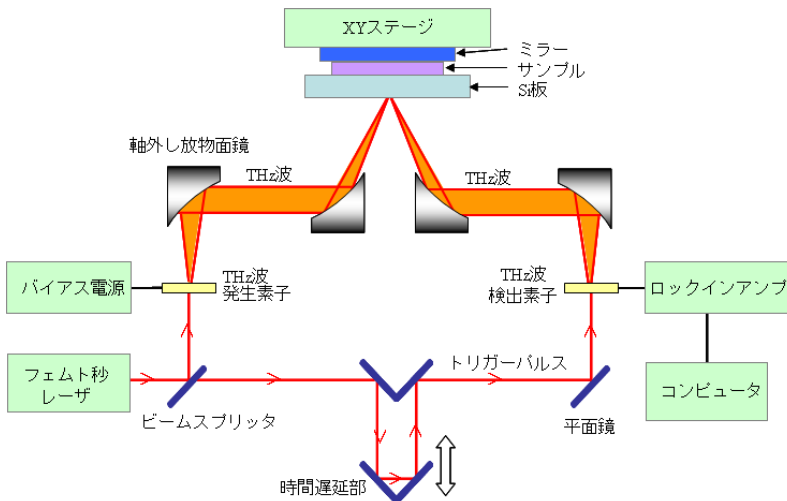


図 3・20 TDS 技術を用いたイメージング装置の概念図

微小ギャップに GaAs のバンドギャップより大きいエネルギーの光パルスを照射することによりフォトキャリアが生成され、同キャリアは高いバイアス電圧によって加速されて THz



波が放出される。放出された THz 波は軸外し放物面鏡などから成る光学系を通してサンプルに照射される。サンプルからの THz 波は、時間遅延がかかったトリガープルスとともに THz 波検出素子に入射し、時間波形として検出される。この波形はフーリエ変換により周波数空間に変換されて、サンプルのスペクトルが得られる。

また、同装置では、サンプルを Si 板とミラーで挟むという工夫を盛り込んでいる。サンプルは、PVDF (PolyVinylidene DiFluoride) メンブレンにビオチン (小分子) をスポット状に固定化し、ストレプトアビジン (蛋白質) と結合反応させたものである。サンプルと Si 板の境界で反射した THz 波とサンプルを透過してミラーで反射した THz 波の干渉を用いると、スポット部の屈折率がメンブレン自体の屈折率と異なるため、特定の周波数 1.5 THz を選ぶとスポット部のコントラストを最大にすることができる。サンプルを XY ステージに載せて走査し、小分子と蛋白質の結合反応をラベルフリーで画像化することに成功した<sup>2)</sup>。

## (2) 波長可変光源を用いたイメージング

波長可変光源を用いた分光イメージングに関し、THz パラメトリック光源を用いた装置が開発されている<sup>3), 4)</sup>。その中でも光注入型 THz パラメトリック光源を用いた装置を図 3・21 に示す。ニオブ酸リチウム単結晶などの非線形光学結晶に高強度のパルス励起光 (ポンプ光) を入射させると、光学活性フォノンとの相互作用により、THz 光とアイドラ光に分離される (図 3・21 の挿入図)。図 3・21 では、ポンプ光として波長 1.064  $\mu\text{m}$  の Nd:YAG レーザを、アイドラへの注入光として波長範囲 1.067~1.075  $\mu\text{m}$  で可変なレーザダイオードを用いている。レーザダイオードの波長と注入角度の調整により、0.6~2.6 THz の THz 波を発生させることができる。光学結晶内で発生した THz 波は、Si プリズムカップラーにより外部に導き出される。このようにして発生した THz 波は、レンズにより XY ステージに載せたサンプルに集光され、THz 波検出素子で検出されて画像化される。画像例として、封筒に入れた 3 種類の禁止薬物を 1.32~1.98 THz の範囲の七つの周波数で計測し、各禁止薬物のスペクトルの特徴を用いて、開封せずに封筒内の各薬物の画像化に成功した<sup>4)</sup>。

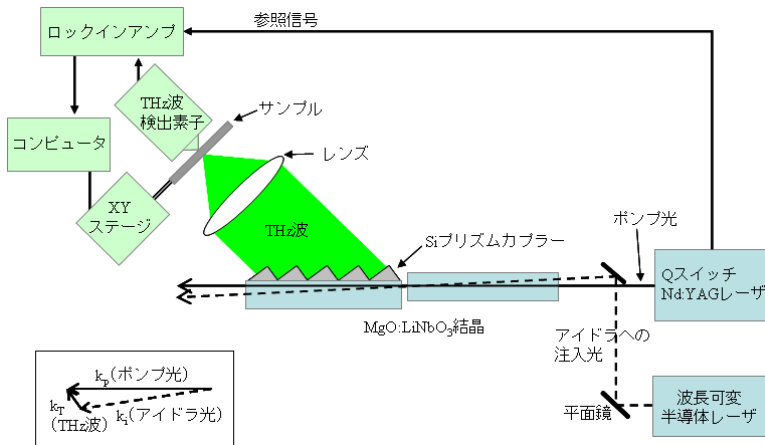


図 3・21 波長可変光源を用いた分光イメージング装置の概念図

### (3) THz カメラを用いたイメージング

本項の最後として、2次元 THz アレイセンサを搭載した THz カメラについて述べる。同センサの開発については、画素数  $320 \times 240$ 、画素ピッチ  $23.5 \mu\text{m}$  のボロメータ型非冷却赤外線アレイセンサの画素構造 (図 3・22(a)) を基にして、THz アレイセンサに仕立て上げた。図 3・22(b) に画素の断面構造を示す。

庇及びダイアフラム上の THz 吸収膜 (金属薄膜) と反射膜の間で、ある程度の光学的共振特性をもたせることにより、庇やダイアフラムに THz 波のエネルギーを効率良く吸収させて、THz 感度を向上させている<sup>5),6)</sup>。同センサの NEP (Noise Equivalent Power) の波長特性については、赤外線から波長  $100 \mu\text{m}$  (周波数 3 THz) 付近まで NEP の値は比較的良くかつ平坦であり、波長  $300 \mu\text{m}$  付近から NEP が悪くなる<sup>6)</sup>。 $320 \times 240$  非冷却 THz アレイセンサは真空パッケージに封入された後、THz カメラ (図 3・22(c)) に搭載される。カメラレンズとパッケージ窓の材料として高比抵抗 Si を、無反射コート膜としてパリレンを用いている<sup>5),6),7)</sup>。

同 THz カメラの特徴は、前述のイメージング装置と異なり、実時間画像 (フレームレート 60 Hz) を取得できる点である。また、フレーム積分、画素積分及びロックインイメージングの機能を有している。前述と同様のサンプルであるビオチンとストレプトアビジンの結合反応をラベルフリーで検出した実時間画像や煙を通して見た THz 光源の実時間画像などについては文献 6) と 7) を参照されたい。

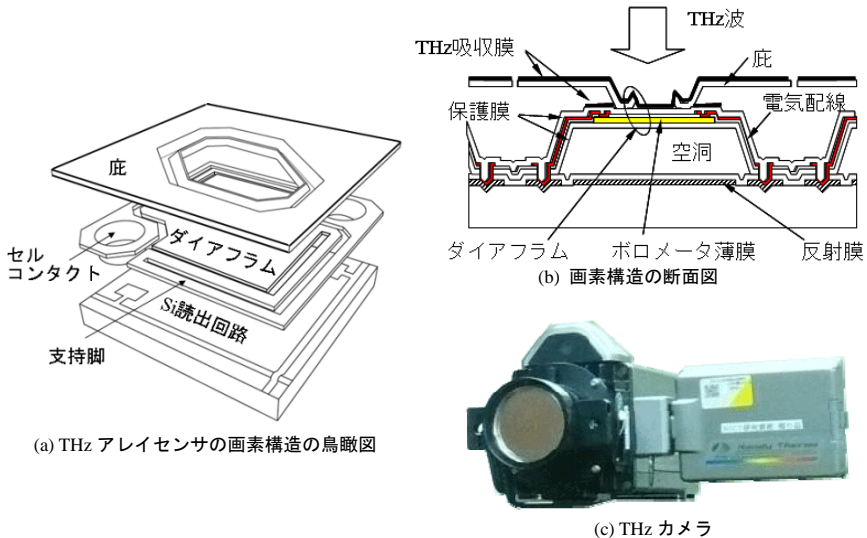


図 3・22 THz カメラ

#### ■参考文献

- 1) 大谷知行, 斗内政吉 他, “イメージングシステム,” 廣本宜久(編集), テラヘルツ技術総覧, テラヘルツテクノロジーフォーラム, pp.426-474, 2007.
- 2) Y. Ogawa et al., “Interference terahertz label-free imaging for protein detection on a membrane,” OPTICS EXPRESS, vol.16, no.26, pp.22083-22089, 2008.

- 3) 川瀬晃道, 伊藤弘昌, “テラフォトンクス光源—波長可変 THz 波の発生と応用可能性,” 応用物理, vol.71, no.2, pp.167-172, 2002.
- 4) K. Kawase, “Terahertz Imaging,” Optics & Photonics News, pp.34-39, Oct. 2004.
- 5) N. Oda et al., “Detection of terahertz radiation from quantum cascade laser, using vanadium oxide microbolometer focal plane arrays,” Proc. SPIE, vol.6940, pp.69402Y-1-69402Y-12, 2008.
- 6) N. Oda, “Uncooled bolometer-type Terahertz focal plane array and camera for real-time imaging,” Comptes Rendus Physique, vol.11, pp.496-509, 2010.
- 7) N. Oda et al., “Development of Terahertz Focal Plane Arrays and Handy Camera,” Proc. SPIE, vol.8012, in press, 2011.

### 3-2-2 テラヘルツ波の応用

(執筆者：門 勇一) [2011年2月受領]

産業的に未開拓のテラヘルツ波（以下、THz 波と略記）帯は 0.1~10 THz 程度の周波数範囲と定義されている。この周波数帯を用いた応用を概観する。

#### (1) 安心・安全・健康への応用

この周波数範囲の電磁波は、光波のもつ高い空間分解能、電波のもつ物質透過性、及び人体に対する安全性を具備する。また、この周波数範囲では、物質固有の吸収スペクトル（指紋吸収スペクトル）が現れる（図 3・23）<sup>1)</sup>。近年、THz 波光源の技術が大きく進展し<sup>2)</sup>、こうした THz 帯の電磁波の特長を活用して、人の安心・安全を守るためや、健康維持への貢献を目指したセンシングやイメージングへの応用研究が盛んに行われている<sup>3)~5)</sup>。

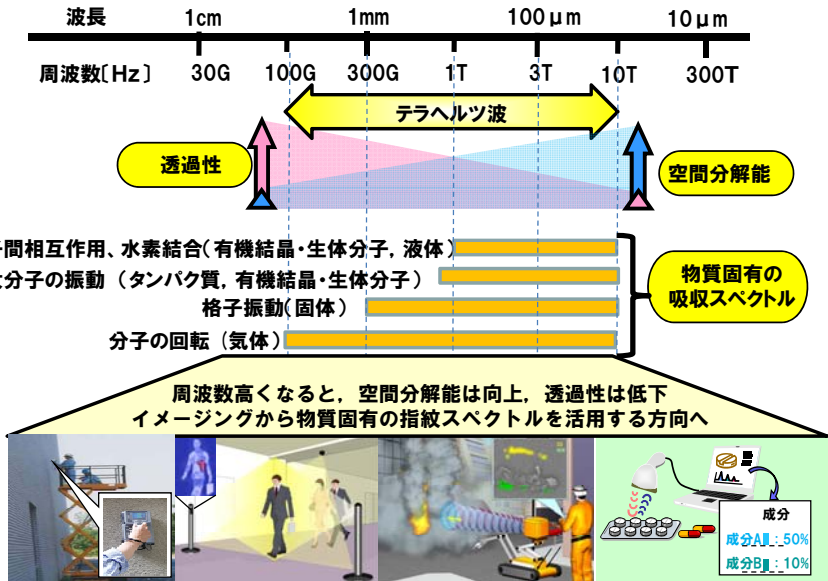


図 3・23 THz 波の特長と安心・安全・健康を守る応用研究例

0.1 THz 以下では、透過性と人や刃物を認知できる程度の空間分解能を生かして、炎を通して人の所在を確認する成果が得られている<sup>6)</sup>。0.1 THz 付近では、住の安全の観点で、壁紙やタイルで覆われているコンクリート表面にある 0.2 mm 程度のクラック検出<sup>7)</sup>、安全運転支援では車間距離計測だけでなく、夜間における前方の歩行者検知の応用研究がある。

0.1 THz 以上では気体分子の回転励起に起因する比較的大きな吸収スペクトルが観測されるので、遠隔から有毒ガスの存在や濃度を検知する研究<sup>8)~9)</sup>、0.5 THz 以上では巨大分子の振動励起、分子間相互作用、水素結合状態に起因した吸収ピークが観測されるので、郵便物の中の麻薬や爆薬の透視検査技術の開発<sup>10)~12)</sup>、薬の結晶多形の存在検知<sup>13)</sup>、更には薬の体内吸収現象を解明する挑戦が進められている。

## (2) 情報通信への応用

日本ではすでに 120 GHz 帯を用いた無線伝送技術で、世界に先駆けて 10 Gbit/s の伝送速度を実現している。この技術を用いて非圧縮のハイビジョン映像を 6 チャンネル多重して、5 km を超える伝送実験にも成功している(晴天時)<sup>14)</sup>。今後、放送業界でライブ中継現場からの高精細映像素材の伝送に使われることが期待される。現時点では ASK (Amplitude Shift Keying) 変調方式であるが、QPSK (Quadrature Phase Shift Keying) 変調により、20 Gbit/s の高速伝送も視野に入ってきている。将来、高精細の 2 次元や 3 次元映像データが流通するようになると、主に室内における情報機器間の大容量通信技術へのニーズが顕著になる(図 3・24)。

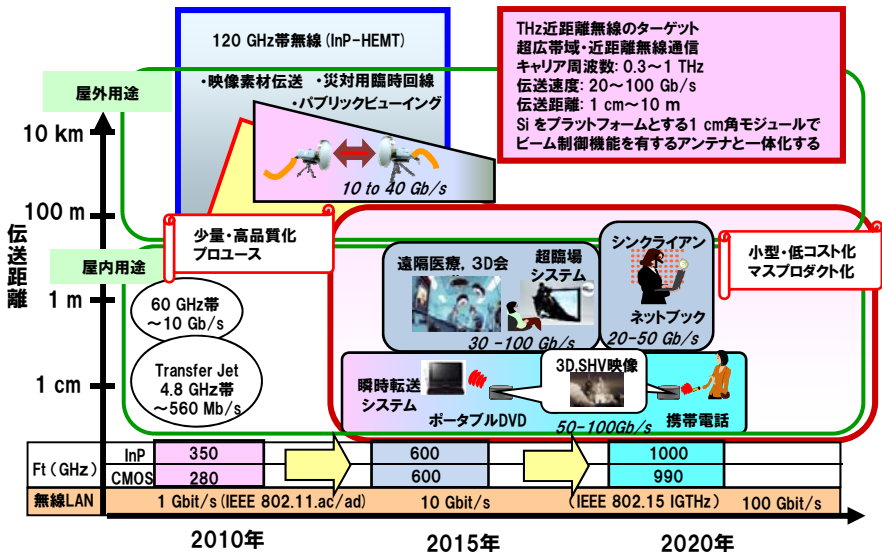


図 3・24 THz 波を用いた情報通信利用のトレンド

今後の THz 波帯を用いた無線のトレンドは、屋外でのプロユースから屋内での近距離大容量無線としてのパーソナルユースへの展開と考えられる。50~100 Gbit/s の近距離大容量無線を実現するには 300 GHz 以上の未利用電磁波帯を開拓するのが有効である。なぜなら、超広

帯域のバンドを占有して ASK 変調のシンプルな集積機能構造を目指すことで、小型で低コストなアンテナ一体型の THz 帯無線通信モジュールの実現を期待できるからである<sup>15)~18)</sup>。10 mm 角で厚さ 1 mm 程度の無線モジュールが実現されると、携帯電話などのモバイル機器に搭載することが可能になり、広く普及すると予測される。

#### ■参考文献

- 1) 深澤亮一, “テラヘルツ波による材料分析,” 応用物理, vol.79, no.4, p.312, 2010.
- 2) 伊藤弘昌, “テラヘルツ波光源,” 応用物理, vol.79, no.6, p.524, 2010.
- 3) 門 勇一, “テラヘルツ波で安全を守る,” 応用物理, vol.80, no.1, p.11, 2011.
- 4) 斗内政吉(監修), テラヘルツテクノロジー動向調査委員会(編), “テラヘルツ技術,” オーム社, 2006.
- 5) 西澤潤一, 佐々木哲朗, “テラヘルツ分光スペクトル測定による市販製剤の分析例,” 薬剤学, vol.68, no.4, p.297, 2008.
- 6) K. Mizuno, H. Matono, Y. Wagatsuma, H. Warashina, S. Miyanaga, H. Sato, and Y. Yamanaka, “New Applications of Millimeter-Wave Incoherent Imaging,” Proceedings of IEEE MTT-S International Microwave Symposium, WE2C-3, Long Beach, CA, 2005.
- 7) H. Togo, S. Mochizuki, S. Oka, I. Toyoda, N. Kukutsu, and Y. Kado, “Optical Measurement Techniques of Millimeter Wave Antenna for Imaging Concealed Cracks on Concrete Surfaces,” Proceedings of the 2010 European Conference on Antennas and Propagation, Paper no.S24, pp.1-4, 2010.
- 8) H. J. Hansen, “Standoff Detection Using Millimeter and Submillimeter Wave Spectroscopy,” Proceedings of the IEEE, vol.95, Iss.8, p.1691, 2007.
- 9) K.-H.Oh, N. Shimizu, S. Kohjiro, K. Kikuchi, A. Wakatsuki, N. Kukutsu, and Y. Kado, “High-sweeping-speed optically synchronized dual-channel terahertz-signal generator for driving a superconducting tunneling mixer and its application to active gas sensing,” Optics Express, vol.17, no.21, p.18455, 2009.
- 10) 大谷知行, 有吉誠一郎, 佐々木芳彰, 川瀬晃道, “テラヘルツイメージングと安心・安全分野への応用,” 応用物理, vol.75, no.2, p.188, 2006.
- 11) K. Yamamoto, M. Yamaguchi, F. Miyamaru, M. Tani, M. Hangyo, T. Ikeda, A. Matsushita, K. Koide, M. Tatsuno, and Y. Minami, “Noninvasive inspection of C-4 explosive in mails by terahertz time-domain spectroscopy,” Jpn. J. of Appl. Phys., vol.43, p.L414, 2004.
- 12) T. Ikeda, A. Matsushita, M. Tatsuno, Y. Minami, M. Yamaguchi, K. Yamamoto, M. Tani, and Hangyo, “Investigation of inflammable liquids by terahertz spectroscopy,” Appl. Phys. Lett., vol.87, 034105, 2005.
- 13) C. J. Strachan, P. F. Taday, D. A. Newnham, K. C. Gordon, J. Axel Zeitler, M. Pepper, and T. Rades, “Using terahertz pulsed spectroscopy to quantify pharmaceutical polymorphism and crystallinity,” J. Pharm. Sci., vol.94, no.4, p.837, 2005.
- 14) A. Hirata, R. Yamaguchi, H. Takahashi, T. Kosugi, K. Murata, N. Kukutsu, and Y. Kado, “Effect of Rain Attenuation for a 120-GHz-Band Millimeter-Wave Wireless Link,” IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol.57, no.12, p.3099, 2009.
- 15) T. Nagatsuma, H.-J. Song, and Y. Kado, “Challenges for Ultrahigh-Speed Wireless Communications Using Terahertz Waves,” International Journal Terahertz Science and Technology, International Journal Terahertz Science and Technology, vol.3, no.2, p.55, 2010.
- 16) N. Kukutsu, A. Hirata, M. Yaita, K. Ajito, H. Takahashi, T. Kosugi, H.-J. Song, A. Wakatsuki, Y. Muramoto, T. Nagatsuma and Y. Kado, “Toward practical applications over 100 GHz,” Proceedings of IEEE MTT 2010 International Microwave Symposium, p.1134, 2010.
- 17) T. Nagatsuma, H. J. Song, Y. Fujimoto, K. Miyake, A. Hirata, K. Ajito, A. Wakatsuki, T. Furuta, N. Kukutsu, and Y. Kado, “Giga-bit Wireless Link Using 300-400 GHz Bands,” Proceedings of 2009 International Topical Meeting on Microwave Photonics, Paper No.Th2.3, 2009.
- 18) H.-J. Song, K. Ajito, A. Hirata, A. Wakatsuki, Y. Muramoto, T. Furuta, N. Kukutsu, T. Nagatsuma, and Y. Kado, “8-Gbps wireless data transmission at 250 GHz,” Electronics Letters, vol.45, no.22, p.1121, 2009.

■8群-4編-3章

3-3 生体認証 — デバイスと応用

(執筆著：大島正明) [2011年1月 受領]

産業・経済・文化がITを中心とした情報化社会に移行する中で、社会活動及び個人生活の様々な場面でセキュリティに対するニーズや認識が高まっている。電子商取引での決済手段における本人確認や、個人情報保護法やISMS (Information Security Management System) 監査などの諸法令や規制類への対応では、「自分が誰であるのか」、「個人がどのような個人であるのか」を、電子的に識別して認証する生体認証 (バイオメトリクス) の利用が拡大している<sup>1)</sup>。

3-3-1 生体認証 (バイオメトリクス) とは

バイオメトリクス (Biometrics) は、Biology (生物学) と Metrics (測定) の融合技術で、人体固有の身体的あるいは行動的特徴を抽出、解析して、個人を識別、認識する技術で、ICチップや暗号技術と同じように、高度情報社会のセキュリティを支える重要な技術的基盤の一つである。表3-3に、公的 (パブリック)、専用・商用 (特定機関・企業)、私的 (パーソナル) の各利用分野における生体認証のニーズ、主な用途、代表システムと特徴、主な特性、利用形態についてまとめている<sup>2)</sup>。

表3-3 経済社会と生体認証のニーズ、役割

| 分野               | パブリック  | 特定機関・企業   | パーソナル  |
|------------------|--|---|--|
| 社会経済の方向          | ・経済社会の国際化, ユニバーサル化                           | ・モバイル利用の拡大と活動領域のグローバル化                                  | ・高度情報社会への移行と超高齢社会化の進行                            |
| 主な用途             | ・人や動物の身元確認, 公共空間の安全, 社会保障の高度化                | ・犯罪の防止と捜査, 重要施設の安全, 個人情報の保護                             | ・家庭の安全・安心, 健康・医療・介護, IT利用の利便性とセキュリティの向上          |
| 代表的なシステム, 仕組みの特徴 | ・顔写真や身体の属性, 行動の同定システム<br>・多人数, 多人種の個体から本人を同定 | ・AFIS (自動指紋照合システム), 静脈認証 (銀行)<br>・検体, 痕跡を含む個体の特徴から本人を識別 | ・指紋, 顔, 静脈の特徴による本人認証システム<br>・個人の身体, 行為の特徴から本人を認識 |
| 主な特性             | ・生涯不変であること<br>・公正性, 普遍性<br>・偽造・改ざんの防止        | ・万人不同であること<br>・効率性, 信頼性<br>・見落としの防止                     | ・誰でも何処でも使えること<br>・簡便さ, プライバシー<br>・なりすましの防止       |
| 利用形態の特性          | ・マルチベンダ対応<br>・多地域で標準化利用<br>・共有 (国, 自治体, 個人)  | ・精密, 高速大量処理<br>・大規模で用途限定利用<br>・クローズド (特定関係者)            | ・リアルタイム, 無拘束操作<br>・小規模で多目的の利用<br>・オープン (不特定ユーザ)  |

高度情報社会では、ユーザビリティ (利便性) と危険性は表裏一体をなしているが、生体認証を導入することで、利便性と安全性が両立でき、誰もが同じように使える実現性の高いサービス提供の可能性が広がることから注目されている。

特に日本は、高齢者人口が全体の21%を超えて増大しており、パブリック、パーソナルの両分野で、医療介護のためのヘルスケアサービスが重要になっている。超高齢社会のヘルスケアでは、検査、診断、治療、リハビリ、介護、健康支援などのサービス全般で、個人の生体情報の取得と記録の高度化、効率化が求められている。安全で安心できるヘルスケアサー

ビスや個人情報のセキュリティ管理のためのヒューマンインタフェースとして、ユーザビリティに優れた生体認証の活用が期待されている。

指紋は、誰もがもっており、万人不同で生涯不変であることから、日本では古くから拇印に利用されていた。身体的特徴として生体認証に適していることから、1970年代よりミニコンベースの指紋分析手法が開発された。指紋の識別、判定方法が国際ルール化され、AFIS (Automated Fingerprint Identification System) として各国の司法機関が採用している。

犯罪捜査では、指先を直接計測せず、指紋を採取してから照合するため、AFIS は特殊な認証手法になる。生体認証は、コンピュータの普及とともに、1980年代より、原子力など重要箇所の入退出チェックなどに導入された。また、ネットワークの進展にともない、1990年代から広域の公共サービス、電子取引、バンキングで利用されるようになった。

### (1) 個人識別と本人認証

生体認証では、指紋など個人の身体的特徴以外に、声紋、発話パターンに代表される音声、サインやキーボード入力の所作の特徴、まばたきなどの行動のくせのパターンなどを分析して、個人識別している。一方、本人であることの判別では、ID やパスワードを知っているか否かの知識情報や、署名や証明書、印鑑の所持情報などで、本人認証している。

生体認証は、暗号技術や IC カードと組み合わせることで、グローバルな電子サービスや一般的なセキュリティサービスにおける、便利で安全な認証システムが構築でき、利用が広がることが期待されている。表 3・4 に、生体認証による個人識別方法と、標準的な本人認証法であるカードやパスワードなどの比較を示した<sup>3)</sup>。

表 3・4 個人識別、本人認証の現状と将来

| 認証方法 | 生体認証              | カードや特定所有物                                   | 記憶や知識  |                                       |
|------|-------------------|---|--|---------------------------------------|
| 現状   | コード<br>安全性<br>経済性 | 指紋、顔、静脈、虹彩など<br>偽造が困難、持ち運び不要<br>インフラ整備の投資が要 | カード、証明書の記録<br>紛失、盗難、偽造<br>IC チップの低価格化                              | ID 番号、パスワードなど<br>忘れる、盗まれる<br>装置が簡便で済む |
|      | 問題点               | 実体での事前登録が必要                                 | スキミングなどの被害   | パスワードは更新が必要                           |
| 将来   | 技術動向              | マルチモーダル化<br>ネットワークとの融合                      | RFID (Radio Frequency<br>Identification) の非接触<br>サービス<br>生体埋め込みチップ | ワンタイムパスワード<br>暗号化による漏洩防止              |
|      | 応用分野              | コミュニケーション、ロ<br>ボット                          | 生体認証との融合   | 声、署名、動作との融合                           |

### (2) 生体認証と個人情報保護

生体認証は、本人と一体化したデータを扱うため、忘れたり紛失したりする心配がなく、利用者への負担が少ないヒューマンインタフェースである。しかし、生体認証情報は、個人情報の中でも、特に重要な究極のプライバシーに属する情報である。指紋などの生涯不変の情報が盗まれた場合には、取り替えることができない。また、カメラなどの入力システムでは、本人の同意なく顔画像などのデータが撮られる危険性がある。血管パターンなどの生体認証情報からは、疾病や人種などの副次情報が取得される可能性が懸念されている。

このため、生体認証の利用では、プライバシーや個人情報保護の観点から社会的影響を考



慮して、技術と社会のバランスのとれたサービスを提供することが求められている。

### 3-3-2 生体認証システム

図 3・25 に、生体認証システムの標準的な構成と処理フローを示した。データ入力では、個人の身体特徴や行動特徴の生体データは入力センサにより高速に読み取られる。本人の属性情報や ID、パスワードの入力やカードの読み取りなどの操作ガイドのために、通常、表示装置がインタフェースとして組み込まれている。

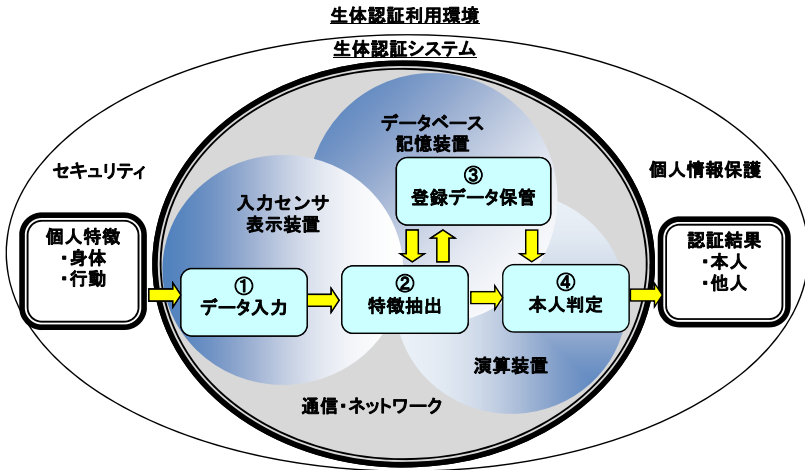


図 3・25 生体認証 (バイオメトリクス) システムの基本構成と処理フロー

特徴抽出では、取り込んだデータから関心領域を切り出し、不要なノイズを除去した後、時間変化、空間位置・サイズを正規化して個人の特徴を抽出するため、大量のデータを短時間で処理する強力な演算能力が必要になる。

本人判定では、特徴抽出された個人の入力データと、登録済のデータとの類似性を照合している。照合の方式は、1対1 (ID 付き生体認証) と 1対N (ID レス生体認証) がある。1対1は、入力された ID に紐付けられた登録データや、読み取ったカードに記録されているデータと照合するため、高速に処理できる。1対Nは、登録されているすべての生体情報と順次比較して照合するため、登録データが多い場合は時間がかかる。

登録データ保管では、必要に応じて本人認証のための特徴データ (テンプレート) を、装置の内蔵メモリ、IC カード、外部データベースなどに保存している。

生体認証装置の形態として、パソコンの入力デバイスとしての入力センサの提供から、本人認証までの一括したシステムの構築まで、用途に合わせて多くのバリエーションがある。ブロードバンドネットワークでは、特徴抽出から本人判定、データ保管を含む種々のアプリケーションを、ネットワークサーバ上に展開することが可能になる。デジタルサイネージでは、ネットワークカメラや大型表示装置を組み込んで、多地点で生体認証を実現することにより、広域の利用者を対象にした広告活動やモニター調査が実施されている。



### (1) 入力センサ・表示装置

読み取り対象となる生体の部位や動作の特性、機器の使用法、使用環境の制約に対応して、多様な種類のセンサが実用化されている。全般に、画像を CMOS・CCD イメージセンサを用いたビデオカメラで読み取る方式が普及している。特定の固定具を使用する指紋や静脈などでは、表示装置は、小型の文字スクリーンが一般的である。顔のように固定せずに、利用者が映像をみながら操作する場合は、画像モニターが使われている。

### (2) 演算装置 (コンピュータ)・データベース

特徴抽出や登録データの保管、本人の判定を担うコンピュータは、ここ 30 年間、CPU 性能が 18 か月ごとに倍増して伸びている。システムの小型化、低電力化、価格の低下が続いており、情報処理能力の飛躍的向上が、生体認証の実用化、普及を支えている。

また、通信・ネットワークの急速な発展が生体認証の利用を拡大している。コンピュータや携帯端末がネットワークに接続されたことで、入国審査の電子化や国際的な電子商取引、モバイルサービスでは、数万～数千万人の生体認証の巨大なデータベースを構築することが可能になった。

### (3) 生体認証利用環境 —セキュリティ・個人情報保護

生体認証は、セキュリティ管理の基本技術として普及しており、今後は、オープンなネットワーク環境におけるサービス分野で利用拡大が見込まれている。そのため、在宅医療や訪問介護サービスなどのユビキタス利用に適合した生体認証システムや、公衆網に接続する生体認証サービスでは、安全性と個人情報の保護が重要になる。

そのための一例として、IC カードへのテンプレート格納や、カード上での照合処理が注目されている。指紋認証では、指紋をコード化した識別情報を IC カードに収めて個人が携帯することで、サーバにアクセスせずにその場で本人認証ができる。また、カードにスキャナを組み込んで指紋認証することで、ネットワーク接続が困難な環境においても認証が可能になる。

## 3-3-3 生体認証の種類と用途

世界全体の生体認証市場では、犯罪捜査の AFIS が最大で指紋認証と合わせて 65 % 以上を占めている。AFIS を除いても、指紋が約 30 %、顔が約 10 %、虹彩が約 5 %、声、静脈はそれぞれ約 3 % である。生体認証は、アプリケーションごとに、実用的な認証精度が決まり、その中でインタフェースが簡便でコストが安いシステムが普及している。

### (1) 認証精度

生体認証の認証精度は、測定対象、測定方法、測定環境により異なるが、必ず認識エラーが存在する。生体認証で発生するエラーは、FRR (False Rejection Rate, 本人拒否率) と FAR (False Acceptance Rate, 他人受入率) である。FRR が大きいと利用者のイライラが募り、FAR が大きくなると不審者を見逃すため致命的なトラブルにつながる。

一般に FAR の目標値として、原子力施設管理、防衛・警察業務、電子認証など安全性を重視する場合は 0.0001 % 以下、出入国管理、ATM、IC カードへの対応では 0.01 % 程度が求めら

れる。個人のパソコンのセキュリティ管理など利便性を重視する場合は、FARは1%程度でもよいとされている。通常は、FARはFRRに比べて $10^{-1} \sim 10^{-2}$ 程度、小さくなるように認証の判定レベル(閾値)が調整される。

図3・26に生体認証の認証精度(本人拒否率, 他人受入率), 導入費用とアプリケーション用途の関係を示した<sup>4)</sup>。FARとFRRはトレードオフの関係にあり, 判定レベルの調整により変動する。システムAはシステムBより, 認証精度は高いが, 実用システムとしては簡便さとコストで不利になる可能性が強い。例えば, 指紋の認証は, 顔や静脈や虹彩の認証に比べて導入コストで有利だが, 静脈, 虹彩の認証に比べて見逃しが多くなる。

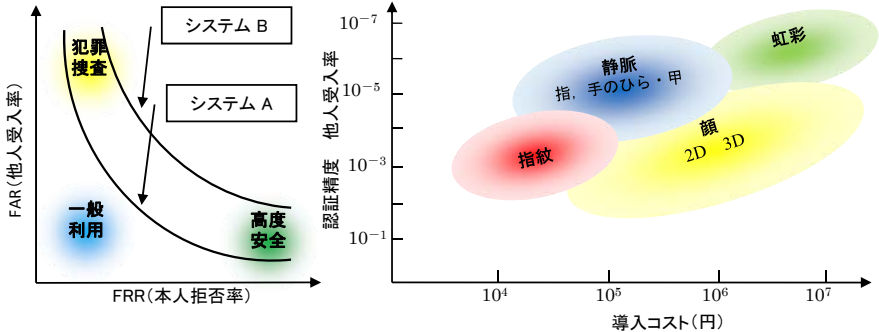


図3・26 生体認証の認証精度と用途<sup>4)</sup>, 導入コスト

(2) 測定対象の特性

表3・5に, 主にカメラを入力センサとする生体認証技術として, 指紋, 顔, 静脈, 虹彩の概要を示した<sup>5), 6), 7)</sup>。指紋と顔は生体の表層部にあるため, 損傷しやすいが計測は比較的容易

表3・5 代表的な生体認証技術の特性

| 認証方法 | 特徴量                            | FRR (%)    | FAR (%) | 長所  |
|------|--------------------------------|------------|---------|---|
| 指紋   | 指紋の終端, 分岐など特徴点(マニーシャ)の形状と位置の相関 | 約0.5~      | 0.001   | ・犯罪捜査で利用されており抵抗感がある<br>・指紋の偽造など犯罪が発生している      |
| 顔    | 顔の輪郭, 眼, 鼻など特徴点の配置と画像特性        | 約1~        | 約1~     | ・特別意識せずに普段どおりで認証が可能<br>・老化, メガネ, 化粧, ひげの影響がある |
| 虹彩   | 瞳孔より外側の放射状の模様<br>の同心円状分析帯の濃淡変化 | 1.8~0.0001 | 0.0001  | ・カメラと距離があるので抵抗感が少ない<br>・光の影響を受けるため設置環境が制限     |
| 静脈   | 指, 手のひらの静脈の血管パターンや分岐特性         | 0.01       | 0.0001  | ・体内の静脈は偽造が困難<br>・成長期の子供には使用できない               |

(注) FRR, FARの値は比較のための目安であり, 技術進化や利用環境により変化する。

である。体内にある虹彩と静脈は、損傷の危険が小さいが、計測は工夫を要する。また、顔と手のひら静脈は非接触で測定できるが、指紋、虹彩、指静脈は接触測定になる。

#### ■参考文献

- 1) 大島正明, 下田 宏, 杉原敏昭, “特集「バイオメトリクス」,” ヒューマンインタフェース学会誌, vol.7, no.2, pp.21-25, 2005.
- 2) 中山靖司, 小松尚久, “バイオメトリクスによる個人認証技術の現状と課題,” 日本銀行金融研究所, 金融行政, vol.4, pp.155-192, 2000.
- 3) 瀬戸洋一, “ユビキタス時代のバイオメトリクスセキュリティ,” 日本工業出版, 2003.
- 4) (社)日本自動認識システム協会, “よくわかるバイオメトリクスの基礎,” オーム社, 2005.
- 5) International Biometric Group (IBG) ホームページ, <http://www.biometricgroup.com/>
- 6) (社)日本自動認識システム協会ホームページ, <http://www.jaisa.or.jp/>
- 7) (独)情報処理推進機構バイオメトリクス製品データベース, <https://isec.ipa.go.jp/biodb/>

■8群-4編-3章

3-4 超音波

(執筆者：大城 理) [2011年1月 受領]

3-4-1 超音波とは

(1) 波動方程式

雷落時に閃光と轟音に時間差が生じると、落雷箇所までの距離推測ができる。可聴音であっても、会話以外の目的で用いる音を「超音波」と呼ぶ。超音波は運動エネルギーの伝播であるため、可視光が侵入できない物体内部をも伝播可能である。超音波は文字どおり波の一種であり、空気や水などの媒体の変位、あるいは、密度を  $u$  とすると、式(1)の波動方程式を満たす。 $t$  は時間、 $C$  は音速である。運動エネルギーが伝播する方向を  $r$  とすると、式(2)は式(1)の解の一つである。 $u_0$  は波の振幅、 $T$  は周期、 $\lambda$  は波長であり、 $C = \lambda/T$  の関係がある。

$$\nabla^2 u = \frac{1}{C^2} \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} \quad (1)$$

$$u(t, r) = u_0 \exp\left\{j 2\pi \left(\frac{t}{T} - \frac{r}{\lambda}\right)\right\} \quad (2)$$

(2) 反 射

超音波は波であるため、反射、透過、散乱、屈折、回折、吸収などの現象が生じる。超音波イメージングでは反射や、波長より小さい物体などによって生じる散乱を用いる。超音波が伝播する媒体の密度と音速の積を音響インピーダンス  $Z$  と定義する。図 3・27 に示すように、境界を挟んだ媒体 0, 1 の音響インピーダンスを  $Z_0, Z_1$  とする。媒体 0 から 1 へ入射する波の音圧を  $P_i$ 、反射波の音圧を  $P_r$ 、透過波の音圧を  $P_t$  とすると、式(3), (4)が成立する。

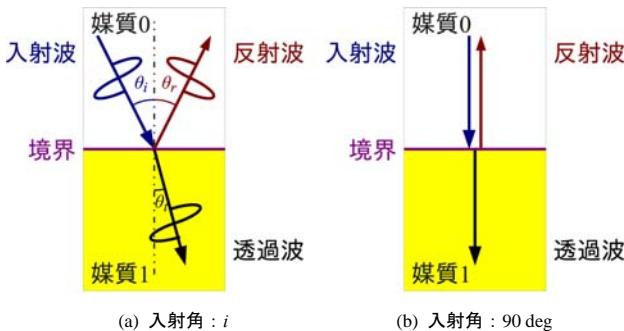


図 3・27 反 射

$\theta_i, \theta_r$  は媒体 0 から 1 への入射角、反射角、 $\theta_t$  は屈折角であり、 $\theta_i = \theta_r$  と式(5)の関係がある。なお、 $C_0, C_1$  は媒体 0, 1 の音速である。境界に垂直に入射する場合は、式(3), (4)は式(6), (7)となり、音響インピーダンスに差があると反射が生じる。

$$\frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_1 \cos \theta_i - Z_0 \cos \theta_t}{Z_1 \cos \theta_i + Z_0 \cos \theta_t} \quad (3)$$

$$\frac{P_t}{P_i} = \frac{2Z_1 \cos \theta_i}{Z_1 \cos \theta_i + Z_0 \cos \theta_t} \quad (4)$$

$$\frac{\sin \theta_t}{\sin \theta_i} = \frac{C_0}{C_1} \quad (5)$$

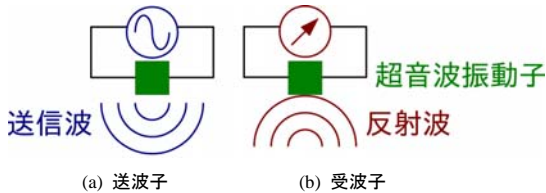
$$\frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_1 - Z_0}{Z_1 + Z_0} \quad (6)$$

$$\frac{P_t}{P_i} = \frac{2Z_1}{Z_1 + Z_0} \quad (7)$$

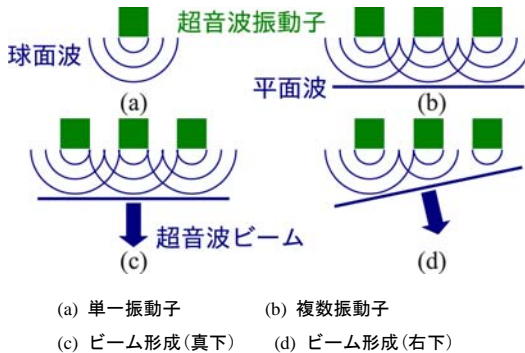
### 3-4-2 超音波イメージング

#### (1) ビームフォーミング

PZT のようなセラミクスや PVDF のような高分子は、**図 3・28** (a) のように電圧を印加すると変形して音源となり、**図** (b) のように波を受信すると電圧を発生する。



**図 3・28** 超音波振動子



**図 3・29** ビームフォーミング

**図 3・29** のように振動子が単一で、波長に比べて十分に小さい場合には指向性の低い波、球面波が発生し、複数の振動子を並べると平面波が立つ。複数の振動子に時間差を与えて電圧を印加することで、指向性の高い超音波ビームを形成したり、送波方向を制御することができる。

(2) パルスエコー法

図 3・30 (a) のように超音波パルスを送波して  $t$  秒後に反射波を受信した場合、反射物体までの距離  $r$  は  $t = 2r / C$  で求められる。2 次元映像情報を獲得する場合は、図 (b) のように超音波ビームを走査して、図 (c) のように受信信号強度を輝度変調して画像化する。

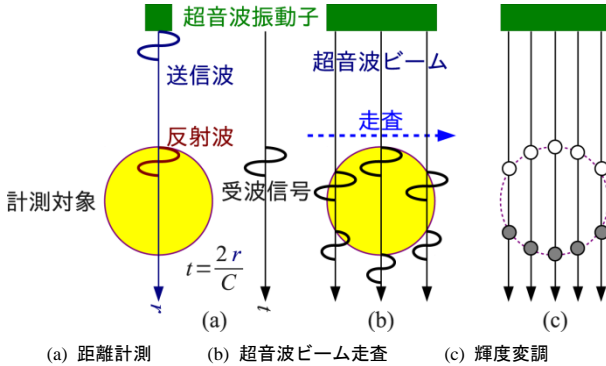


図 3・30 パルスエコー法

図 3・31 (a) は計測対象が透明な箱の中にあるので可視光で見えるが、図 (b) は不透明なので見えない。図 (b) に超音波技術を適応すると、図 (c) のように内部情報を可視化することができる。

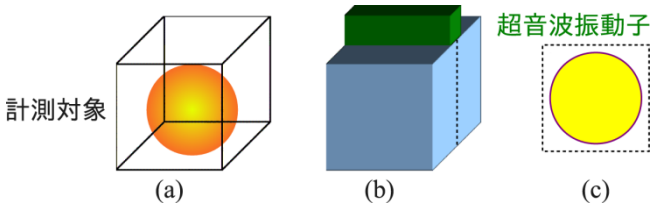


図 3・31 超音波イメージング

具体的な応用例としては文献 1) を参照されたい。

■参考文献

- 1) 千原國宏, “超音波,” ME 教科書シリーズ, コロナ社, 2001.

## ■8群-4編-3章

### 3-5 pH, イオン ーデバイスと応用

(執筆者：澤田和明) [2011年1月 受領]

化学反応は3次元の世界での様々な反応である。ところが現存する化学計測用センサの多くは、反応全体が均一であるという仮定の下に“点”で計測することで代用している。また、2次元の化学反応の計測では、蛍光標識や様々な感受性色素を利用し“光”を用いて間接的に計測しているのが現状である。しかしながら、近年、細胞の活動、DNAやタンパク質の検出をノンラベルで行いたいとの要求が高まっている。それは、蛍光ラベルなどを添加することで、それらを生体に再び戻すことなどができなくなるばかりではなく、検出物質に比べて、大きなラベルを付加することで本来の性質を変えてしまう可能性があるからである。

この要求に応えるべく、近年、バイオ・化学情報をノンラベルで検出できるセンサの開発が進められている。ノンラベルで様々な化学反応が高感度に2次元リアルタイム計測できれば、これまで不明であった様々な化学現象解明につながると期待される。

#### 3-5-1 pH センサ

pHは水素イオンの濃度を表す単位で、バイオ・化学計測のパラメータの中でも基本となるものである。イオンセンサの開発はこのpHを検知するセンサの開発を中心に進められており、pHを電気信号として検知するセンサは、半導体の電圧シフトを光で検出するセンサと固体センサとに大別される。

##### (1) 光検出センサ

1988年に、**図 3・32**に示すように、半導体Si、絶縁膜( $\text{Si}_3\text{N}_4$ )、被測定溶液からなるEIS (Electrolyte/Insulator/Semiconductor) 構造に変調光を照射することで、外部回路に流れる交流光電流によって半導体Siのフラットバンド電圧シフトを測定するセンサがD. G. Hafemanらにより報告された<sup>1)</sup>。LAPS (Light-Addressable Potentiometric Sensor) と名付けられた本センサでは、交流光電流のバイアス電圧特性が溶液のpH値によってシフトするため、そのシフト量からpHを測定することができる。

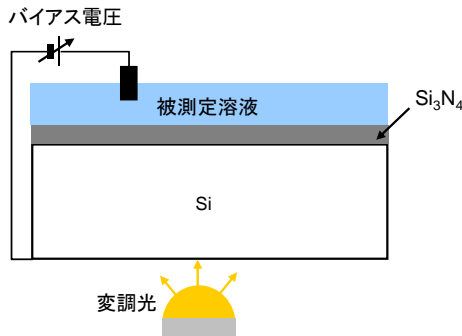


図 3・32 LAPS の構造

また、1994 年には、LAPS が絶縁物と溶液との界面において光を照射している領域のみの pH を測定できるという点に着目して、集光した変調レーザ光を 2 次元に走査することで、局所的な pH の 2 次元分布を得ることができるレーザ走査型 pH イメージセンサが中尾らにより製作された<sup>2),3)</sup>。本センサはレーザを走査することで pH 値を知ることができるため、検出チップの作製が簡単であるという特徴を有する。しかし一方で、レーザの走査機構が必要なため、構成が複雑で、装置が大型かつ高価であった。また、1 枚の 2 次元分布の画像を得るには 10 分程度必要で、バイオ応用に向けたリアルタイムでの観察には不向きであった。

近年、これらの課題を克服するため、LED と検出チップとを一体化した固体型の LAPS の開発が進められているが、光源との一体化にはさらなる研究の進展が求められている<sup>4)</sup>。

## (2) 固体センサ

固体センサの開発は多種に及んでいて、半導体を用いた代表的なセンサとして ISFET (Ion Sensitive Field Effect Transistor) が知られている<sup>5)</sup>。その構造 (N チャネル ISFET) を **図 3・33** に示す。MOSFET を pH センサとして利用したもので、ゲート絶縁膜には  $\text{SiO}_2$ 、 $\text{Si}_3\text{N}_4$ 、 $\text{Al}_2\text{O}_3$ 、 $\text{Ta}_2\text{O}_5$  などが用いられ、その表面が被測定溶液に接している。この ISFET は、溶液の水素イオン濃度が高いと、ゲート絶縁膜に正の固定電荷が存在するように振る舞う。その結果、ソース電極とドレイン電極間のチャネルコンダクタンスが増加し、そこを流れるチャネル電流が増すため、pH を検知することができる。

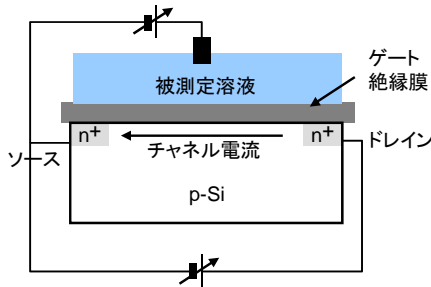


図 3・33 ISFET の構造

これまで ISFET の性能向上に向けて、標準的な CMOS LSI プロセスを応用することで、読み出し回路を一体化した例が報告されている<sup>6)</sup>。また、ISFET を標準 CMOS プロセスにより 2 次元に並べた試みもあるが、pH やイオンの 2 次元分布の取得には至っていない<sup>7),8)</sup>。

一方、固体センサ開発の新たな潮流として、近年、CCD の電荷転送技術を利用した電荷転送型 pH イメージセンサの開発が進められている<sup>9),10)</sup>。その構造を **図 3・34** に示す。本センサでは、入力制御ゲートの電位を変化させることで、水素イオン濃度によってポテンシャル井戸の深さが変化したセンシング部に、井戸を満たす電荷が転送される。その後、センシング部の電荷は、転送ゲートの電位を変化させることで、フローティングディフュージョン (FD) 部に転送・蓄積され、トランジスタを介して読み出される。本センサでは pH の 2 次元分布のリアルタイム観察が可能である。また、FD 部への電荷蓄積回数を増すことで高感度な計測を行うこともできる。



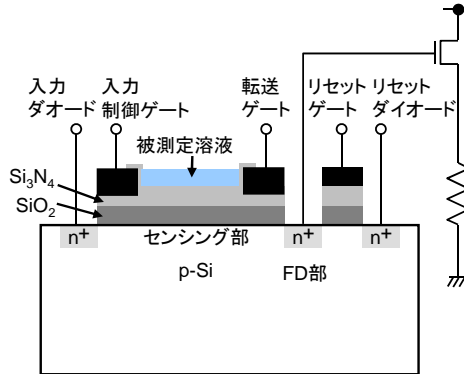


図 3・34 電荷転送型 pH イメージセンサの構造

32×32 画素の電荷転送型 pH イメージセンサを用いた、pH の 2 次元分布のリアルタイム観察例 (200 msec ごとの pH 分布) を図 3・35 に示す。センサ上を pH 9.18 の標準液で満たし、そこに pH 6.86 の標準液を 70  $\mu$ l 滴下した状態で、pH 6.86 の溶液が拡散していく様子を捉えることに成功している<sup>10)</sup>。

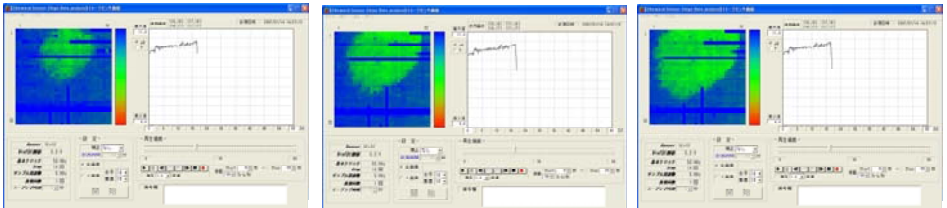


図 3・35 水素イオンの動きを 200 msec ごとに撮影した例<sup>10)</sup>

### 3-5-2 イオンセンサの応用

イオンを検出するセンサは、現在、生化学、医療、環境など、様々な分野での利用が期待されている。例えば、バイオ分野への応用では ISFET を用いて DNA の解析が行われている<sup>11)</sup>。また、電荷転送型 pH イメージセンサの水素イオン感応膜に代えて、ほかのイオンに感応する膜を用いることで、様々なイオンの動きを捉えることが試みられている。その例として、k-TCPB (Potassium Tetrakis 4-Chlorophenyl Borate) と Bis (Benzo-15-Crown-4) を含む PVC (Poly Vinyl Chloride) 膜を用いることで、カリウムイオンイメージセンサを実現することができたとの報告がある<sup>12)</sup>。

更に、pH センサ上に酵素を固定化しておく、その酵素と選択的に反応する化学物質を画像化することも可能となる。例えば、pH センサ上にアセチルコリンエステラーゼを固定化した場合、アセチルコリンがセンサ上に現れると、酵素反応が生じ、酢酸と水素イオンが生成される。その水素イオンを画像化することでアセチルコリンのリアルタイム観察を可能とした報告がある<sup>13)</sup>。アセチルコリンは代表的な神経伝達物質であり、生体活動の解明や製薬な

どへの応用が期待される。このほかにも、2次元センサ上にDNAを固定化することでDNA自体がもつ負電荷をマッピングすることも可能である。そのDNAと相補的なDNAが近づくことで、ハイブリダイゼーションし、電荷量が2倍となる。この原理を利用することでDNAチップへの応用が可能になるとの報告がある<sup>14)</sup>。

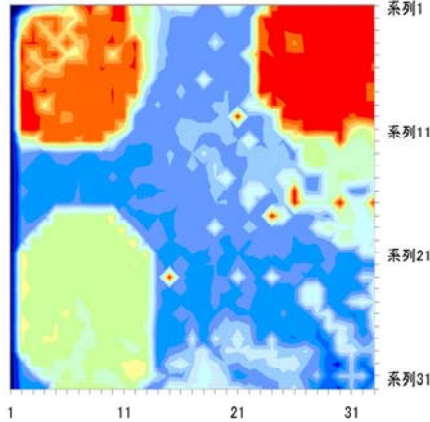


図 3・36 DNA の電荷分布を画像化した例<sup>14)</sup>

#### ■参考文献

- 1) D. G. Hafeman, J. W. Parce, and H. M. McConnell, "Light-addressable Potentiometric Sensor for Biochemical Systems," *Science*, 240, 4856, pp.1182-1185, 1988.
- 2) M. Nakao, T. Yoshinobu, and H. Iwasaki, "Scanning-laser-beam Semiconductor PH-imaging Sensor," *Sensors and Actuators B*, B20, 2-3, pp.119-123, 1994.
- 3) M. Nakao, T. Yoshinobu, and H. Iwasaki, "Improvement of Spatial-resolution of a Laser-scanning PH-imaging Sensor," *Jpn. J. Appl. Phys.*, 33, 3A, pp.L394-L397, 1994.
- 4) T. Wagner, T. Yoshinobu, C. Rao, R. Otto, and M. J. Schoning, "All-in-one" solid-state device based on a light-addressable potentiometric sensor platform," *Sensor and Actuators B*, 117, 2, pp.472-479, 2006.
- 5) P. Bergveld, "Development of an Ion-sensitive Solid-state Device for Neurophysiological Measurements," *IEEE Trans. Biomed. Eng. BME-17*, pp.70-71, 1970.
- 6) Y.-L. Chin, J.-C. Chou, T.-P. Sun, W.-Y. Chung, and S.-K. Hsiung, "A novel pH sensitive ISFET with on chip temperature sensing using CMOS standard process," *Sensor and Actuators B*, 76, 1-3, pp.582-593, 2001.
- 7) K. Nakazato, "An Integrated ISFET Sensor Array," *Sensors*, 9, 11, pp.8831-8851, 2009.
- 8) M. J. Milgrew, P. A. Hammond, and D. R. S. Cumming, "The development of scalable sensor arrays using standard CMOS technology," *Sensor and Actuators B*, 103, 1-2, pp.37-42, 2004.
- 9) T. Hizawa, K. Sawada, H. Takao, and M. Ishida, "Fabrication of two-dimensional pH CMOS image sensors and real time imaging of chemical reaction," *Proc. Transducers'05*, 2, pp.1138-1141, 2005.
- 10) T. Hizawa, K. Sawada, H. Takao, and M. Ishida, "Fabrication of a two-dimensional pH image sensor using a charge transfer technique," *Sensors and Actuators B*, 117, 2, pp.509-515, 2006.
- 11) T. Sakata, M. Kamahori, and Y. Miyahara, "Immobilization of oligonucleotide probes on Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub> surface and its application to genetic field effect transistor," *Mater. Sci. Eng. C.*, 24, 6-8, pp.827-832, 2004.
- 12) T. Hattori, Y. Masaki, K. Atsumi, R. Kato, and K. Sawada, "Real-Time Two-Dimensional Imaging of Potassium Ion Distribution Using an Ion Semiconductor Sensor with Charged Coupled Device Technology," *Analytical Sciences*, 26, 10, pp.1039-1045, 2010.

- 13) S. Takenaga, M. M. Rahman, H. Takao, M. Ishida, and K. Sawada, "2-Dimensional Label-Free Acetylcholine Image Sensor For Imaging Neuronal Communication," The 15th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (Transducers 2009), pp.975-978, 2009.
- 14) Y. Maruyama, S. Terao, and K. Sawada, "Label free CMOS DNA image sensor based on the charge transfer technique," Biosensor and Bioelectronics, 24, pp.3108-3112, 2009.