

## 超高周波超音波計測 ～音が光を凌駕するとき～

大阪大学大学院工学研究科 精密科学・応用物理学専攻  
精密科学講座 量子計測領域 教授

荻 博次

### 1. はじめに

筆者は1993年に大阪大学基礎工学部助手として採用されて以来、超音波を利用した非破壊検査、材料物性研究、およびフォノン計測技術の根本的開発に従事してきた。超音波の周波数を数百GHzにまで上げることにより、100 nmを下回る波長の超音波計測を実現し、ナノメカニクスおよび超高感度音響バイオセンサーの開発等に取り組んでいる。

通常、光の波長(～500 nm)に比べて超音波の波長(～1 mm)はかなり長く、センシング感度や微小材料の物性計測において、超音波(音)は光を上回ることにはなかった。しかし、音の方が不透明物質が少なく、また、生体分子へ与える影響が小さいことから、音の波長を光の波長に近づける、そしてそれよりも短くすることができれば、音は光よりも優れた計測手段となる。筆者は、レーザー超音波技術を駆使して、100 GHzを超える「音」を用いてナノ物質の力学的性質を探求し、また、バイオセンサー等の超高感度センシングデバイスを開拓している。以下、これらの研究を簡単に紹介する。

### 2. 光で鳴り響かせ、光で聴く

計測法の基本原理は、ポンプ・プローブ計測である。例えば、ナノ薄膜にレーザー光を極短時間(～百フェムト秒)だけ集光すると、照射箇所は瞬間的に上昇・下降して過渡的な力学刺激が発生し、これが音源となって超高周波の超音波が膜厚方向に伝播し、基板と薄膜表面において反射を繰り返す。超音波の伝播速度はおよそ5 km/sであるから、例えば100 nmの薄膜内を1往復するのに要する時間はわずか40 psである。通常の計測装置ではこれほど短時間に起こる現象を観測することは困難である。ところが、40 psという時間は光からすると決して短時間ではなく、この間に12 mmも進むことができる。そこで、プローブ光の光路を調整してプローブ光の到達

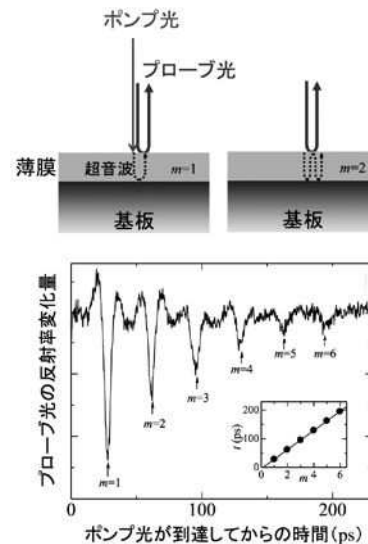


図1 Si基板上に成膜した厚さ70 nmのPt薄膜内を多重反射する超音波を観測した例。40 psおきにプローブ光の反射率が大きく変化しており、超音波が薄膜表面に戻って来たことがわかる。

時間を fs オーダーで変化させ、超音波をプローブ光の反射率によって検知する。こうすることで fs オーダーの時間分解能により、超高速の力学現象を観測することができる。このように、光速と音速が5桁以上も異なることを利用して、ナノメートル・ピコ秒オーダーで起こる物理現象を正確にとらえることができる。このような計測により、ナノ構造物の力学的性質や、ナノサイズの欠陥の検出が可能となる。重要なことは、このときの超音波の波長は100 nmを下回っており、光の波長よりもかなり短いことである。例えば図1は、膜厚70 nmの薄膜内を多重反射する超音波パルスを観測した例であり、この場合の超音波の波長はおよそ20 nmである。

超音波には力学的な情報が含まれている。例えば、超音波の音速から、媒質の弾性定数が決まる。弾性定数は構造物の設計に必要な量であることは言うまでもないが、電子デバイスにおいても重要な設計パラメータである。例えば、携帯電話等に使用されている音響共振デバイスにおいては、薄膜の弾性定数

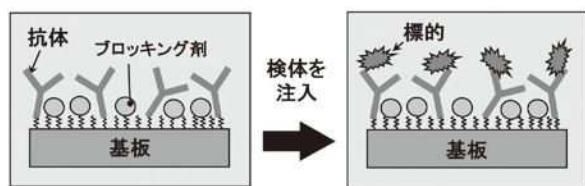


図2 プラズマナノ製造プロセス

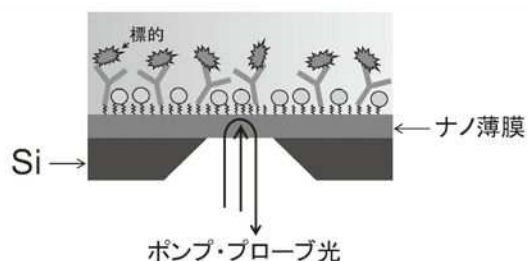


図3 ナノ薄膜の共振を利用した音響バイオセンサー。

により共振周波数が決まる。このように、薄膜の弾性定数測定は注目され、これまでもいくつかの測定方法が提案されてきた。しかし、様々な要因から、正確な計測は極めて困難であった。本報において提案する手法が、おそらく、最も正確に薄膜の弾性定数を決定する手法であろう。

### 3. 超高感度バイオセンサーへ

バイオセンサーは、特定のタンパク質やRNA等の疾患マーカーの検出や生体分子間の相互作用の評価が可能であり、疾患診断や創薬における必須デバイスである。図2に示すように、標的を捕捉することのできるレセプタ(抗体など)を基板上に固定化しておき、標的を含む溶液(検体)を流し込む。標的はレセプタに捕捉される。この捕捉を検出するデバイスがバイオセンサーである。すでに様々な物理・化学原理を応用した手法が提案されているが、その多くは標的となる生体分子に目印(標識)を付加する必要がある、余分な反応過程と洗浄過程を多く含むため

計測時間が大幅に増加する。したがって、無標識のバイオセンサーが実用上重要であり、これを可能とするバイオセンサーには、光学方式と音響方式がある。前者では、検出感度を向上させるためには短波長化(つまり高エネルギー化)が必要であるが、これは生体分子にダメージを与える。つまり、感度と非侵襲性とのトレードオフが存在し、原理的に高感度化には限界がある。後者の音響方式では、基板の共振を利用する。標的が吸着されると、基板の質量が増加するため、共振周波数が低下する。このとき、高感度化は基板の薄型化となり、これはやはり音の短波長化により実現される。ここで、前述の超高周波レーザー超音波計測が利用できる。例えば図3に示すように、ナノ薄膜の表面において生体分子反応を起こし、生体分子が吸着したことをナノ薄膜の共振により検知する。この場合、光よりも十分に波長の短い音を利用しており、原理的にも高感度化につながる。

### 4. おわりに

光計測技術を基軸とした研究はすでに世界中に拡散しており、我が国特有の技術を長期間確保することは容易ではない。一方、高周波音響学においては、我々が独自の原理に基づいて築き上げてきた計測システム、および、我が国の企業が得意とする電子デバイス技術に関する膨大なノウハウの蓄積があり、世界的に見てもかなり優位な位置付けにある。今後、様々な分野において音が光を凌駕することが期待され、この分野の教育と研究の拡大に貢献していきたいと思う。

最後に、ご指導いただいた先生方、共同研究者の方々に深く感謝いたします。

(阪大 基礎工 平成3年卒 5年前期)