バイオメカニクス

人体の妙に学ぶ

立石 哲也

Tetsuya Tateishi, 工業技術院 機械技術研究所

1. はじめに

動物の運動機能は大部分、筋・骨格系の働きに依存している。歩行機能で特に重要な役割を果たしている大腿骨骨頭部の形状や内部構造が、股関節から大腿骨骨幹部へと伝達される荷重やひずみに影響されて、その形状が機能的に適応していることはよく知られている。これをもう少し詳細に分析してみると、骨幹部が硬い緻密骨でできているのに対し、骨頭部は液性成分を多く含む多孔質体、すなわち海綿骨が大部分を占めている。海綿骨質は単なる荷重支持にとどまらず、関節に作用する衝撃力を緩和して運動を円滑にするとともに、造血、栄養補給、内分泌の調節などの役割を果たしており、生活過程を持った一種の多機能複合材料とみなすことができる。骨頭部は軟骨と呼ばれるコラーゲン組織でおおわれている。これは関節液を十分に含んでおり、生体潤滑に有利な組織であるばかりでなく、その豊かな変形能によって骨頭にかかる荷重を分散させる機能も持っている。

このような合目的性を持った生体支持組織に学んで、新しい機械・構造系設計の基礎概念を与えようとして、筆者はソフトメカニクスを提唱してきた。それは、従来の累積的な損傷を受けて機能低下を起こす剛支持機構の構造物に対置するもので、損傷した構造要素を新陳代謝することによって自己増殖ないしは自己強化する材料よりなる軟支持機械に関するメカニクスの総称である。これを実現させるためには、骨の再生過程をつかさどる、電気・力学的仮骨形成の原理に相当する生体フィードバック機構を構造物にも適用し、外部から輸送されたサスペンションのような補修材を用いて、荷重の大きさ、使用頻度、環境変化など

に応じて部材が増殖したり強化される軟機械用材料を開発し、さらに生体関節のような衝撃吸収機能を有する軟支持機構を作らなければならない。これは非常に困難なテーマである。

ソフトメカニクス研究の第一歩として、衝撃吸収能を有する人工的な多孔質複合体である海綿骨模擬材料を試作したので、その動特性と内部構造との関係を、人の股関節海綿骨と比較しながら説明する。

2. 海綿骨の内部構造

骨は、まわりの力学的な環境に応じて太ったり、細くなったりする。硬い皮質骨（緻密骨）の内部にある海綿骨の骨梁にも骨質が付着したり、吸収されて除去されることもある。ある最適応力 σ_o で骨芽細胞の生長と骨組織の消滅が平衡状態になり、骨質の形成は最適に保たれると Pauwels は予想している¹⁾。このようなバランスがくずれると、骨は穴だらけになってしまったり、極端に緻密化して大理石状になって、衝撃吸収機能を失ってしまうこともある。正常な海綿骨においては、骨質マトリックス中に十分な孔が分布しており、孔中のゲル状物質、あるいは骨中のコラーゲン繊維などの高分子物質の変形性が確保されているため、振動や衝撃に対する緩衝機能がこれらの物質の散逸的な働きによって増し、関節を外力から保護する能力が十分である。これに対し、変性した病的な海綿骨の場合、ミクロないしはセミマクロ的な空孔率が低下し衝撃を吸収できなくなる。軟骨もまた内部に液体を含む多孔質体であり、第1図に示すように、多孔質弾性軸受材料とみなすことができる。

構造物を設計する場合、適材を適所に配置するのが機能的設計といわれるゆえんである。関節部の体積の大部分を占める海綿骨においては、機能的な適応により、最少の材料で最大の強度が得られるように骨材を配置して骨梁を形成する「生体力学的原理」が成立す

Biomechanics.
Following the Functional Adaptation of Human
Skeleton.

第1図 股関節構成体とその軸受モデル

るといわれている。大腿骨骨頭部の骨梁パターンを簡単に示すと第1図(a)のようになる。大腿骨骨頭には二つの骨梁群が走っている。圧縮骨梁群は骨幹部の内側皮質から骨頭上部に走り、骨頭に作用する衝撃的な圧縮力を支えている。骨頭上部の海綿骨が塑性変形を起こすには、骨梁を構成している骨の壁が座屈しなければならず、したがって大きな圧縮荷重に耐えうる構造である。一方、引張り骨梁群は大転子下の外側皮質から骨頭下部に伸び、大腿骨頸部が曲げの力を受けたとき、引張り側の補強の役目を果たしている。

3. 海綿骨の力学的特性²⁾

大腿骨骨頭の圧縮骨梁群から採取した試験片の法線方向における動的圧縮弾性係数は顕著な周波数依存性を示す。また静的圧縮力を加えて、さらに振動荷重を負荷して動的弾性係数を測定すると、第2図に示すようにその値は増加する。すなわち、大きな圧縮荷重が作用すると海綿骨の力学的応答はより弾性的になる。振動の周波数70~80 Hzに弾性係数の遷移領域が存在

第2図 骨頭前部海綿骨の圧縮弾性率(法線方向)

し、約80 Hzで最大値に達する。力学的な内部減衰もまた顕著な周波数および静的圧力依存性を示し、静的圧力の増加とともにそのピーク値は低下する(第3図)。静的圧縮力10g/mm²以上では、周波数分散は小さくなり粘弾性体としての特徴は減少する。日常的な力学環境で人が受ける振動荷重は、普通80 Hzよりかなり低いものと予想されるから、周波数が80 Hz以下において振動数とともに内部減衰が上昇することは、海綿骨の衝撃吸収機能が增加することを意味し、関節の力学的安定性を保持するのに好都合である。

画像解析装置によって海綿骨の骨梁密度を測定すると、正常な海綿骨の場合、荷重部の骨梁の密度は約65~70%であり、これに対し非荷重部では60%程度である。荷重部の動的弾性係数は非荷重部のその約2倍になるのに対し、内部減衰は荷重部、非荷重部とも大差ない。骨梁密度が海綿骨の弾性と関係するのに対し、骨梁の形状の複雑さ(たとえば骨梁部分の周の長さ)は海綿骨の粘性成分と密接に関係しているものと思われる。海綿骨を、固・液両相からなる複合材料と考え、荷重支持を固相が行ない、一方、液相は海綿骨各部に作用する圧力差に応じて流動するものと考えれば、骨梁の形状が複雑なほど液体の透過性が増し、液体の流動を容易にすることになる。その結果、内部減衰は大きくなる。海綿骨の液性成分は血液やムコ多糖類などであり、その動特性が湿潤海綿骨の粘弾性に多大の影響を与えている。たとえば、湿潤海綿骨の粘弾性の周波数分散は、通常の高分子材料には見られない鋭いピーク値があり、またわずかな静的圧力を負荷すると、動的特性が大きく変化するのはその現われで

第3図 骨頭前部海綿骨の位相遅れ(法線方向)

ある。

4. 海綿骨模倣材料の力学的特性

海綿骨模倣材料として、多孔質ポリプロピレンに、水、関節液、タービン油などを含浸させた複合材料を考えてみよう。もちろん、機能的生体模倣材料研究の発展段階の現時点で、海綿骨の骨梁に相当する材質の選択基準を明らかにすることは困難である。荷重支持とともに衝撃吸収も行なう機能的材料のマトリックスとして必要な特性は、荷重条件に対応して適当な変形性を持ち、液性成分の流動をうながすとともに、最適な配向性があることが望ましい。このような材料の研究が高度に発展した段階では、マトリックスの局部的な破損が自己修復されるべく、破損箇所から信号を発するような知能的な材質が考えられるであろう。その際、修復は外部から輸送される液性成分中に含まれる物質によって行なわれよう。

それはさておき、変形しやすいオープンセルからなるフォーム材は、防振材あるいは衝撃吸収材としてすぐれた特性を持っている。これまで、この分野の実用的研究はかなり行なわれているが、流体を含む多孔質体の防振性や、衝撃吸収機能のメカニズムの理論的説明はほとんどなされていない。衝撃吸収材として材料を使用する場合、材料の変形エネルギーの一部が散逸エネルギーに変換されなければ、衝撃吸収材として十分に機能しない。スチレンフォームのようなセル状物質のダンピング効果は、マトリックスとなっている粘弾性ポリマーのヒステリシスのほかに、孔中の液体を排除したり、流入させたりする物理的プロセスに依存する。この散逸プロセスは、マトリックスのそれと区別して流体ダンピングと呼ばれている。1969年にHilyardら³⁾は、流体を含浸したフォーム材の流動ダンピングについて詳しく論じている。彼らの理論によれば、フォーム材の粘弾性挙動はマトリックスの粘弾性、体積分率および含浸した液体の粘性のみによって決定される。しかしながら、この方法では、水を含むフォーム材の弾性率が乾燥状態のそれより低下する現象を説明できない。このような場合、固体・液体界面の表面エネルギーをパラメータとして含む構成式が必要となる。筆者は、すでに球状欠陥の成長と消滅の確率過程論に基づき、骨などのような固相・液相の分布する二相系物質の非弾性力学的挙動を理論的に説明できる構成式を提案した⁴⁾。それによると、多孔質複合体の見掛け上の圧縮複素弾性率 $E = E_1 + iE_2$ は

$$E_1 = \frac{D\omega^2 + ab}{(D\omega)^2 + b^2}, \quad E_2 = \frac{A\omega}{(D\omega)^2 + b^2} \quad (1)$$

第4図 水、関節液、空気を含む PP フォームの動的圧縮弾性率の周波数依存性

$$\tan \delta = \frac{A\omega}{D\omega^2 + ab}$$

で与えられる。ここで $a = AR\langle K \rangle_0$, $b = A(RD\langle K \rangle_0$

—1) である。 D はマトリックスの弾性コンプライアンス, A, R は物質定数, ω は周波数であり, $\langle K \rangle_0$ は空孔が変形しはじめる応力で, $\langle K \rangle_0 = \frac{4}{3} \sqrt{\frac{\gamma}{r_0 D}}$ で

与えられる。 γ は表面エネルギーで, r_0 は空孔の初期半径である。この γ こそが、固液二相系の力学的挙動を説明できる因子である。 E_1 は ω の連続増加関数で, $\langle K \rangle_0$ が大きいほど高い値をとる。損失正接 $\tan \delta$ は $\omega = \omega^*$ で極大値をとり、その値は $\langle K \rangle_0$ が増加すると、逆に減少する。あらかじめ多孔質体試料に静的圧縮応力を加え、次に振動応力を重畳する場合、静的圧縮力によって孔の半径 r_0 が減少し、その結果 $\langle K \rangle_0$ が増大するので、見掛け上の弾性率は高くなる。これは第2図の測定結果を説明するばかりでなく、以下に述べる海綿骨複合材料の動特性を説明するに足る構成式である。

第4図は空孔率 58% のポリプロピレン (PP) フォームに関節液および水を含浸させた固・液二相系複合材料の動的圧縮弾性率を、空気を含む PP フォームのそれと比較したものである。関節液の非ニュートン性によって、関節液を含む PP フォームの動的弾性率は他のフォーム材の弾性率より高い。水を含んだ PP フォームの弾性率は乾燥状態の弾性率より小さい。これは海綿骨模倣材料を形成している固相 (s)、液相 (l)、気相 (g) の間のぬれの角 θ に関する現象と考えられる。各相間の表面エネルギー $\gamma_{l/g}$, $\gamma_{s/g}$, $\gamma_{s/l}$ の間には次式が成り立つ。

$$\gamma_{s/g} = \gamma_{s/l} + \gamma_{l/g} \cos \theta$$

$0^\circ < \theta < 90^\circ$ では $\gamma_{s/l} < \gamma_{s/g}$ となり、液体が付着すると $\gamma_{s/l}$ は低下する。 $\theta > 90^\circ$ のとき、 $\gamma_{s/l} > \gamma_{s/g}$ とな

第5図 水、関節液、空気を含む PP フォームの位相遅れの周波数依存性

り、液体が付着すると乾燥状態より表面エネルギーは増大する。PP フォームの孔内面のぬれの角は面の状態に強く依存するが、水と PP フォームのぬれ角より関節液と PP フォームの間のぬれ角の方が大きいものと思われる。

動的弾性率 E_1 と孔が変形する応力 $\langle K \rangle_0$ の関係より、 $\langle K \rangle_0$ が大きいほど、すなわち表面エネルギーが大きいほど、動的弾性率は高い。一方、位相遅れは γ が小さいほど高くなる。実際に液体を含浸したフォーム材の位相遅れ δ を測定すると第5図のようになる。添字 W を水、 Sy を関節液、 A を空気とすると、位相遅れについては弾性率と逆の関係 $\delta(W) > \delta(Sy)$ が成り立つ。PP フォームに関節液を含浸させると弾性率が增加する反面、内部減衰の目安である位相遅れは乾燥状態より高く、したがって荷重支持性と衝撃吸収性は著しく改善されたといえることができる。

関節液は、低振動数では粘性が支配的であるが、振動数の増加とともにしだいに弾性成分が増大する²⁾。分子論的には、低せん断速度では関節液に含まれているヒアルロン酸分子鎖は、初期のコンホメーションを保ちながら互いにすべり粘性流動を起こすので弾性は比較的低いが、高せん断速度ではヒアルロン酸分子鎖のブラウン運動が追従できなくなり、互いに拘束されて移動するため弾性が現われる。関節液および同様の生体液は関節軟骨を通して関節組織に深くしみ込んでおり、関節の衝撃吸収性に多大の影響を与えている。したがって、関節液のような物性を示す高分子溶液を工業的に作り出す必要がある。関節液のように、ぬれ角が大きくかつ粘弾性を示す液体を含浸したプラスチックが衝撃を吸収し、大きな荷重に対して適当に硬くなる、いわゆる可変モジュラス材料の候補となるであろう。

海綿骨の場合と同様に、静的圧力をかけながら動的粘弾性を測定すると、弾性率の上昇、位相遅れの低下をきたす。外力が大きくなるにつれ、孔が収縮し、弾性率が增加するような機能は荷重支持性を保持する上で重要である。

関節液や水のほかにタービン油およびバクトラ油を含浸した PP フォームの粘弾性も測定した。詳細は省略するが、結果をまとめて記すと

$$E_{(Sy)} > E_{(turbine)} > E_{(A)} > E_{(Vacetra)} > E_{(W)}$$

$$\delta_{(W)} > \delta_{(Vacetra)} > \delta_{(turbine)} > \delta_{(Sy)} > \delta_{(A)}$$

となる。

海綿骨模擬材料の選択規準を決定するには多くの固体・液体二相系の粘弾性を検討する必要があるが、「固相の表面エネルギーを低下させないぬれ角を有し、非ニュートン粘性を示す高分子溶液」が充てんすべき液体の候補となるであろう。さらに、生体の力学的適応性を生体模擬材料に取り入れるために、pH や電界によって粘性が変化する粘性流体が考えられる。固体マトリックスに圧電性材料を用いれば、構造物自体が力学的適応信号を発することができ、真の意味で知能材料に近づくことになるであろう。

5. む す び

通常、非生体材料と生体組織のもっとも大きな相違点は自己修復および適応化というフィードバック機能である。Zackay らは、き裂先端の応力によって誘起された固相反応によりき裂がふさがるという自己治癒型の鋼を作り、これを変態材料と名づけている³⁾。また各種の記憶性材料も開発されている。しかしながら、生体模擬材料はあくまでも固・液二相系材料で実現したいというのが筆者の夢である。

文 献

- 1) F. Pauwels : *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*, Springer (1965) p. 197
- 2) 立石哲也, 宮永 豊 : 整形外科バイオメカニクス資料集成, 朝日サイエンス (1978) p. 136
- 3) N. C. Hilyard, S. V. Kanakkanatt : *J. Phys. D. Appl. Phys.*, **3**, 906 (1970)
- 4) 立石哲也, 他 : 機械学会論文集, **45**[389] 8 (1979)
- 5) 島村昭治 : 機械の研究, **29**, 221 (1977)