





生体鉱化作用を模倣したリン酸カルシウムと異種素材のナノ複合 体の創製

長岡技術科学大学 大学院工学研究科 エネルギー・環境工学専攻 山田 翔太, 長岡技術科学大学 大学院工学研究科 物質材料工学専攻 山田 伊織,多賀谷 基博 名古屋大学 林 育生,坂口 佳充







(左から)長岡技術科学大学山田翔太,山田伊織,多賀谷基博



(左から)名古屋大学 坂口 佳充,林育生



超高齢社会を迎えた日本では、健康で安心して暮らせ る社会の実現が課題となっている.それに伴い、バイオ・ 医療品の市場は拡大を続けている.この根幹的役割を担 う「ナノバイオテクノロジー」に係る材料創製について 筆者らは取り組んできた.当該分野における材料の基本 単位はナノメートルであり、ナノ構造の形状・性状に加 えて、異種材料を巧みに複合させた「ナノ複合体」が重 要となる.生体内に存在する硬組織の主成分はリン酸カ ルシウムであり、その多くはコラーゲンやシリカなどの 異種材料と複合したナノ複合体となっている.したがっ て、生体鉱化作用を模倣したリン酸カルシウム系材料の ナノ複合体を創製して機能を解明することによって、当 該分野の飛躍的進展が見込まれる.

本稿では、水酸アパタイトと細孔構造を有するシリカ との複合粒子の創製に関する研究ついて概説し、層状リ ン酸八カルシウムへの Eu (III) イオン置換とコハク酸修 飾についての研究を紹介する.



生体内には 1-2g の Si が含まれているとされ [1],生体 骨には 36ppm の Si が存在している [2].そのため,リン 酸カルシウム系化合物とシリカを複合化する研究が数多 くなされている [3][4]. しかし, そのナノ複合体における 構造制御に関する研究はなされていない. そのため, 筆 者等は,ナノ細孔構造を有するシリカ(MS)とリン酸カ ルシウム系化合物をナノスケールで複合化させる研究を 提案してきた. MS は,特異な水和層構造を形成するため, 生体材料への応用が期待されている. つまり, MS と生体 内の硬組織の主成分である水酸アパタイト(HA)をナノ スケールで複合させることができれば,高い生体親和性 とナノ細孔構造を併せ持つ材料が得られると期待される. そこで,以下では,カチオン性界面活性剤ミセルと両親 媒性ブロック共重合体の存在下で,シリカとリン酸カル シウムを複合させ,細孔構造を持つ生体親和性の高い複 合粒子の合成を行った著者等の結果を紹介する.

複合粒子は Ca/P モル比を 1.0 として,カチオン性界 面活性剤(CTAB)と両親媒性ブロック共重合体(P123) の存在下でリン酸源とカルシウム源を反応させた.この 溶液にシリカ源(シリコンアルコキシド,TEOS)を添加 し,水熱反応させた後,洗浄してエタノール分散液とした. この分散液から電気泳動法によって粒子を回収して乾燥 させ,複合粒子を得た.合成時のP123の添加量は0,0.19, 0.38,0.76mM であり,それぞれ MS/HA-0, MS/HA-1, MS/HA-2, MS/HA-3 と定義した.ここで,シリカ源のみ で合成した試料 MS,リン酸源とカルシウム源のみで合成 した試料 HA をリファレンス試料とした.

粒子は,固体²⁹Si-NMR (DD/MAS法,共鳴周波数: 59.62MHz,パルス幅:4.0µs,待ち時間:20s,積算回 数:1000回,標準試料:tetramethylsilane (-9.55ppm)), 固体³¹P-NMR (DD/MAS法,共鳴周波数:121.50MHz, パルス幅: 4.0µs, 待ち時間: 20s, 積算回数: 1000回, 標準試料: ammonium dihydrogen phosphate (1.02ppm)), 比表面積・細孔径分布測定と TEM により評価した. 固体 ²⁹Si-NMR スペクトルついて,より詳細な解析を行うため, スペクトルの分離を行った. 3つの Si 成分が重なったピー クを, Q_2 (-93 ± 2ppm, 2つの= Si-O-Si =結合と 2つ の= Si-OH 結合を持つ), Q_3 (-102 ± 2ppm, 3つの= Si-O-Si =結合と 1 つの= Si-OH 結合を持つ), Q_4 (-111 ± 2ppm, 4 つの= Si-O-Si 結合を持つ)の 3 つに分離した.

固体 ²⁹Si-NMR スペクトルを図 1 (a) に示し, $(Q_2+Q_3)/$ Q4比を P123 の添加量に対してプロットした結果を図1 (b) に示した. MS/HA 複合粒子では, 複合によって Si-OH 結合が減少し、Si-O-Si 結合が増加する傾向が見られ たことから、複合によって MS 相の縮合反応が促進され た可能性と、Si-OH 結合を介して MS 相と HA 相が複合し ている可能性が示された.また,P123の添加量の増加に 伴い Si-OH 結合が増加したことから, P123 が MS 相の縮 合反応を抑制する可能性が示された. 固体 ³¹P–NMR(図 2)の結果から、リファレンス試料である HA では結晶性 の高い HA 相(0.4ppm)が生成し, MS/HA 複合粒子では 歪のある HA 相(2.7ppm)の生成が確認された [5]. さらに, 47ppm と -45ppm のスピニングサイドバンドの強度が, P123の添加量の増加に従い増加していく傾向が見られ、 アモルファスリン酸カルシウム(ACP)の増加が示唆され た [6]. TEM 観察を行った結果を図3に示す. それぞれ の複合粒子では、点線で囲んだ HA の柱状結晶の周囲に MS 相が存在している様子を確認できた. 複合粒子の表層 は MS 相が支配的であり、結晶性が低い HA 結晶と MS 相



⊠ 1 (a) solid state ²⁹Si–NMR spectral deconvolution results of MS and the nanostructured MS/HA hybrid particles, indicating the separated spectra of (1) Q_2 (i.e., two Si–O–Si and two Si–OH bonds) at –93 ± 2 ppm, (2) Q_3 (i.e., three Si–O–Si and one Si–OH bonds) at –102 ± 2 ppm and (3) Q_4 (i.e., four Si–O–Si bonds) at –111 ± 2 ppm, and (4) their re-synthesized and (5) raw spectra. (b) $(Q_2+Q_3)/Q_4$ ratios of the nanostructured MS/HA hybrid particles with the concentration of P123. Here, the $(Q_2+Q_3)/Q_4$ ratio of MS is 0.98.



2 Solid state ³¹P–NMR spectra of HA and the nanostructured MS/HA hybrid particles.



 \boxtimes 3 (a–f) N₂ adsorption (closed circles) and desorption (open circles) isotherms of (a) HA, (b) MS, (c) MS/HA-**0**, (d) MS/HA-**1**, (e) MS/HA-**2** and (f) MS/HA-**3**, and (g) the changes of SBET and BJH pore diameter of the nanostructured MS/HA hybrid particles with the concentration of P123.

の複合化が実現されていると考えられる.図4に比表面 積・細孔径分布測定の結果を示す.IUPAC分類よりそれ ぞれの等温線の型は,リファレンス試料であるHAがIII型, MSがH4型,全ての複合粒子がH3型であった.複合粒 子からはスリット状細孔を持った MS 相に起因する高い 比表面積が得られた.また, P123 の添加量の増加に伴い, 細孔径が大きくなる傾向が見られた.これは, CTAB と P123 の混合ミセルが形成したためと考えられる.これら



🗵 4 TEM images of HA, MS and the nanostructured MS/HA hybrid particles (inset: magnified images).

の結果から、本稿で合成した複合粒子は、生体骨に類似 した結晶性の低い HA 相と細孔構造を持つ HA 相が複合し た材料であることが判明した.

3. 層状リン酸八カルシウムへの Eu (III) イオン置換とコハク酸修飾の両立

リン酸八カルシウム(OCP)は、水酸アパタイト層と 水和層が繰り返された層状構造を持つリン酸カルシウム で、骨再生医療分野で研究されている.また、水和層に 存在するリン酸水素イオンを異種イオンへ置換できる可 能性が知られており、新規層状化合物の創製を目指しこ れまでに様々なジカルボン酸イオンの置換による有機修 飾が試みられてきた [7][8][9][10]. さらに, OCP 骨格中 への異種イオンの置換や層間有機修飾により機能化する ことで,様々な応用が実現すると期待される.そこで, 以下では,OCP の Ca²⁺ を Eu³⁺ へ置換した光機能性 OCP (OCP:Eu) とコハク酸 (Suc) により有機修飾した OCP:Eu (Suc-OCP:Eu) の 2 種類を合成・評価 (図 5) し,置換さ れた Eu³⁺ の配位環境と層間有機修飾の影響を考察した著 者等の結果を紹介する.

OCP:Euは, Eu (III) イオンを Ca に対して 1-10mol% になるように酢酸バッファー (0.1M) 中に溶解させ,次に, リン酸三カルシウムを添加して 50℃・3 時間の加水分解 を施して合成した.一方で,Suc-OCP:Euは,酢酸バッファー (0.1M) と 1.0M 酢酸ナトリウムの混合溶液中に Eu (III) イオンと Suc を溶解させ,その後は同様に合成した.生



☑ 5 Illustration of OCP:Eu and Suc-OCP:Eu structures of this study.

成物を超純水で洗浄して 50℃・48 時間の乾燥を行った. 試料名は, Eu イオンの仕込み濃度*X*を添えて, OCP:Eu-*X*(*X* = 1–10),及び,Suc-OCP:Eu-*X*(*X* = 1–10)と表記した. 評価は XRF,XRD,FT-IR,固体 ³¹P–NMR,蛍光スペクト ル,及び,内部量子効率(η_{int})により行った.

XRF 結果から, Eu (III) イオン含有モル濃度は仕込 みと凡そ一致した.XRD (図6)から,合成した試料 は OCP 相であり,OCP:Eu 系のd₁₀₀値は 1.87-1.88nm, Suc-OCP:Eu 系のd₁₀₀値は 2.14-2.16nmで,Suc 修飾に よりd₁₀₀値が増大したことが確認された.また,Suc-OCP:Eu 系では,XRF 結果から,C濃度の増加とP濃度の 減少がみられ,FT-IR 結果から,層間のリン酸水素イオン 由来の吸収帯強度が減少してカルボン酸イオン由来の吸 収帯が発現した.さらに,固体³¹P-NMR (図7)の結果 からは,OCP の水和層中に存在する P3,P5,P6に帰属 されるピークの形状が OCP:Eu 系と Suc-OCP:Eu 系で大き く異なっており,Suc-OCP:Eu 系では Pa と Pbの 2 つのピー クに分裂していることが明らかとなった.これは水和層 中のリン酸水素が Suc イオンに置換されたことで水和層

ることでリン酸とリン酸水素の存在状態に変化が生じた 結果である[11]. 一方, Euの濃度の増加に伴うケミカル シフトの変化はなく、OCP の構造を維持したまま Eu が置 換されており、Suc イオンが OCP 層間のリン酸水素イオ ンと置換していると考えられた. 蛍光スペクトル(図8(a), (b))から、Eu (III) イオン由来の赤色発光が観測され、 OCP:Eu 系と Suc-OCP:Eu 系の間でスペクトル形状に大き な差異は見られなかった. OCP が水酸アパタイト構造を 部分的に持つため、 ${}^{5}D_{0} \rightarrow {}^{7}F_{0}$ のピークを、極大波長が 574nm と 577nm のスペクトルへ分離したところ水酸ア パタイト構造における Ca(I) サイトへ Eu(III) イオン が置換していることが示唆された [12]. また, 蛍光強度 (蛍光波長:614nm)(図8(c))は, Eu 濃度増加に伴っ て増大し, Suc-OCP:Eu 系が OCP:Eu 系に比べて高く, Eu (III) イオンの仕込み濃度が 10mol% でも濃度消光が抑制 されていると考えられた. さらに, η_{int} (図8(d))から は、両系ともに Eu 量に伴って増大し、Suc-OCP:Eu 系が より高いことがわかる.これらの結果から,OCPの層状 構造が Eu の濃度消光を抑制していると考えられ、さらに は、コハク酸修飾により層間距離が増大したことによっ



 \boxtimes 6 XRD patterns of (a) OCP:Eu and (b) Suc-OCP:Eu. All the plane indexes were attributed to a single phase of (•) OCP (ICDD No.: 01-074-1301).



⊠ 7 Attribution of phosphorus in OCP crystal structure (a) and ³¹P DD/MAS solid-state spectra of the (b) OCP:Eu and (c) Suc-OCP:Eu. Pa: hydrated orthophosphate, Pb: hydrogen phosphates.



 \boxtimes 8 PL spectra of (a) OCP:Eu and (b) Suc-OCP:Eu under the excitation wavelength at 395 nm, and (c) PL intensity at 614 nm and (d) η_{int} (550–750 nm).

て, Eu 同士間および Eu - 欠陥間の距離が増大し,濃度 消光と欠陥によるエネルギー失活が低減され,発光特性 が向上したと推察している.



本稿では、水酸アパタイトとナノ細孔構造を有するシ リカの複合粒子と、層状リン酸八カルシウムへの Eu (III) イオン置換とコハク酸修飾について紹介した. 高齢化が 進む日本において高性能な骨補填材料や、治療と診断を 同時に行うセラノスティクス材料などの、ナノバイオ材 料の研究は急務な状況にある. そのため、生体鉱化作用 を模倣したナノ複合体材料の合成が必要であるが、実際 に生体内でナノ複合体が形成するプロセスと機能が未解 明な点が多い. ナノ複合体が形成する機構と機能が解明 されれば、ナノバイオテクノロジーは急速に進歩すると 考えられる. そして、本研究室においては、材料合成の みならず、生物が織りなす材料機能の解明研究を進め、 当該分野の発展へ寄与したい. そして、健康で活力ある 社会として日本が発展することを願う.



本研究の一部は JSPS 科研費 若手研究 (A) 17H04954 の助成を受けて実施したものです.本研究推進の中で固 体 NMR スペクトル測定に御協力いただきました,名古屋 大学大学院工学研究科分子・物質合成プラットフォーム の林 育生氏,坂口 佳充先生へ深く感謝申し上げます.



- [1] R. Jugdaohsingh, *J. Nutr. Heal. Aging*, 2007, **11**, 99–110.
- [2] S. J. Whiting and H. H. Draper, J. Nutr., 1981, 111, 1721–1726.
- [3] A. Sousa, K. C. Souza and E. M. B. Sousa, 2008, 4, 671–679.

- [4] A. I. Villacampa and J. M. Garcı´a-Ruiz, *J. Cryst. Growth*, 2000, **211**, 111–115.
- [5] J. Vogel, C. Russel, G. Gunther, P. Hartmann, F. Vizethum and N. Bergner, *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, 1996, 7, 495–499.
- [6] T. Yasue and Y. Arai, *Gypsum Lime*, 1993, 1993, 108–116.
- [7] H. Monma and M. Goto, *J. Incl. Phenom.*, 1984, 2, 127–134.
- [8] M. Markovic, B. O. Fowler and W. E. Brown, *Chem. Mater.*, 1993, 5, 1401–1405.

- [9] T. Yokoi, M. Kamitakahara and C. Ohtsuki, *Dalt. Trans.*, 2015, 44, 7943–7950.
- [10] I. Yamada and M. Tagaya, *Colloid Interface Sci. Commun.*, 2019, **30**, 100182.
- [11] Y. Li, D. G. Reid, M. J. Duer and J. C. C. Chan, *Solid State Nucl. Magn. Reson.*, 2018, 95, 1–5.
- [12] M. Long, F. Hong, W. Li, F. Li, H. Zhao, Y. Lv and H. Li, J. Lumin., 2008, **128**, 428–436.

(長岡技術科学大学 多賀谷 基博)

