

Biomateriali in Ortopedia

G. Rollo, P. Cataldi, A. Orgiani

U.O. Ortopedia e Traumatologia Ospedale "Vito Fazzi" - Lecce

I progressi della scienza medica permettono di migliorare la qualità di vita dei pazienti andando incontro alle esigenze di una popolazione con età media costantemente in aumento, ricorrendo a nuove tecnologie che prevedono l'uso di biomateriali.

Si definisce biomateriale una sostanza che interagisce con i sistemi biologici dell'individuo per trattare, incrementare, sostituire un tessuto od organo.

L'interazione con l'individuo ricevente determina una risposta locale e generale che ci dà la misura della Biocompatibilità. Abbiamo una soddisfacente biocompatibilità se non si verificano effetti tossici e se è ottimale la totale integrazione con l'organismo ricevente.

I Biomateriali attualmente in uso si dividono nelle seguenti categorie: Metalli, Ceramiche, Polimeri.

I Metalli sono costituiti da elementi in grado di stabilire tra loro legami interatomici forti. Quelli utilizzati in Ortopedia sono Leghe costituite da un elemento base con l'aggiunta di altri elementi che modificano le proprietà dell'elemento base.

La lega più conosciuta è la Stainless Steel (Acciaio inossidabile) molto utilizzato per i mezzi di sintesi (viti, chiodi). Tale Lega è stata la prima utilizzata in Ortopedia. L'elemento base è il Fe adizionato con Ca, Cr, Mo.

La concentrazione di Ca controlla la formazione di carburi necessari per la resistenza meccanica; il Cr ed il Mo limitano la corrosione.

Gli acciai inossidabili infatti sono resistenti al carico, hanno una buona deformabilità elastica e plastica. L'AISI316L è la lega di acciaio più comunemente usata in Ortopedia per la costituzione di mezzi di sintesi in Traumatologia, Strumentari chirurgici, Splints, Stampelle, Apparecchi di trazione.

La Super Alloys Cobalto è una lega con il Co come elemento base e viene utilizzata per la protesi articolare (stelo femorale e cupola acetabolare nell'anca, piattini tibiale e componente femorale nel ginocchio). La F75 è la lega più comune ed è detta Vitallio. Rispetto alle Stainless Steel tali leghe presentano simile deformazione plastica, minore deformazione plastica, maggiore resistenza; sono più

costose per la presenza di Co e Tungsteno.

La Titanium base Alloys (lega in Titanio) è la lega più recente; la F67 e la F136 (Ti6Al4V) sono le più diffuse; conferiscono agli strumenti utilizzati (prevalentemente mezzi di sintesi) resistenza elevata, bassa deformazione plastica, scarsa elasticità e leggerezza.

Le Ceramiche possono essere suddivise in bioattive e bioinerti o a seconda che inducano o meno reazione tissutale nell'individuo.

Le bioinerti sono Allumina e Zirconia; le bioattive: bioglass, tricalciofosfato, idrossiapatite, idrato di calcio solfato.

Le bioinerti vengono utilizzate per il rivestimento delle superfici articolari protesiche (v. testine femorali in allumina o Zirconia nelle protesi d'anca).

Tra le ceramiche bioattive la più utilizzata è la idrossiapatite. Si tratta di una classe di cristalli con formula $M_{10}(RO_4)_6X_2$ dove M corrisponde al Ca, R al P, X all'H o ad un alogeno come il Fluoro.

Le apatiti sono già presenti in natura come maggior costituente della fase inorganica dell'osso con formula $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$.

L'idrossiapatite ha una struttura molto simile alla apatite naturale, biocompatibile, osteoconduttiva (osteoconduttività: capacità da parte di un materiale impiantato in ambito scheletrico di favorire l'avvicinamento o l'adesione di osso già formato alla sua superficie formando un legame diretto capace di resistere ai carichi fisiologici). Non è idonea da sola alla costruzione di protesi o mezzi di sintesi per insufficiente resistenza meccanica, per cui le sue caratteristiche permettono l'impiego come riempitivo di cavità ossee (Bone Substitutes) o come rivestimento di impianti metallici.

I Bone Substitutes si integrano facilmente con l'osso dell'individuo ricevente; gli osteociti e gli osteoblasti formano osso nuovo sull'impalcatura inorganica fornita dai BS, le cellule staminali poste al confine tra osso ricevente e matrice inorganica impiantata si differenziano in cellule mature che producono la sostanza organica della matrice extracellulare dell'osso. La nuova frontiera dei B.S. è l'uso di fattori di crescita che accelerino l'integrazione

con l'osso dell'individuo ricevente.

L'Idrossiapatite è impiegata come rivestimento di superficie di impianti metallici siano essi leghe di acciaio o Cr-Co o di Titanio (componenti protesiche, viti,...). In tale maniera il vantaggio è di associare le proprietà biomeccaniche di resistenza del metallo a quelle di biocompatibilità e di osteoconduttività delle ceramiche.

I metodi di rivestimento degli impianti metallici con idrossiapatite sono vari: immersione, deposizione elettroforetica, pressione isostatica ad alta temperatura, Plasma spray (in aria e sotto vuoto). Quest'ultimo metodo di rivestimento è il più diffuso, economico, riproducibile.

Con il Plasma Spray si mantiene una purezza del 90% ed un rapporto di 1,67 tra Ca/P. Tali parametri garantiscono l'affidabilità dell'impianto. Inoltre si ottiene una porosità e spessore adeguato del rivestimento (optimum tra 50 e 70 micrometri). Il rilascio di ioni Ca e P dal rivestimento incrementa la concentrazione degli stessi a livello della interfaccia osso/impianto favorendo la formazione di microcristalli di Carbonato calcico fosfato che viene integrato nella matrice ossea neo formata.

I Polimeri (UHMWPE-PMMA) sono impiegati negli abbiagliamenti sterili, punti di sutura, drenaggi, inserti protesici, nella cementazione.

Il Polietilene (UHMWPE-polimero ad altissimo peso molecolare) viene impiegato negli inserti protesici posti a livello delle superfici articolari per le caratteristiche di bassa frizione, bassa tensione superficiale, buona distribuzione del carico, scarsa usura con minore rilascio (rispetto al passato) di microparticelle che possono scatenare fenomeni flogistici a volte responsabili di distacchi asettici degli impianti.

Il PMMA (cemento) essendo viscoelastico permette una ottima e rapida adesività degli impianti all'osso e distribuisce uniformemente gli stress meccanici; attualmente è addizionato di BaSO₄ per renderlo radiopaco e quindi riconoscibile. La sua adesività alle superfici migliora quando le stesse sono pulite, asciutte e libere da detriti di precedenti cementazioni.

Bibliografia

- [1] S. Mann, *Angew. Chem. Int. Ed. Engl.* 2000, 39, 3392-3406.
- [2] A. A. Campbell, *Curr. Opinion Coll. Inter. Sci.* 1999, 4, 40-45.
- [3] A.H. Heuer, D.J. Fink, V.J. Laraia, J.L. Arias, P.D. Calvert, K. Kendal, G.L. Messing, J. Blackwell, P.C. Rieke, D.H. Thompson, A.P. Wheeler, A. Veis, A.I. Caplan, *Science* 1992,

255, 1098-1105.

- [4] P. Calvert, P.C. Rieke, *Chem. Mater.* 1996, 8, 1715-1727.
- [5] B.C. Bunker, P.C. Rieke, B.J. Tarasevich, A.A. Campbell, G.E. Fryxell, G. Graff, L. Song, J. Liu, J. Virden, G. Mc Vay, *Science* 1994, 264, 48-55.
- [6] H.A. Lowenstam, S. Weiner, *On Biomineralization*, Oxford University Press, New York 1989.
- [7] A. Bigi, G. Falini, M. Gazzano, N. Roveri, A. Ripamonti, *La Chimica e l'Industria*, 1998, 5, 615-621.
- [8] S. Weiner, L., Addadi, *J. Mater. Chem.* 1997, 7, 689-702.
- [9] H. Füredi-Milhofer, J. Moradian-Oldak, S. Weiner, A. Veis, K.P. Mintz, L. Addadi, *Conn. Tissue Res.* 1994, 30, 251-264.
- [10] G. Hunter, *Curr. Opin. Solid State mater. Sci.*, 1996, 1, 430-434.
- [11] S. Mann, *Biomimetic Materials Chemistry*, VCH Publ., Weinheim, 1996.
- [12] S. Weiner H.D. Wagner, *Annu. Rev. Mater. Sci.* 1998, 28, 271-298.
- [13] A.L. Boskey, *Calcif. Tissue Int.* 1998, 63, 179-182.
- [14] J. Aizenberg, A.J. Black, G.M. Whitesides, *Nature*, 1998, 394, 868-871.
- [15] D. Walsh, J.D. Hopwood, *Science*, 1994, 264, 1576-1578.
- [16] K. Naka, Y. Chujo, *Chem. Mater.* 2001, 13, 3245-3259.
- [17] J.N. Cha, G.D. Stucky, D.E. Morse, T.J. Deming, *Nature*, 2000, 403, 289-292.
- [18] S.I. Stupp, P.V. Braun, *Science*, 1997, 227, 1242-1248.
- [19] M. Antonietti, M. Breulmann, C.G. Göltner, H. Cölfen, K.K.W. Wong, D. Walsh, S. Mann, *Chem. Eur. J.*, 1998, 4, 2493-2500.
- [20] L. Qi, H. Cölfen, M. Antonietti, M. Li, J. D. Hopwood, A. J. Ashley, S. Mann. *Chem. Eur. J.* 2001, 7, 3526-3532.
- [21] L. A. Gower, D. A. Tirrell, *J. Crystal Growth*, 1998, 191, 153.
- [22] A. Bigi, E. Boanini, D. Walsh, S. Mann, *Angew. Chem. Int. Ed. Engl.*, in press
- [23] P. Ducheyne, T. Kokubo, C.A. van Blijsterswijk, eds, *Bone bonding biomaterials*. Leiden, Netherlands: Reed Healthcare Communications, 1992.
- [24] LL. Hench, *Biomaterials* 1998, 19, 1419-1423.
- [25] Q. Liu, J.R. De Wijn, D. Bakker and C.A. van Blijsterswijk, *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, 1996, 7, 551-557.
- [26] W. Suchanek, M. Yoshimura, *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, 1998, 13, 94-117.
- [27] J.C. Elliott, *Structure and Chemistry of the*

- Apatites and Other Calcium Orthophosphates*; Elsevier Sci.; The Netherlands, 1994.
- [28] E. Bertoni, A. Bigi, G. Falini, S. Panzavolta, N. Roveri, *J. Mater. Chem.* 1999, 9, 779-782.
- [29] A. Bigi, E. Boanini, M. Borghi, G. Cojazzi, S. Panzavolta, N. Roveri, *J. Inorg. Biochem.*, 1999, 75, 145-151.
- [30] S. Langstaff, M. Sayer, T.J.N. Smith, S.M. Pugh, *Biomaterials*, 2001, 22, 135-150.
- [31] M. Sous, R. Bareille, F. Rouais, D. Clement, J. Amedee, B. Dupuy, C.H. Baquey, *Biomaterials* 1998, 19, 2147-2153.
- [32] A. Bigi, E. Boanini, S. Panzavolta, N. Roveri, K. Rubini, *J. Biomed.Mater.Res.*, 2002, 50, 716-724.
- [33] S.J. Ding, Y.M. Su, C.P. Ju, J.H. Chern Lin, *Biomaterials* 2001, 22 833-845.
- [34] V. Nelea, C. Ristoscu, C. Chiritescu, C. Ghica, I.N. Mihailescu, H. Pelletier, P. Mille, A. Cornet, *Applied Surface Science*, 168, 1-4, (2000), 127-131
- [35] Barrere, F., Layrolle, P., Van Blitterswijk C.A., De Groot K. *J. Mater. Sci. Mater Med* (2001) 12: 529-534.