



Politecnico  
di Torino

CORSO DI MATERIALI E SUPERFICI  
INGEGNERIZZATE PER APPLICAZIONE IN MEDICINA

# 3D PRINTING FOR BONE IMPLANTS

Claudia D'Agostino  
Ilaria Donà  
Francesca Lavazza



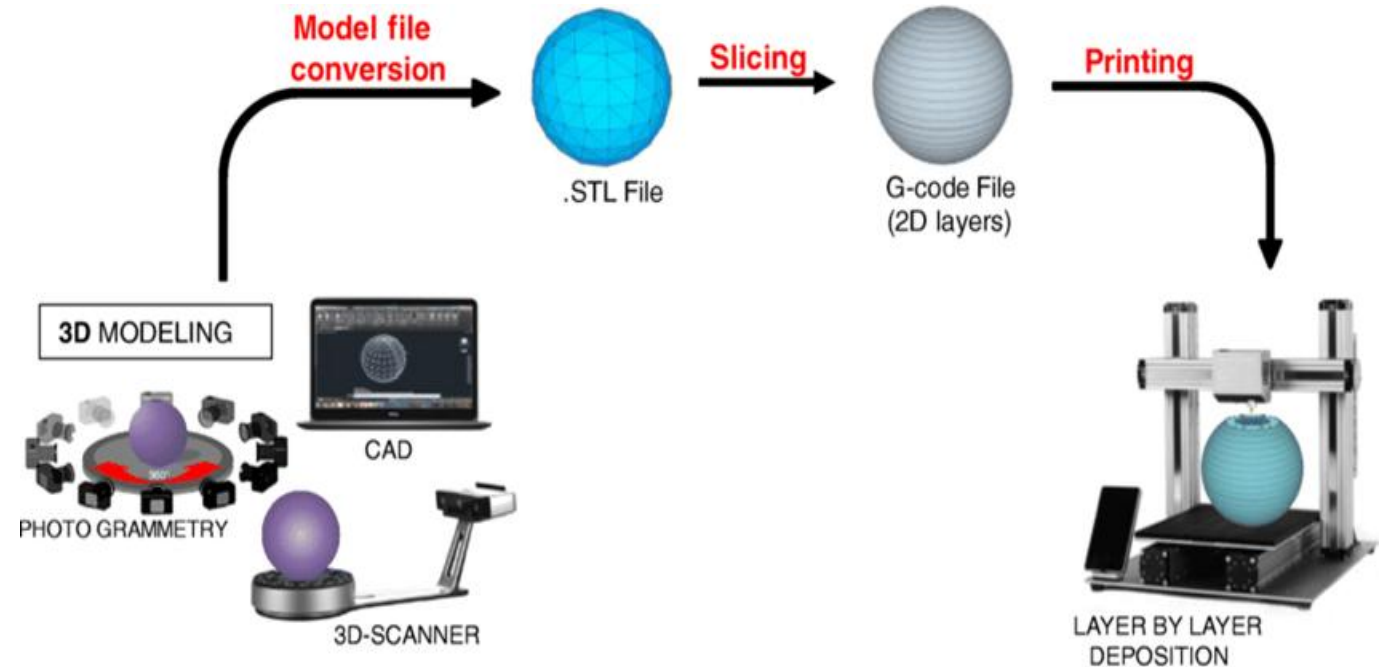
# Progettazione con 3D printing

MODELLO CAD  
+ STAMPANTE

- Personalizzazione degli impianti
- Produzione di geometrie complesse
- Riduzione spreco di materiali
- Versatilità processo di stampa

MATERIALE

- Realizzazione struttura porosa
- Realizzazione struttura biomimetica



## Caratteristiche del materiale da riprodurre

- **Proprietà meccaniche**

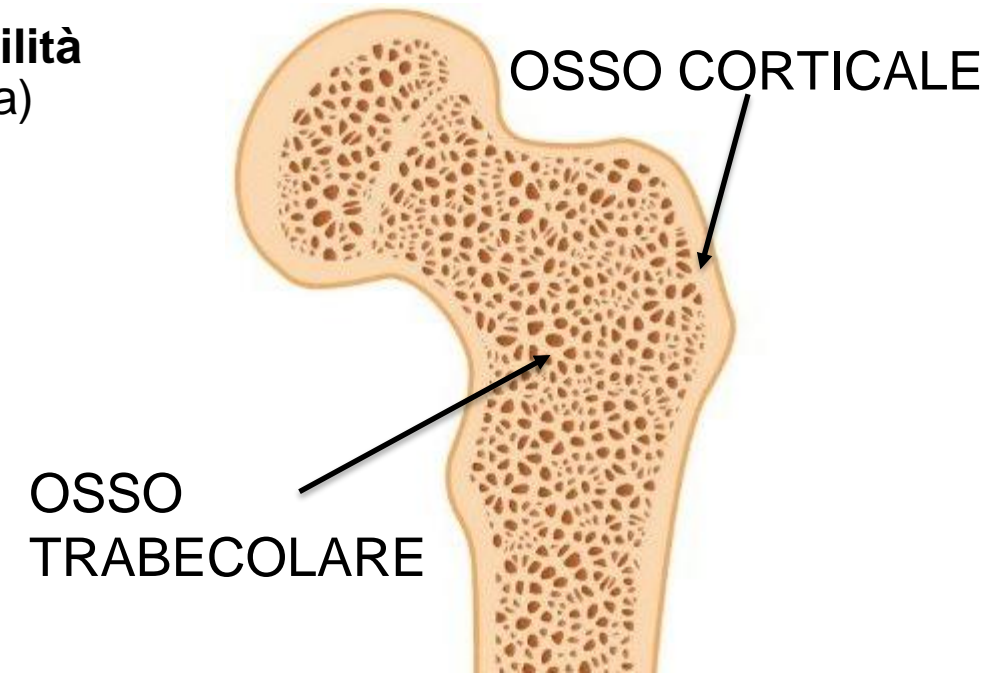
- Modulo elastico
  - 10-30 GPa (osso corticale)
  - 0,01-3 GPa (osso trabecolare)
- Resistenza a compressione
  - 100-230 MPa (osso corticale)
  - 2-12 MPa (osso trabecolare)
- Resistenza a trazione
  - 50-150 MPa (osso corticale)
  - < 10 MPa (osso trabecolare)

- **Porosità totale**

- 5-10% (osso corticale)
- 50-90% (osso trabecolare)

- **Biocompatibilità**

- **Biodegradabilità**  
(se necessaria)



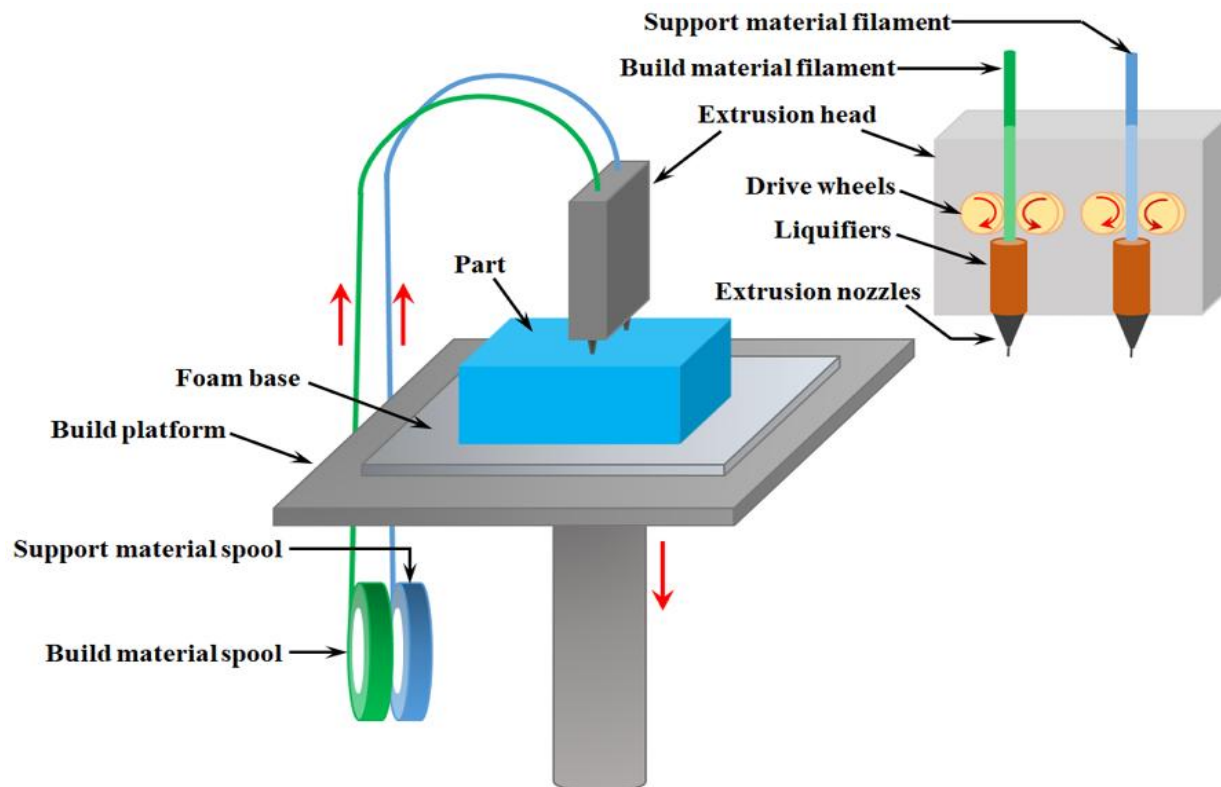


MATERIALI IMPIEGATI IN 3D PRINTING	Caratteristiche principali	Ambito di applicazione
<b>Titanio (Ti)</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Biocompatibilità</li><li>- Elevata resistenza a fatica</li><li>- Basso modulo elastico</li><li>- Non ostacola il processo di osteointegrazione</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Impianti ortopedici</li><li>- Impianti dentali</li><li>- Protesi ossee</li></ul>
<b>Tantalo (Ta)</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Biocompatibilità</li><li>- Porosità regolabile</li><li>- Favorisce la crescita ossea e l'integrazione biologica</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Spugne metalliche</li><li>- Scaffold per rigenerazione di difetti ossei</li></ul>
<b>Policaprolattone (PCL)</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Biodegradabilità</li><li>- Buone proprietà meccaniche</li><li>- Facilmente processabile con stampa 3D</li><li>- Promuove la rigenerazione tissutale</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Sostitutivi ossei temporanei</li></ul>
<b>Acido Poli-L-lattico (PLLA)</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Biodegradabile e biocompatibile</li><li>- Tempi di degradazione lunghi rispetto ad altri polimeri</li><li>- Promuove la formazione di nuovo tessuto osseo</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Dispositivi temporanei</li></ul>
<b>Fosfati di calcio</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Rilascio controllato di ioni per favorire la rigenerazione ossea</li><li>- Bioattività</li><li>- Supporto di proliferazione cellulare</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Scaffold per rigenerazione ossea</li></ul>
<b>Idrossiapatite (HA)</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Elevata osteoconduzione e osteoinduttività</li><li>- Favorisce la mineralizzazione ossea</li><li>- Stabilità termodinamica a pH fisiologico</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Scaffold per rigenerazione ossea</li><li>- Rivestimenti bioattivi per impianti dentali e ortopedici</li></ul>



# FDM (Fused Deposition Modelling)

Tecnica di **estrusione a caldo** con polimeri applicata a materiali **termoplastici** e **compositi bioattivi**



## PROCESSO:

1. *Riscaldamento* del materiale fino a stato semi-liquido
2. *Estrusione* da ugello su piattaforma di costruzione
3. *Deposizione* materiale strato per strato

## FDM

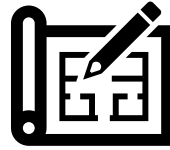
### VANTAGGI

- **Bassi costi**
- **Controllo di porosità** e le sue dimensioni
- Possibilità di ottenere porosità interconnessa
- Uso materiali biodegradabili, bioattivi e biocompatibili

### SVANTAGGI

- **Geometrie limitate**
- Qualità di stampa limitata
- **Limitata a polimeri termoplastici**

## APPLICAZIONE FDM

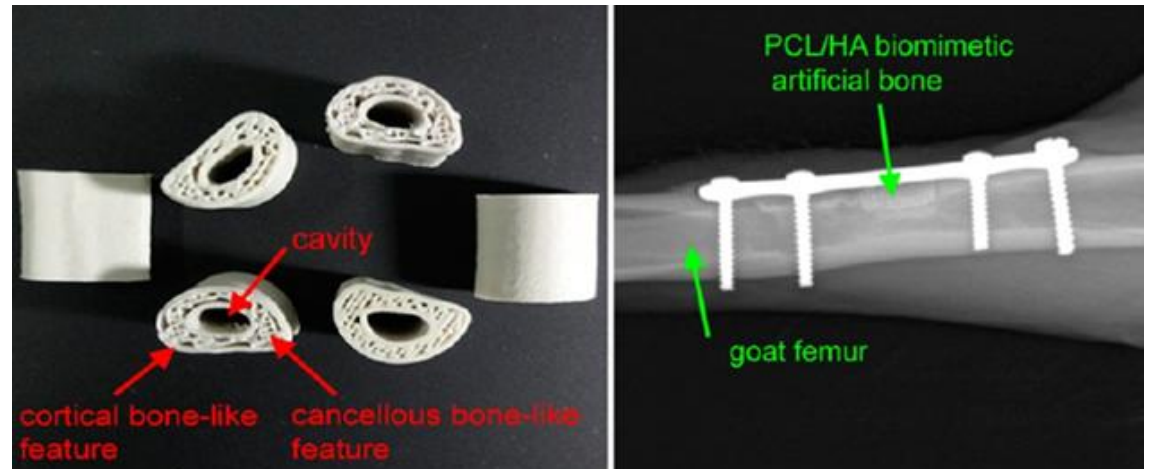


**PCL/HA** → Scaffold 3D per rigenerazione ossea

1. Analisi femore di capra scansionato con CT
2. Modellazione software
3. PCL e HA mescolati in 7:3 e riscaldati a  $100^{\circ}$  → uniformità
4. Miscela estrusa e depositata strato per strato per replicare la struttura ossea naturale

### Risultati:

- Porosità interconnessa con dimensioni medie di **765  $\mu\text{m}$**
- Biocompatibile
- **Proprietà meccaniche simili all'osso trabecolare** (resistenza a compressione 15 MPa e  $E=60$  MPa)
- **Osteoconduzione** simile ad applicazione autologa



# BIOPRINTING

## A) Inkjet:

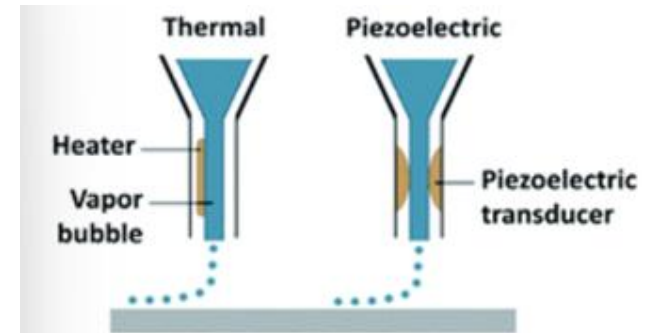
- sistemi di distibuzioni termici o piezoelettrici
- deposizione di goccioline su idrogeli
- materiale a bassa viscosità

## B) Ad estrusione:

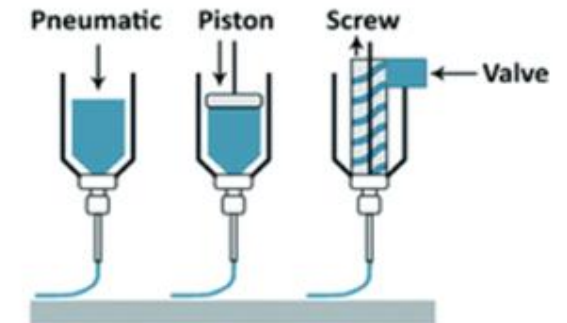
- sistemi di distribuzione meccanici o pneumatici
- deposizione di bioinchiostri a filamenti continui
- materiale non newtoniano pseudoplastico (si assottiglia al taglio)

## C) Laser:

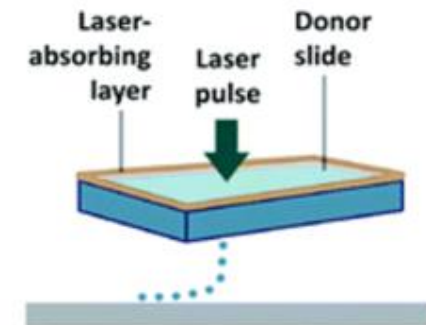
- sistema di distribuzione laser
- deposizione del biomateriale sottoforma di goccioline nel recettore



(a) Inkjet Bioprinter



(b) Extrusion-based Bioprinter



(c) Laser-assisted Bioprinter



## VANTAGGI E SVANTAGGI

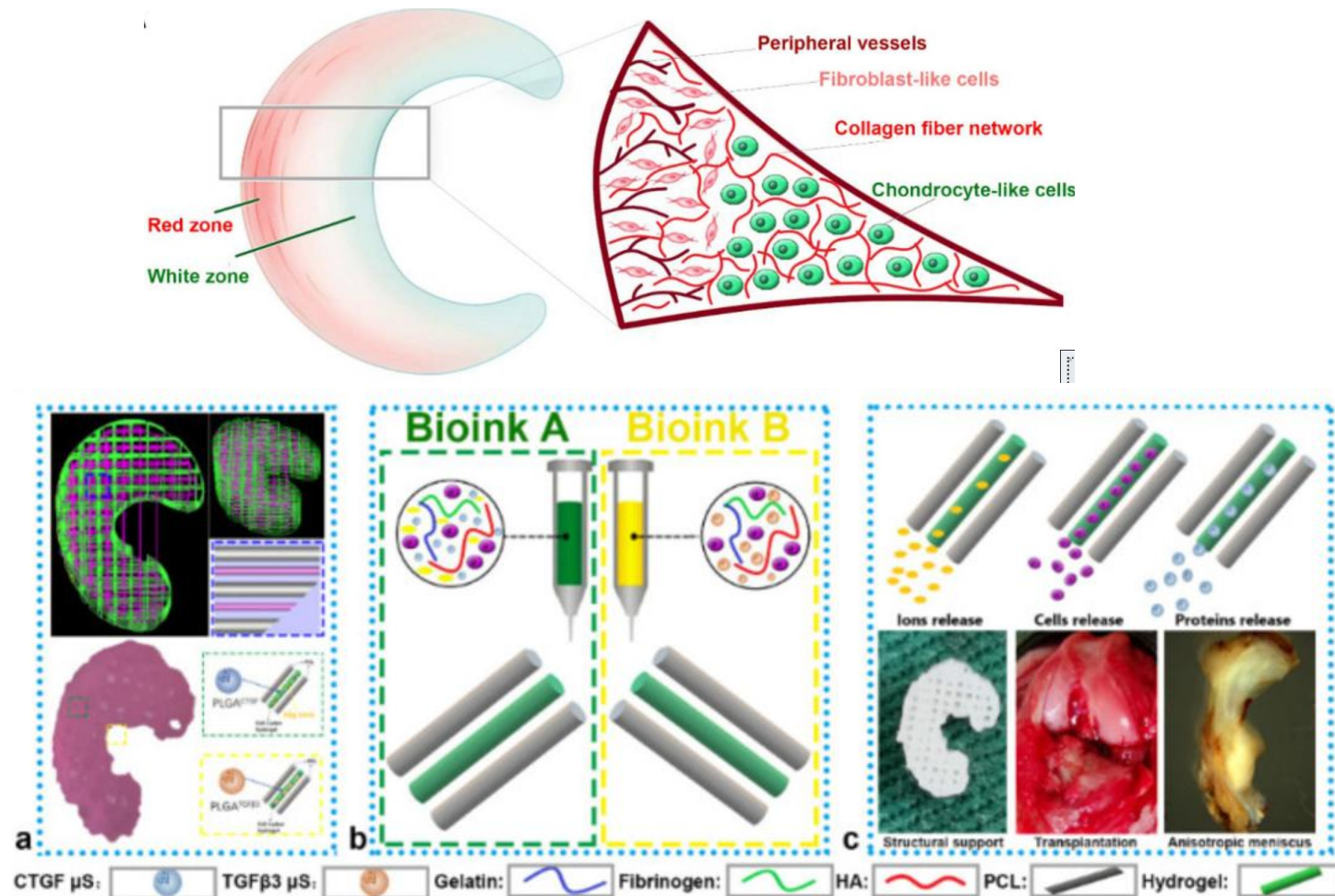
TECNICHE	SVANTAGGI 	VANTAGGI 
INKJET	danni a membrana cellulare	cellule mantengono la loro <b>funzione</b>
	basso contenuto di cellule nell'inchiostro	
AD ESTRUSIONE	non altissima risoluzione di cellule	semplicità di utilizzo
		bassi costi
		T ambiente
		distribuzione omogenea cellule
LASER	alti costi	no ugello
	gran quantità di energia	alta risoluzione di cellule
		controllo goccioline

# APPLICAZIONE BIOPRINTING



## MENISCO ANISOTROPO

- **PCL fuso** per l'impalcatura
- **BIOINK B**: idrogel carico di MSC che incapsulava microsfere di PLGA che trasportavano TGFβ3 (*regione interna*)
- **BIOINK A**: idrogel carico di MSC che incapsulava microsfere di PLGA che trasportavano CTGF, proteine e ioni di magnesio (*regione esterna*)



## CONCLUSIONI:

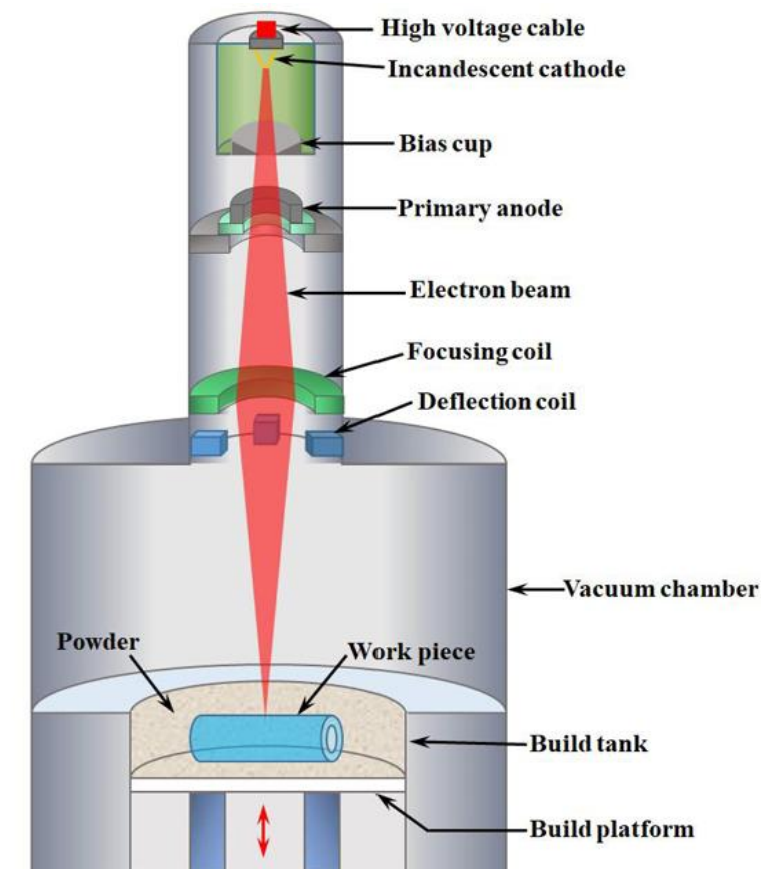
- ✓ *Ripristino* anisotropia
- ✓ *Mantenimento* forma
- ✓ *Prevenzione* degenerazione articolare

## EBM (Electron Beam Melting)

Tecnica di **produzione additiva** in cui un **fascio di elettroni** fonde **polveri metalliche**.

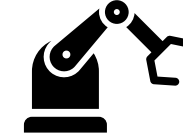
### PROCESSO:

1. *posizionamento* strato sottile di polveri metalliche in camera ad alto vuoto
2.  *fusione* strato grazie al fascio di elettroni ad alta T
3. *riposizionamento* polveri per creare un nuovo strato
4. *creazione* forme geometriche complesse e strutturate



PER  
SAPERNE  
DI PIU'

## FUNZIONAMENTO EBM



---

fascio di elettroni (fino a 6 kW) generato dal filamento di tungsteno

---

lenti elettromagnetiche scansionano il letto di polveri a 10 Km/s

---

camera ad alto vuoto con pressioni fino a  $10^{-6}$  bar

## VANTAGGI EBM



LETTO DI POLVERI AD AMPIO RAGGIO	fusione selettiva di <b>elevati volumi</b> di materiale contemporaneamente
	<b>riduzione costi</b>
	riduzione materiale maneggiato
MIGLIORE GESTIONE DELLO STRESS TERMICO	<b>riduzione</b> possibilità di <b>distorsione</b> del manufatto
	migliore accuratezza geometrica
AUMENTA IL TASSO DI PRODUZIONE	produzione di <b>più parti nello stesso processo</b>
	creazione di <b>parti complesse</b> in breve
CAMERA AD ALTO VUOTO	<b>previene l'ossidazione</b> spontanea e <b>produzione di oligoelementi</b>



## SVANTAGGI EBM



**ALTA TEMPERATURA E' PARTE DEL  
PROCESSO**

**raffreddamento lento** di ogni parte per evitare  
la rottura

**POST-PROCESS DI PARTI COMPLESSE E'  
LENTO**

richiede **tecniche** specifiche **per rimuovere le  
polveri** (pulizia sottovuoto, pulizia ad ultrasuoni,  
pulizia chimica)

**ALTO CONSUMO ENERGETICO**

## APPLICAZIONI EBM

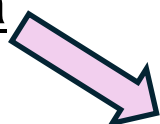


### Utilizzo di leghe di Ti64 (Ti-6Al-4V)

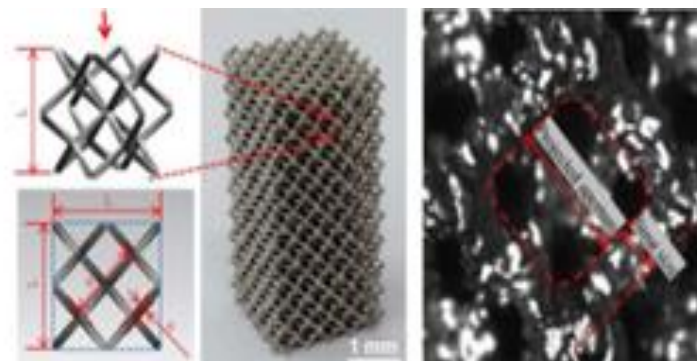
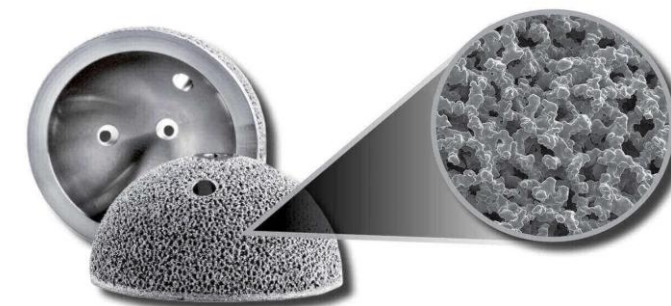
- ottima biocompatibilità
- range di porosità ottimale per *bone-ingrowth* (35-89%)
- rigidezza



Simile ad osso trabecolare  
(0.36-0.618 GPa)



Simile ad osso corticale  
(20-30 GPa)

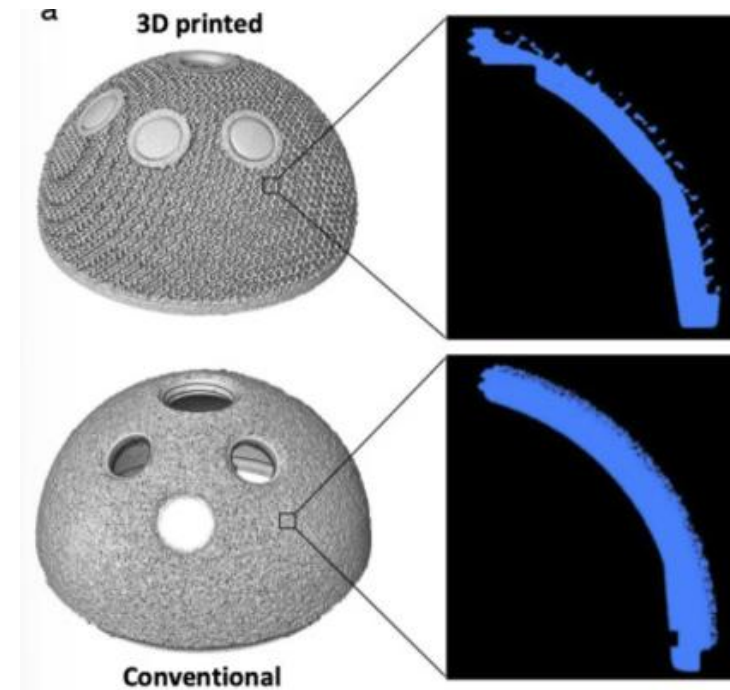


## IMPIANTI IN USO

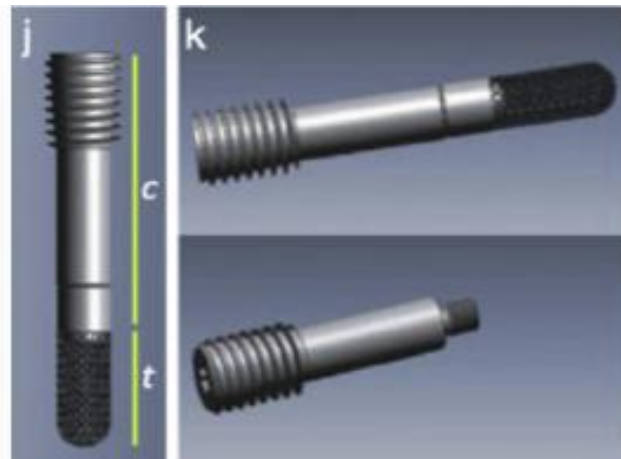


### COPPE ACETABOLARI

- strato poroso spesso e percentuale elevata di porosità
- buona ricrescita ossea
- tassi di fallimento bassi (allineamento asettico)
- follow up a 8 anni= tasso di sopravvivenza del 96%



## IMPIANTI IN USO



### PERNO DI FISSAGGIO PER TESTE FEMORALI OSTEONECROTICHE

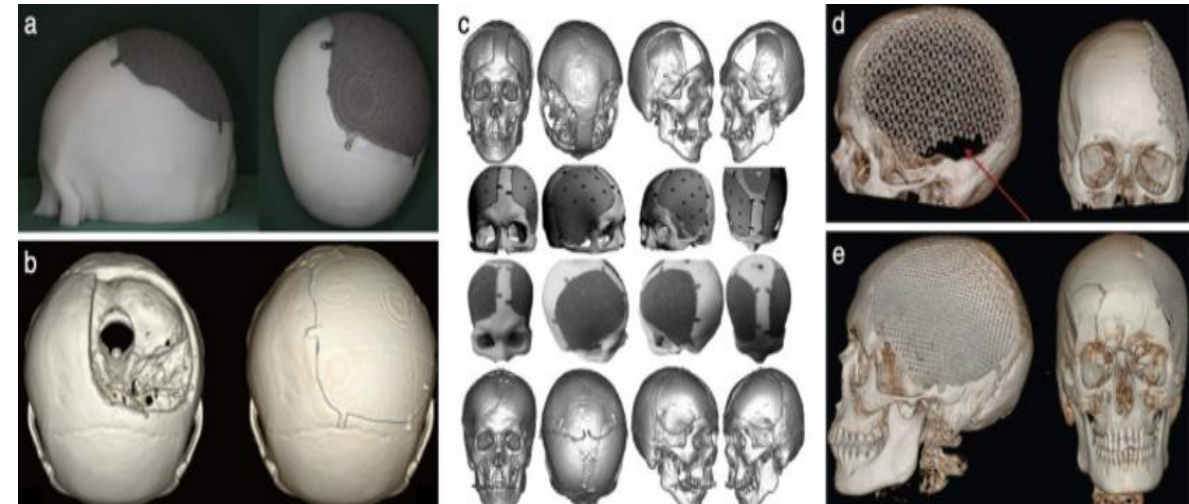
- design diviso (perno di fissaggio può essere rimosso dalla testa femorale)
- maggiore conservazione dell'anca (per pazienti osteonecrotici in fase iniziale)
- nessun fallimento a follow up di 24 mesi

## IMPIANTI IN USO PERSONALIZZATI



### CRANIO

- endoprotesi di 2 mm di spessore per difetti cranici o resezione tumorale
- struttura a nido d'ape per ridurre il peso, mantenendo resistenza meccanica
- nessuna complicazione a follow up di 1 anno
- risultati estetici migliori





## IMPIANTI IN USO PERSONALIZZATI



### COLONNA VERTEBRALE

- creazione di corpi vertebrali personalizzati e autostabilizzanti
- produzione a singola vertebra o a vertebre multiple
- struttura reticolata interna e a guscio esterna
- usato per correggere anche deformità spinale: lordosi

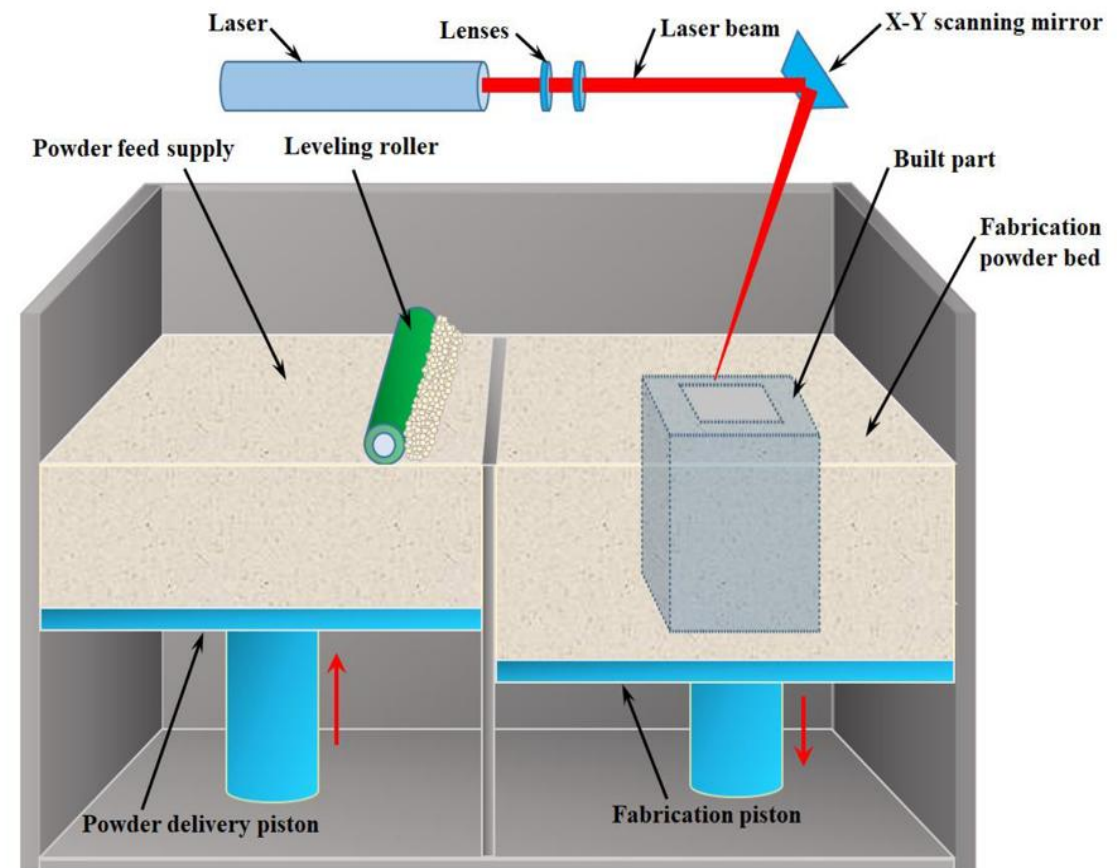


## SLM/SLS (Selective Laser Melting/Sintering)

Entrambe le tecniche utilizzano un raggio laser per fondere o sinterizzare polveri strato per strato

**SLM: Polveri metalliche** pure o leghe, fuse dal laser: precisione maggiore, ma limitazioni nei materiali e costo più alto

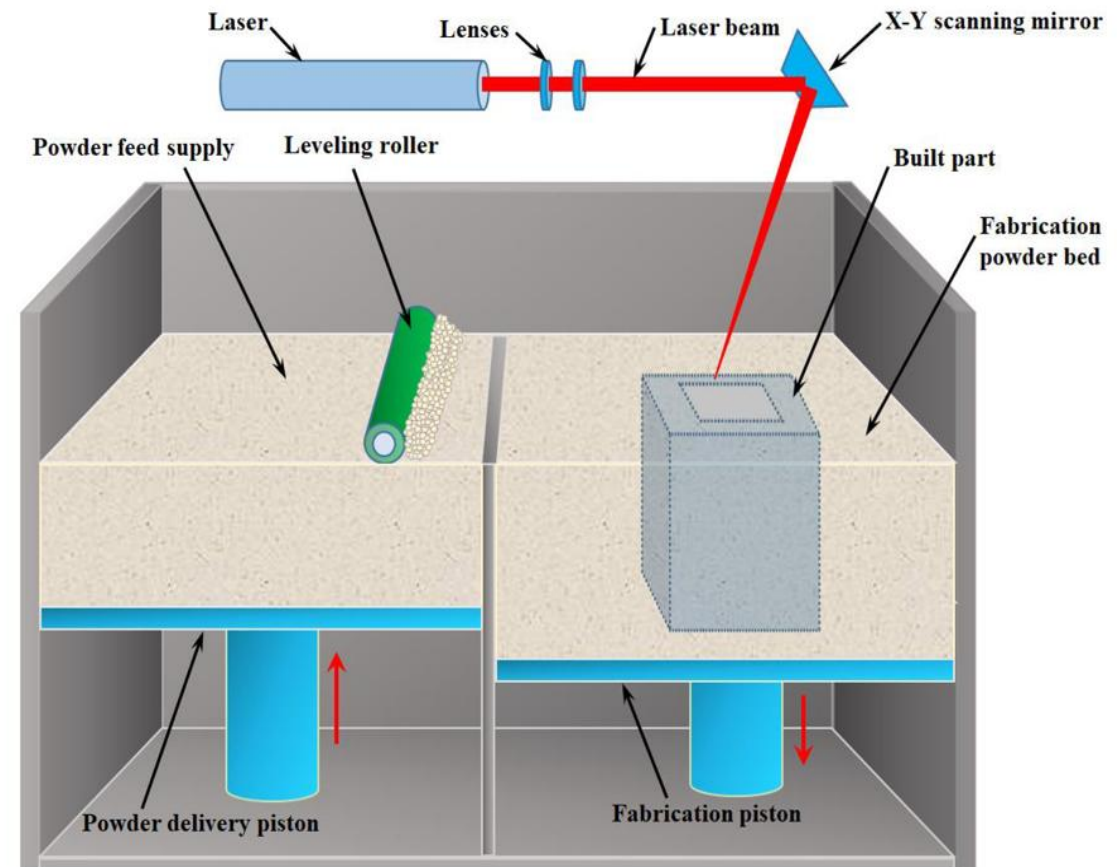
**SLS: Polveri polimeriche, ceramiche** o materiali compositi, sinterizzati dal laser



# SLM/SLS (Selective Laser Melting/Sintering)

## PROCESSO:

1. Distribuzione sottile di polvere su una piattaforma
2. Scansione laser della superficie per fondere o sinterizzare selettivamente le particelle secondo la geometria del CAD
3. Abbassamento piattaforma e applicazione nuovo strato di polvere, ripetizione fino al completamento dell'oggetto



## SLM/SLS

### VANTAGGI



- Alta risoluzione e complessità geometrica
- Ampia gamma di materiali utilizzabili
- Supporti strutturali aggiuntivi non necessari
- Produzione di strutture porose
- SLM: adatta per impianti permanenti

### SVANTAGGI



- Non compatibili con materiali biologici/vivi
- Costo elevato
- Lunghi tempi di processo
- Rischi di polveri residue
- Limitazioni nei gradienti di materiali

## PRODOTTI SLM SUL MERCATO



- **Impianti personalizzati** in mesh di Ti64 per cranioplastica, oculoplastica o ricostruzione facciale o mandibolare (in figura *Meticuly*)
- **Coppe acetabolari, componenti femorali di protesi di ginocchio** e componenti di protesi dentali in Ti64 o leghe CoCr (in figura *SLM Solutions*)



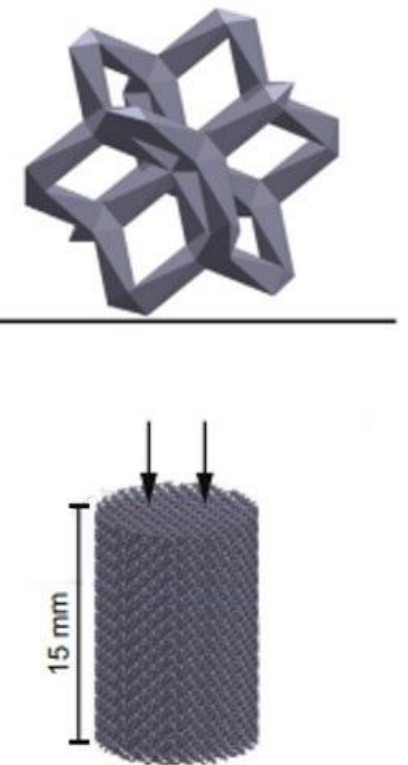
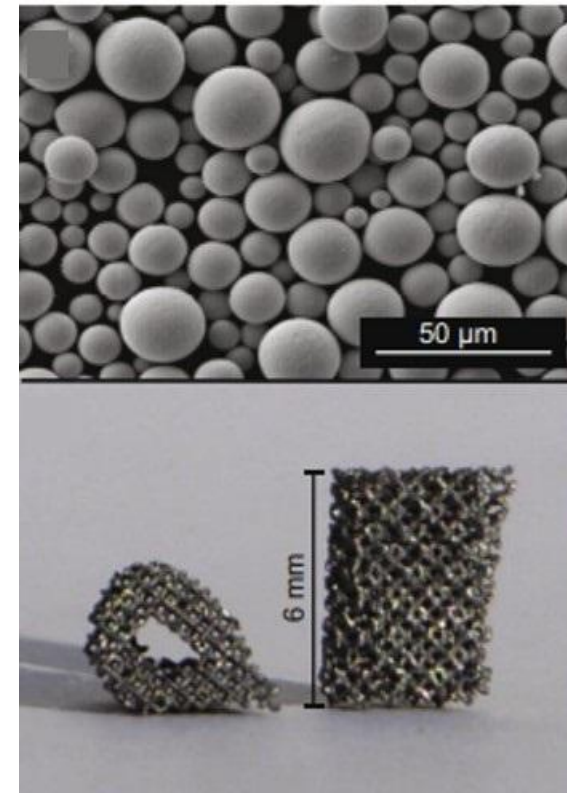


## APPLICAZIONI SLM

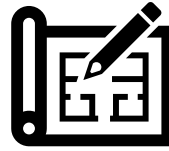


### Scaffold ossei in Tantalio

- Polvere di tantalio puro al 99,99% con particelle di 10 - 25  $\mu\text{m}$
- Creazione tramite SLM di strutture porose con pori interconnessi: unità dodecaedriche, strati di 150  $\mu\text{m}$ , pori di dimensione media 500  $\mu\text{m}$ , porosità complessiva ~80%
- Test in vivo su difetti ossei critici nei femori di ratto

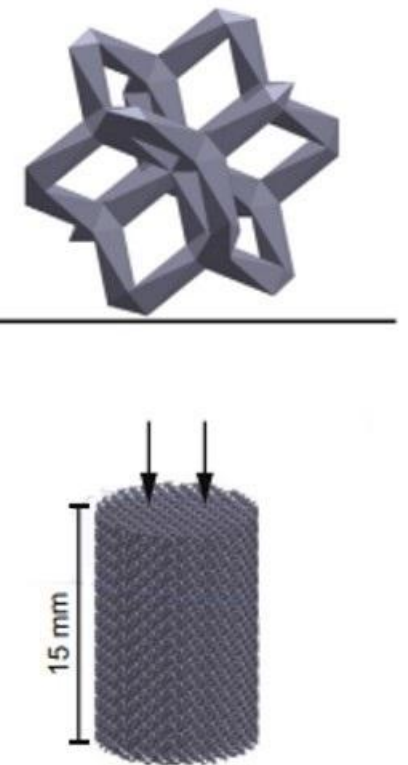
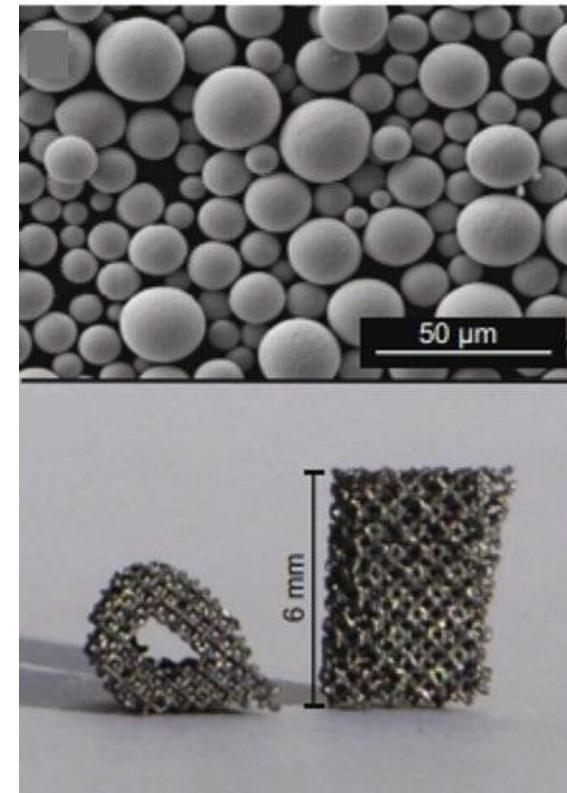


# APPLICAZIONI SLM



## Risultati principali

- ❖ Vantaggi del tantalio mantenuti (modulo elastico e resistenza allo snervamento accettabili, resistenza alla fatica superiore al Ti64, biocompatibilità)
- ❖ Rigenerazione ossea significativa con crescita del tessuto all'interno dei pori e buona connessione osso-impianto, confermata da test istologici e meccanici.
- ❖ Difficoltà nell'interpretazione radiografica a causa dell'alta densità del tantalio

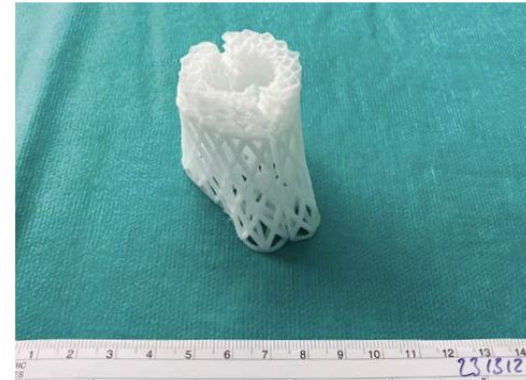


# PRODOTTI SLS SUL MERCATO



**Gabbie per graft ossei** su misura e riassorbibili in PCL/HA per contenere e mantenere in posizione graft ossei autologhi o allogenici o sostitutivi ossei artificiali all'interno di vuoti ossei o difetti segmentali durante il processo di guarigione (*BellaSeno*)

PCL Bone Scaffold (assembled)



PCL Bone Scaffold (separated)



Assembled PCL Bone Scaffold (left) and reamed bone graft material (femur) (right)



Separated PCL Bone Scaffold with partially applied reamed bone graft material



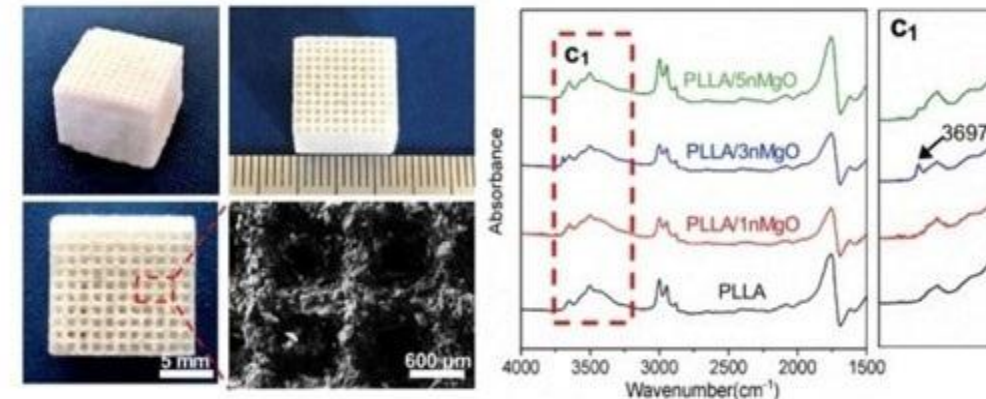


## APPLICAZIONI SLS

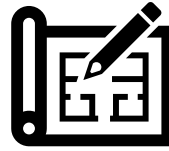


### PLLA/nMgO: scaffold per rigenerazione ossea

- Polvere di PLLA mescolata con nanoparticelle di ossido di magnesio (nMgO) in proporzioni variabili (1%, 3%, 5%)
- Miscela sottoposta a agitazione magnetica, dispersione ultrasonica e macinazione a sfera per assicurare l'omogeneità della polvere
- Creazione scaffold di 13 x 10 x 10 mm con pori di 600  $\mu\text{m}$  di diametro nominale via SLS

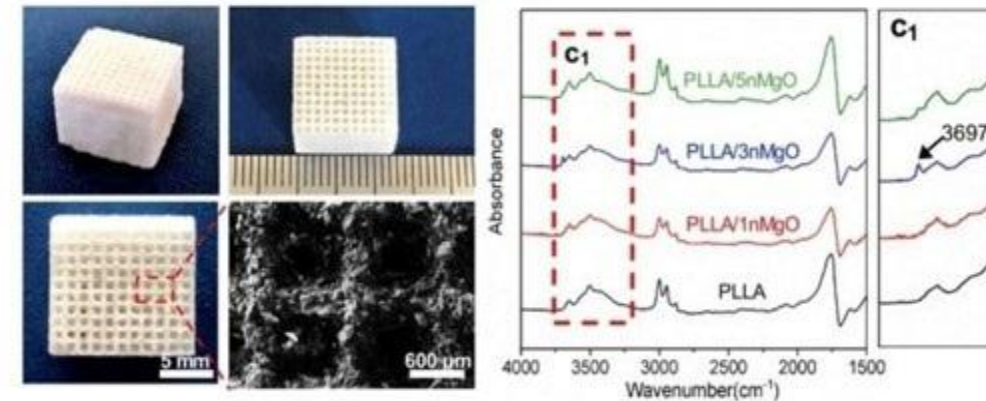


# APPLICAZIONI SLS



## Risultati principali

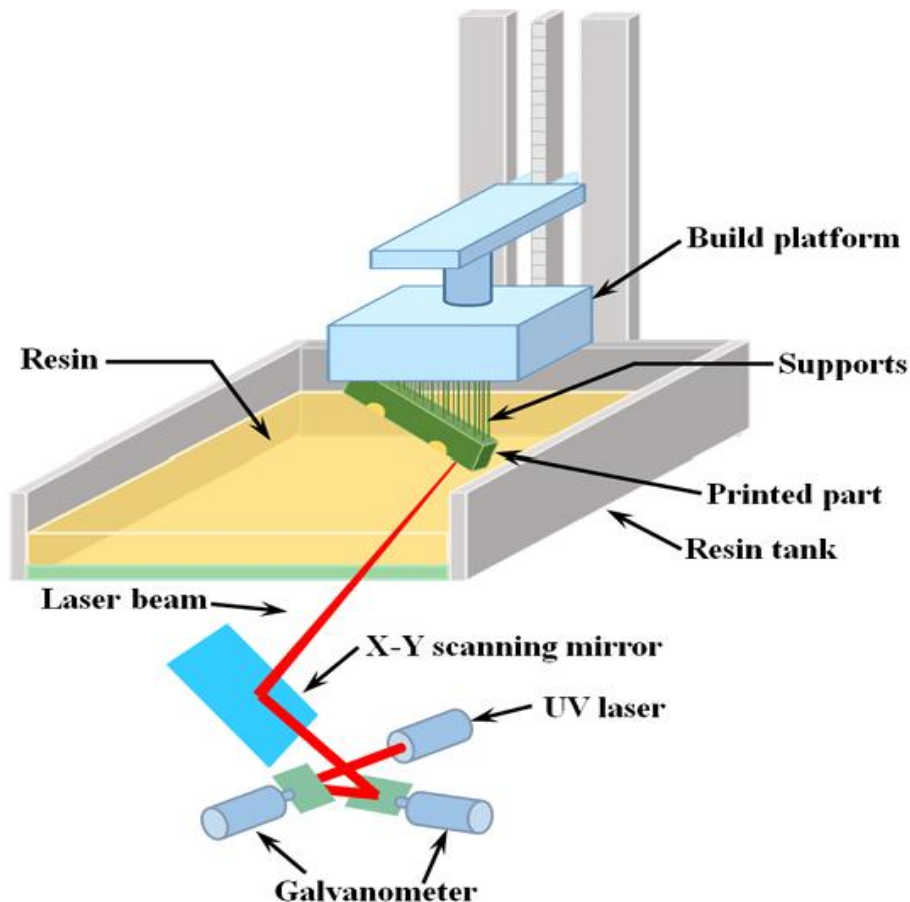
- ❖ Resistenza a trazione, modulo elastico, durezza Vickers e stabilità meccanica notevolmente aumentati al 3% di nMgO rispetto al PLLA puro
- ❖ Il nMgO agisce come agente nucleante, aumentando la cristallinità del PLLA
- ❖ L'aggiunta di nMgO neutralizza i sottoprodotti acidi di degradazione del PLLA
- ❖ Il rilascio di ioni  $Mg^{2+}$  stimola la crescita cellulare





# SLA(Stereolithography)/ DLP(Digital Light Processing)

Tecniche di fotopolimerizzazione: **resina liquida fotosensibile** solidificata tramite luce ultravioletta (UV) strato per strato



## SLA:

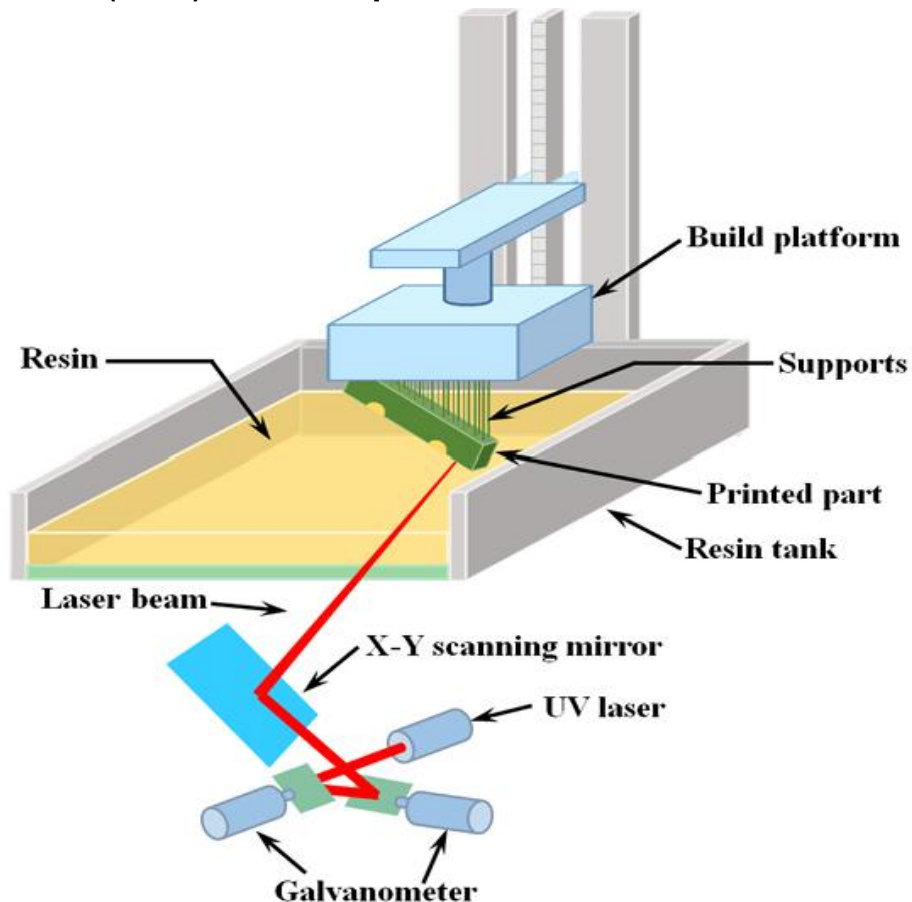
Un laser UV traccia le sezioni del modello CAD su ogni strato della resina. Processo punto per punto, richiede più tempo per oggetti complessi

## DLP:

Utilizza un proiettore digitale per solidificare l'intero strato in una singola esposizione. Processo più rapido ma tecnologicamente complesso rispetto a SLA

# SLA(Stereolithography)/ DLP(Digital Light Processing)

Tecniche di fotopolimerizzazione: **resina liquida fotosensibile** solidificata tramite luce ultravioletta (UV) strato per strato



## PROCESSO:

1. Caricamento resina liquida nella vasca di stampa e posizionamento della piattaforma di costruzione immersa di uno spessore pari a uno strato di stampa
2. Fotopolimerizzazione strato per strato alternata a movimento verticale relativo di vasca e piattaforma di costruzione
3. Rimozione e pulizia dell'oggetto in solvente specifico per rimuovere la resina liquida residua
4. Post-curing ed eliminazione delle strutture di supporto

## SLA

### VANTAGGI



- Alta precisione e dettaglio
- Finitura superficiale eccellente
- Versatilità dei materiali
- Efficienza per lotti di piccole parti

### SVANTAGGI



- Limitata resistenza meccanica
- Costi dei materiali elevati
- Dimensione di stampa limitata
- Necessità di supporti strutturali
- Post-elaborazione necessaria
- Limitata compatibilità con materiali vivi
- Rischi ambientali e di tossicità per le resine tradizionali

## PRODOTTI SLA SUL MERCATO



- **Corone di protesi dentali** su misura in resine biocompatibili rinforzate con nano-ceramica (in figura dispositivi in resine odontoiatriche *Formlabs*)
- **Sostitutivi ossei su misura** in idrossiapatite o fosfati di calcio, per casse intervertebrali, osteotomie tibiali e ricostruzioni craniche o mandibolari (in figura prodotti *3DCERAM*)

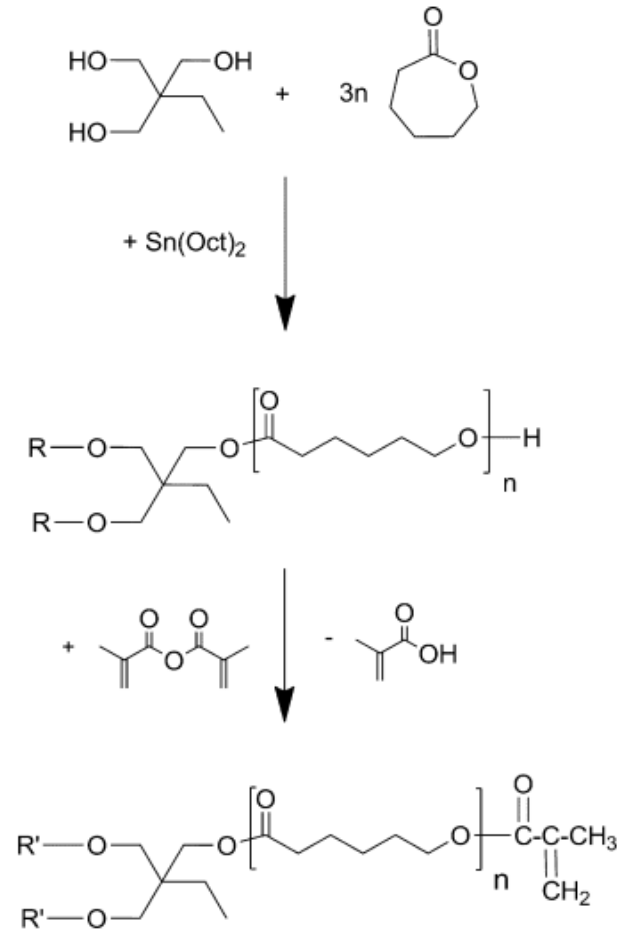


# APPLICAZIONI SLA

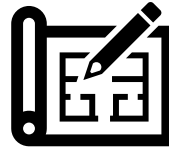


## Scaffold ossei a base di PCL

- Resina fotopolimerizzabile di oligomeri di PCL funzionalizzati con anidride metacrilica e fotoiniziatori biocompatibili
- Stampaggio con tecnica SLA a 45°C per garantire la viscosità necessaria
- Creazione strutture cubiche con una rete di pori a design diamantato o cilindri con rete a design gyroidale, con porosità del 70%
- Rimozione della resina non polimerizzata mediante estrazione in una miscela di acetone e isopropanolo

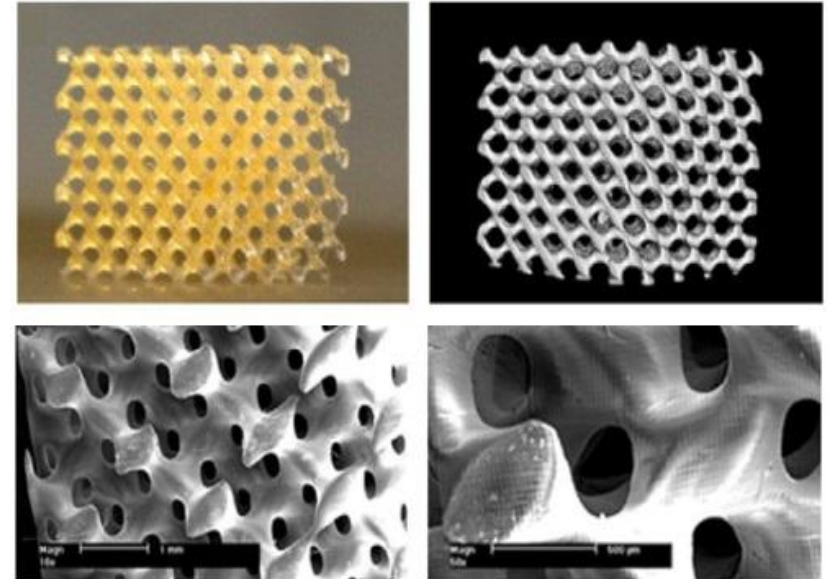


## APPLICAZIONI SLA



### Risultati principali

- ❖ Dimensione pori compresa tra 350 e 550  $\mu\text{m}$  e volume pori accessibile dell'86%, compatibili con la crescita cellulare e il trasporto di nutrienti
- ❖ Reti di PCL reticolate elastiche e molto allungabili, a differenza di metalli o ceramici puri



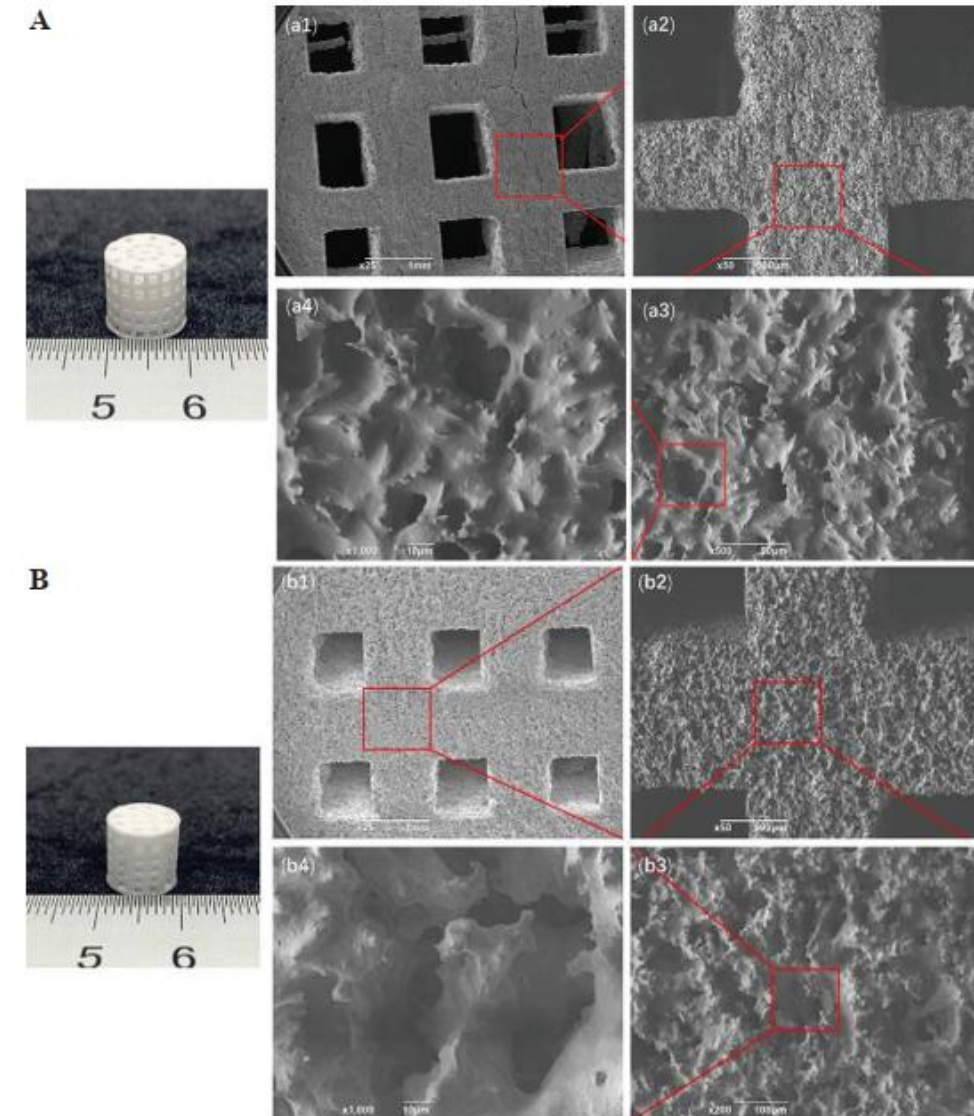


## APPLICAZIONI SLA

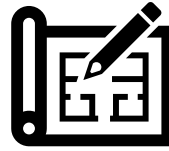


### Scaffold ossei a base di biovetri

- Miscela di biovetro 45S5 (40% in peso, particelle di 5-30  $\mu\text{m}$ ) + resina fotopolimerizzabile (60% in peso) + dispersante (acido oleico al 2% per migliorare la fluidità della sospensione), riscaldata a 50°C per ridurre la viscosità
- Stampaggio seguito da riscaldamento a velocità di 0.5°C/min fino a 550°C per rimuovere completamente la resina organica
- Sinterizzazione a 1100°C per 2 ore per migliorare la cristallinità

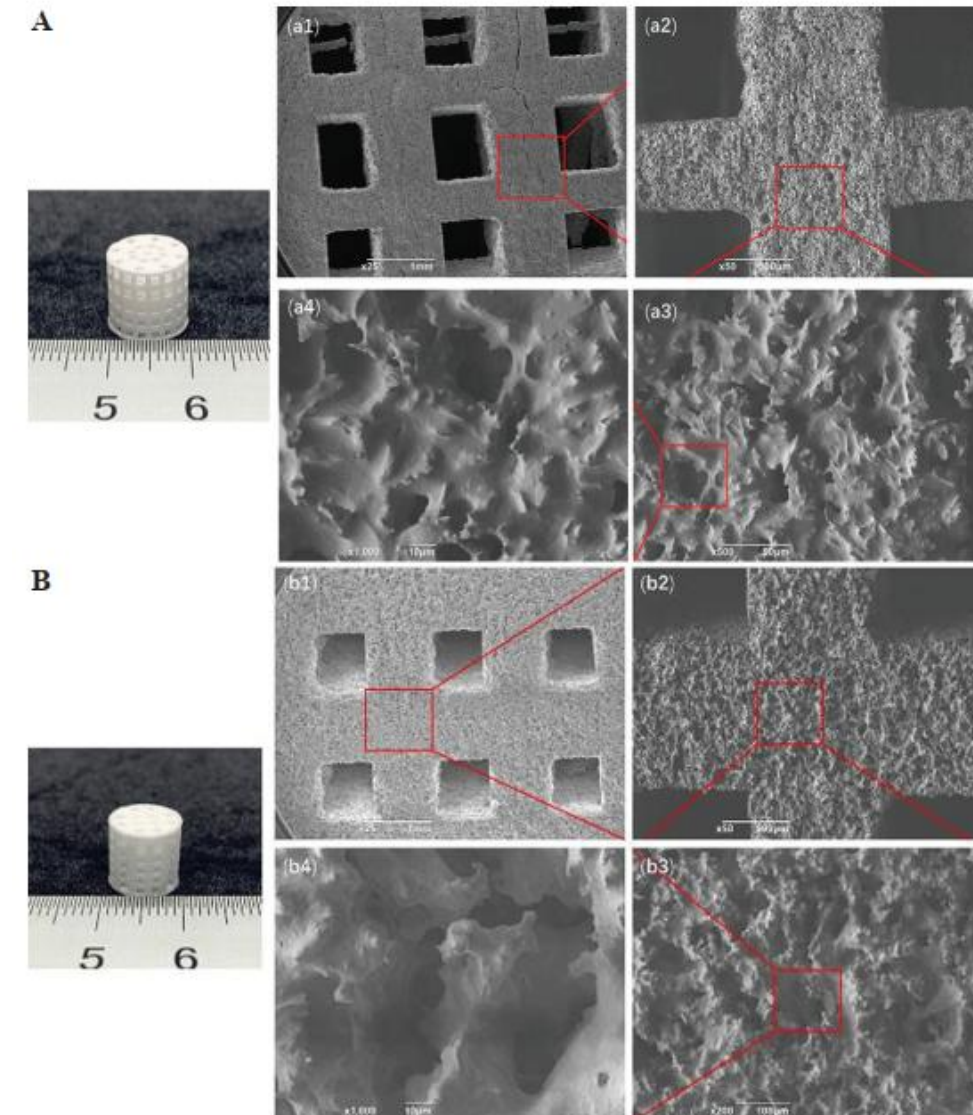


# APPLICAZIONI SLA



## Risultati principali

- ❖ Porosità: 57% per scaffold a perforazione media (A), 45% per scaffold a strati perforati (B)
- ❖ Pori interconnessi e suddivisi tra macropori di ~600  $\mu\text{m}$  e micropori di 5-10  $\mu\text{m}$
- ❖ Resistenza a compressione simile al tessuto osseo spugnoso umano per scaffold a strati perforati
- ❖ Struttura cristallina ( $\text{Na}_6\text{Ca}_3\text{Si}_6\text{O}_{18}$  principale e  $\text{Na}_2\text{Ca}_4(\text{PO}_4)_2\text{Si}_2\text{O}_4$  secondaria) che migliora le proprietà meccaniche e la bioattività del materiale

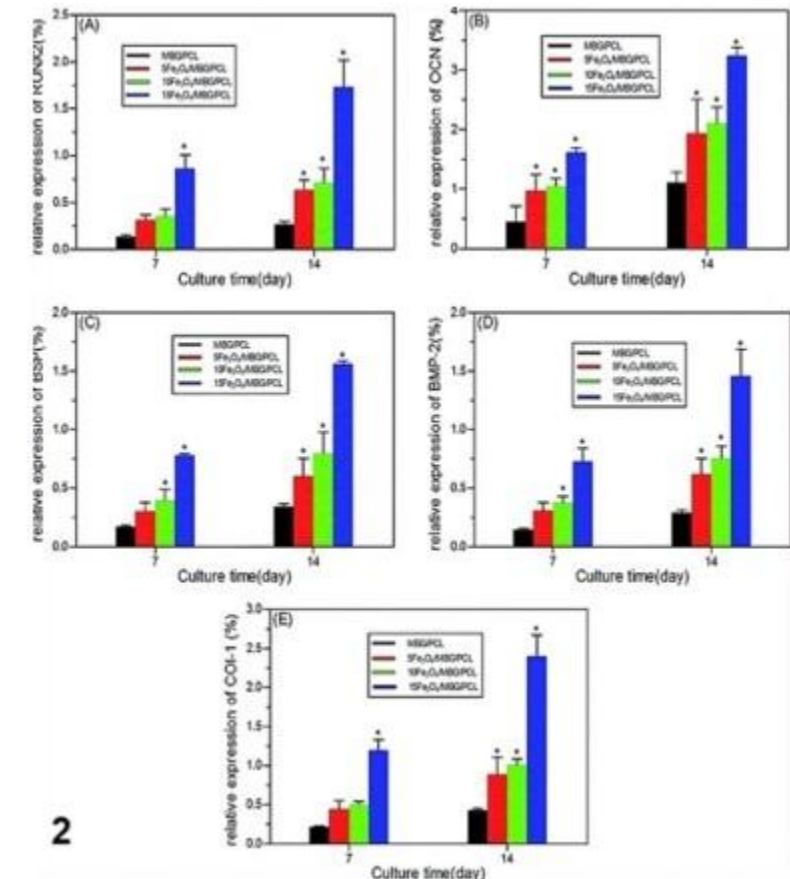
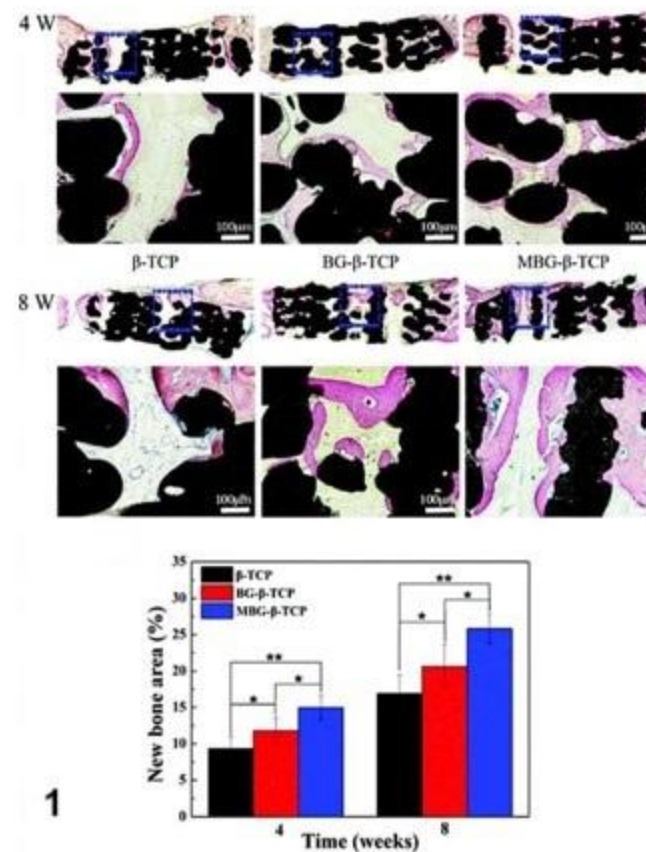


# PROSPETTIVE FUTURE: COMPOSITI ALTAMENTE BIOATTIVI

MBG- $\beta$ -TCP [fig.1] e

$\text{Fe}_3\text{O}_4$ -MBG-PCL [fig.2]

**Biovetri mesoporosi** coniugati a fosfati di calcio o a polimeri e ossidi di ferro, stampabili con **Inkjet printing**: aprono la possibilità di inchiostri per Bioprinting con proprietà meccaniche a stampaggio ultimato nettamente migliori degli inchiostri puramente polimerici, mantenendo un'ottima risposta cellulare



*GRAZIE PER  
L'ATTENZIONE!*





# BIBLIOGRAFIA

- Ananth, K. Prem, and Naidu Dhanpal Jayram. *A comprehensive review of 3D printing techniques for biomaterial-based scaffold fabrication in bone tissue engineering*. Annals of 3D Printed Medicine 13, 2024.
- Li, Zhaolong, Qinghai Wang, and Guangdong Liu. *A review of 3D printed bone implants*. Micromachines 13.4, 2022.
- Singh, Hari Narayan, Sanat Agrawal, and Yashwant Kumar Modi. *Additively manufactured patient specific implants: A review*. Archive of Mechanical Engineering, 2024.
- Pradies, Guillermo, et al. *Current applications of 3D printing in dental implantology: A scoping review mapping the evidence*. Clinical Oral Implants Research 35.8, 2024.
- He, Si, et al. *Effect of 3D-printed porous titanium alloy pore structure on bone regeneration: A review*. Coatings 14.3, 2024.
- Xu, Ning, et al. *3D artificial bones for bone repair prepared by computed tomography-guided fused deposition modeling for bone repair*. ACS applied materials & interfaces 6.17, 2014.
- Wauthle, Ruben, et al. *Additively manufactured porous tantalum implants*. Acta biomaterialia 14, 2015
- Shuai, Cijun, et al. *nMgO-incorporated PLLA bone scaffolds: enhanced crystallinity and neutralized acidic products*. Materials & Design 174, 2019
- Elomaa, Laura, et al. *Preparation of poly ( $\epsilon$ -caprolactone)-based tissue engineering scaffolds by stereolithography*. Acta biomaterialia 7.11, 2011
- Dong, Zhihong, et al. *Preparation and characterization of 3D printed porous 45S5 bioglass bioceramic for bone tissue engineering application*. International Journal of Bioprinting 8.4, 2022
- Elomaa, Laura, et al. *Preparation of poly ( $\epsilon$ -caprolactone)-based tissue engineering scaffolds by stereolithography*. Acta biomaterialia 7.11, 2011
- Dong, Zhihong, et al. *Preparation and characterization of 3D printed porous 45S5 bioglass bioceramic for bone tissue engineering application*. International Journal of Bioprinting 8.4, 2022

# BIBLIOGRAFIA

- Anders Palmquist, Martina Jolic, Eduard Hryha, Furqan A. Shah, Complex geometry and integrated macro-porosity: Clinical applications of electron beam melting to fabricate bespoke bone-anchored implants, *Acta Biomaterialia*, Volume 156, 2023, Pages 125-145, ISSN 1742-7061,
- Pati, F., Jang, J., Ha, DH. et al. Printing three-dimensional tissue analogues with decellularized extracellular matrix bioink. *Nat Commun* 5, 3935 (2014).
- Ananth, K. Prem, and Naidu Dhanpal Jayram. *A comprehensive review of 3D printing techniques for biomaterial-based scaffold fabrication in bone tissue engineering*. *Annals of 3D Printed Medicine* 13, 2024.
- Li, Zhaolong, Qinghai Wang, and Guangdong Liu. *A review of 3D printed bone implants*. *Micromachines* 13.4, 2022.
- Singh, Hari Narayan, Sanat Agrawal, and Yashwant Kumar Modi. *Additively manufactured patient specific implants: A review*. *Archive of Mechanical Engineering*, 2024.
- Pradies, Guillermo, et al. *Current applications of 3D printing in dental implantology: A scoping review mapping the evidence*. *Clinical Oral Implants Research* 35.8, 2024.
- He, Si, et al. *Effect of 3D-printed porous titanium alloy pore structure on bone regeneration: A review*. *Coatings* 14.3, 2024.
- Shim, Jin-Hyung, et al. *Effects of 3D-printed polycaprolactone/ $\beta$ -tricalcium phosphate membranes on guided bone regeneration*. *International Journal of Molecular Sciences* 18.5, 2017.
- Xu, Ning, et al. *3D artificial bones for bone repair prepared by computed tomography-guided fused deposition modeling for bone repair*. *ACS applied materials & interfaces* 6.17, 2014.
- Wauthle, Ruben, et al. *Additively manufactured porous tantalum implants*. *Acta biomaterialia* 14, 2015
- Shuai, Cijun, et al. *nMgO-incorporated PLLA bone scaffolds: enhanced crystallinity and neutralized acidic products*. *Materials & Design* 174, 2019
- Sun Y, Zhang Y, Wu Q, Gao F, Wei Y, Ma Y, Jiang W, Dai K. 3D-bioprinting ready-to-implant anisotropic menisci recapitulate healthy meniscus phenotype and prevent secondary joint degeneration. *Theranostics*., 2021



# SITOGRAFIA

- <https://3dprint.com/263279/fdm-3d-printing-peek-small-medical-implants/>
- <https://www.medicalexpo.it/prod/dentium/product-72062-730080.html>
- <https://www.meticuly.com/products>
- [https://www.slm-solutions.com/fileadmin/Content/Industries/Medical\\_Leaflet\\_EN\\_WEB.pdf](https://www.slm-solutions.com/fileadmin/Content/Industries/Medical_Leaflet_EN_WEB.pdf)
- <https://www.bellaseno.com/products/pcl-bone-scaffold/>
- <https://dental.formlabs.com/it/materials/>
- <https://3dceram.com/biomedical-en/>
- [Arcam Announces CoCr Process and New EBM Technology | All3DP](#)
- [Impianto dentale conico - Implantium II - Dentium - in titanio / ad esagono interno](#)
- <https://www.3dnatives.com/it/3d-bioprinting-medicina-220920219/amp/>
- <https://youtu.be/M1NhxcZQz1U?si=OFI0cQDcOc1kOGNW>
- <https://www.medicalexpo.it/prod/dentium/product-72062-730080.html>
- <https://www.meticuly.com/products>
- [https://www.slm-solutions.com/fileadmin/Content/Industries/Medical\\_Leaflet\\_EN\\_WEB.pdf](https://www.slm-solutions.com/fileadmin/Content/Industries/Medical_Leaflet_EN_WEB.pdf)
- <https://www.bellaseno.com/products/pcl-bone-scaffold/>
- <https://dental.formlabs.com/it/materials/>
- <https://3dceram.com/biomedical-en/>