



UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA
Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione
Dipartimento di Ingegneria Industriale

Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica

Relazione per la prova finale

IL CF-PEEK COME SOLUZIONE AL FENOMENO DELLO STRESS SHIELDING

Relatore: Prof. Emanuele Luigi Carniel

Laureando: Mattia Omenigrandi
Matricola n.: 2101450

ANNO ACCADEMICO 2025/2026



Lo stress shielding

- Origine fisiologica
 - Il rimodellamento osseo e la mecano-trasduzione (Figura 1).
- Meccanica del fenomeno
 - L'alterazione della ripartizione fisiologica del carico (Figura 2).
- Effetti a lungo termine
 - Il riassorbimento osseo e il cedimento strutturale della protesi (Figura 3).
- Possibile soluzione
 - L'isoelasticità osso-protesi: rigidità del tessuto osseo a confronto con quella dei biomateriali più comuni e del CF-PEEK (Tabella 1).

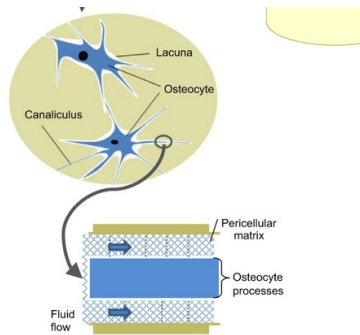


Figura 1: mecano-trasduzione ossea ad opera degli osteociti [2].

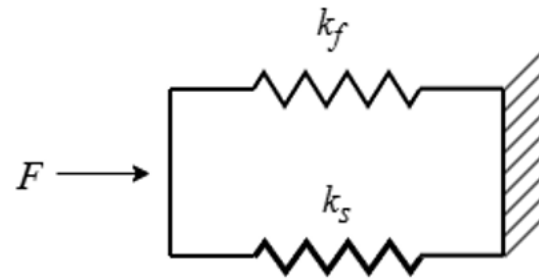


Figura 2: modello esemplificativo della distribuzione della forza peso (F) lungo femore (k_f) e stelo protesico (k_s) [5].

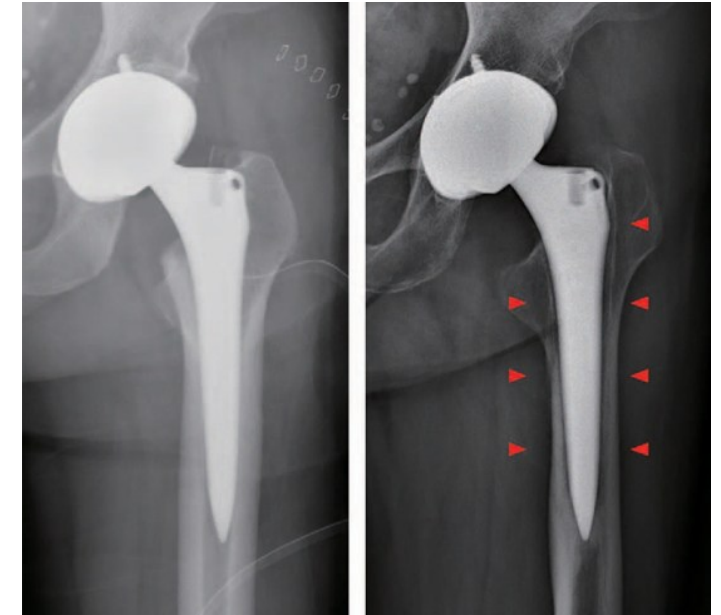


Figura 3: radiografie di controllo a 2 anni dalla THA che mostrano riassorbimento osseo peri-protesico causato dallo stress shielding [8].

Materiale	Modulo di Young (Gpa)
Co-Cr-Mo	200-230
Ti-6Al-4V	110
Acciaio inox 316 L	200
CF-PEEK (fibra corta)	5.5-24
CF-PEEK (fibra continua)	50-150
Tessuto osseo corticale femorale	14-22

Tabella 1: modulo elastico dei principali biomateriali e del femore [6,9,10,11,12,24,25,26].



Origine del CF-PEEK

- I materiali compositi
 - Le proprietà dei materiali compositi fibrorinforzati (Figura 4).
- La matrice polimerica
 - Il polietereeterechetone (PEEK) (Figura 5).
- Il rinforzo fibroso
 - Le fibre di carbonio PAN e pitch (Figure 6 e 7).
- Il processo di rinforzo della matrice polimerica
 - Lo stampaggio a iniezione e lo stampaggio a compressione (Figure 8 e 9).

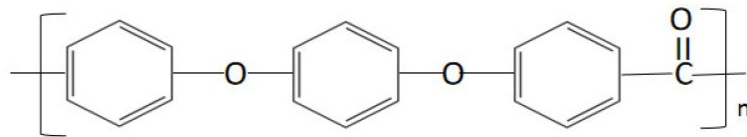


Figura 5: struttura chimica dell'unità costituzionale del PEEK [16].

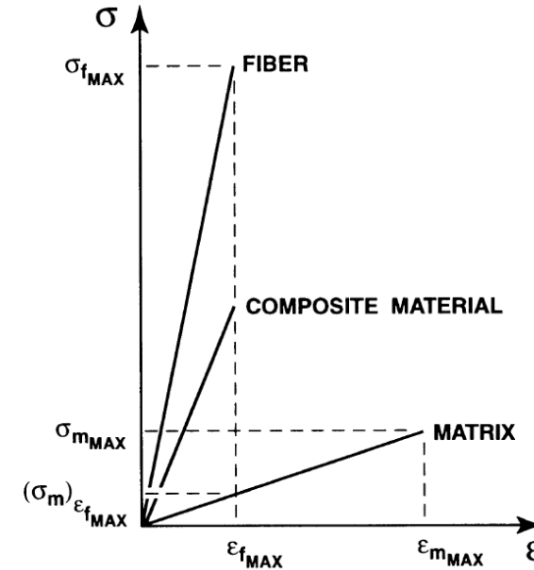


Figura 4: curva sforzo-deformazione di un materiale fibrorinforzato rispetto a quelle di matrice e fibre [28].

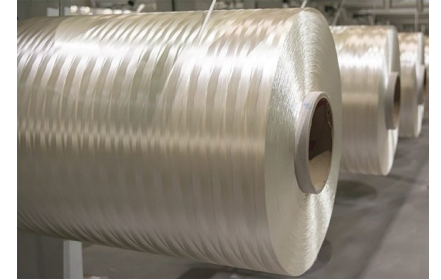


Figura 6: bobine di precursore PAN [19].



Figura 7: pece di catrame di carbone [20].

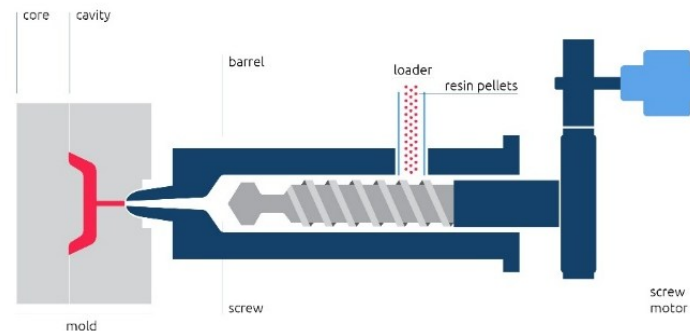


Figura 8: illustrazione di un macchinario a vite per lo stampaggio a iniezione [30].

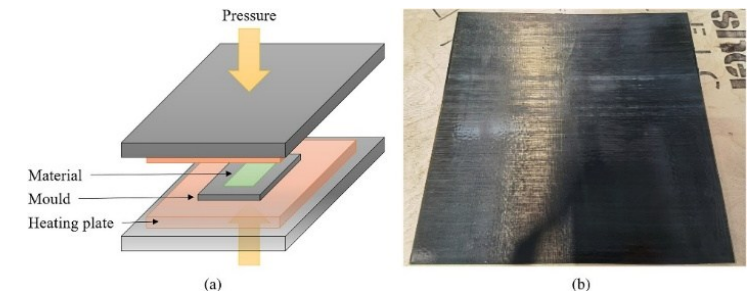
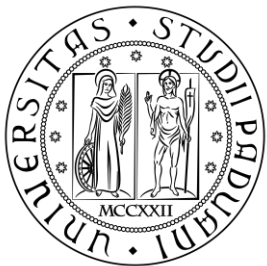


Figura 9: laminato in CF-PEEK (b) ottenuto tramite stampaggio a compressione (a) [31].



Caratterizzazione del CF-PEEK a fibre corte (SCF-PEEK)

- La scelta della fibra di carbonio
 - Curve sforzo-reazione di compositi PAN e pitch (Figura 10).
 - Effetto del rinforzo sulla matrice polimerica e isoelasticità rispetto al tessuto osseo (Tabella 2).
- L'influenza del processo lavorativo
 - Eterogeneità del grado di orientamento delle fibre dei compositi estrusi (Figura 11).

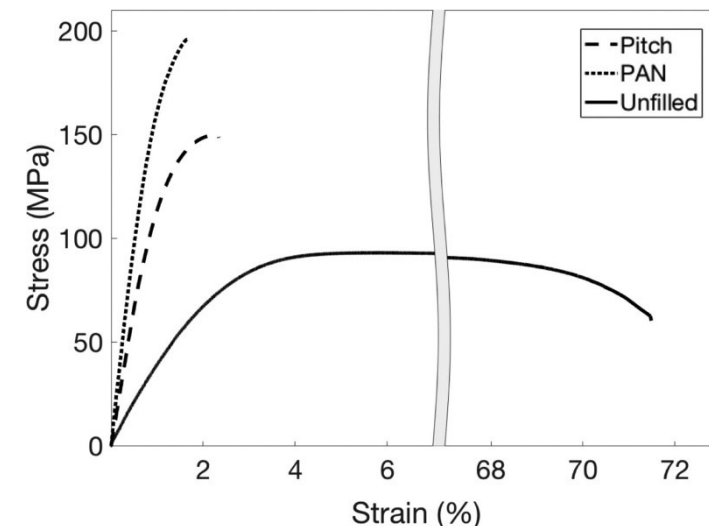


Figura 10: curve sforzo-deformazione del PEEK puro (Unfilled) e rinforzato con fibre PAN e pitch [9].

Materiale	PEEK puro	Pitch SCF-PEEK	PAN SCF-PEEK
Resistenza ultima a trazione (MPa)	93 ± 1	145 ± 9	192 ± 17
Modulo di Young (GPa)	3.9 ± 0.2	12.5 ± 1.3	18.5 ± 2.3
Elongazione a rottura (%)	66 ± 7	2.2 ± 0.2	1.9 ± 0.2

Tabella 2: risultati di prova a trazione monoassiale su PEEK non rinforzato e CF-PEEK a fibra corta (fibre PAN e fibre Pitch) [9].

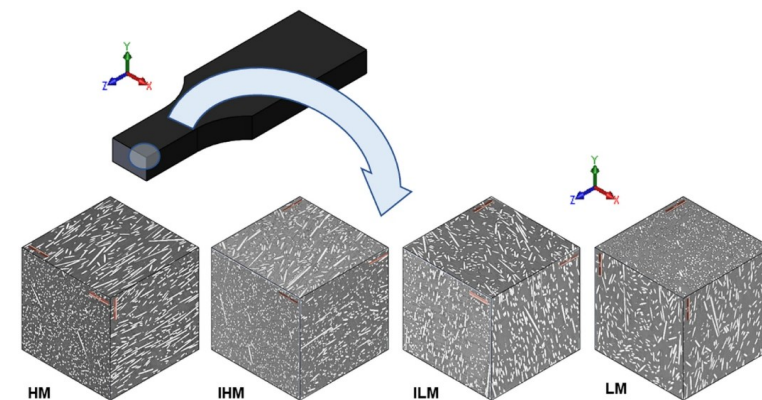
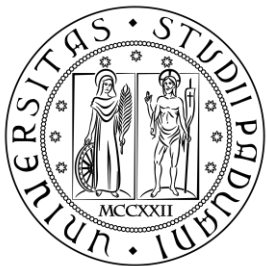


Figura 11: possibili configurazioni microscopiche dei compositi a SCF estrusi [10].



Caratterizzazione del CF-PEEK a fibre continue (CCF-PEEK)

- L'influenza della rapidità di raffreddamento
 - Effetto del tasso di raffreddamento sulla resistenza al taglio interlaminare (Tabella 3, Figure 12 e 13).
 - Paragone con la resistenza al taglio allo snervamento di Ti-6Al-4V (Tabella 3).

Materiale	Rapidità di raffreddamento (°C/min)	ILSS (MPa)	Resistenza al taglio τ_y (MPa)
CCF-PEEK	1.5	106 ± 4.44	/
CCF-PEEK	2.5	96.34 ± 3.96	/
CCF-PEEK	100.0	88.93 ± 3.41	/
CCF-PEEK	300.0	90.86 ± 1.80	/
Ti-Al-4V	/	/	476-502

Tabella 3: effetto del rateo di raffreddamento sull'Interlaminar Shear Strength (ILSS) del CCF-PEEK [23] e resistenza al taglio allo snervamento della lega di titanio Ti-Al-4V [26,27].

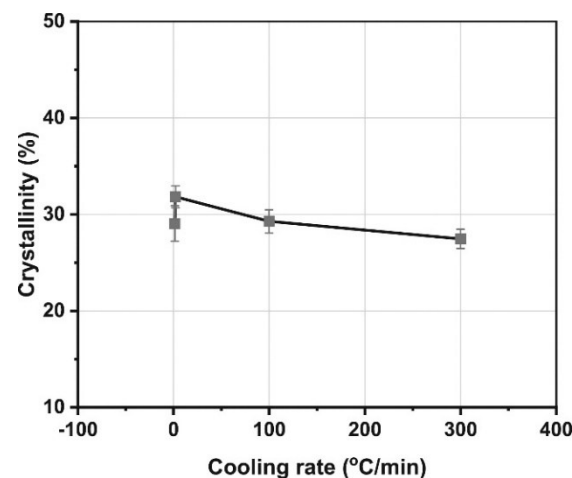


Figura 12: effetto della rapidità di raffreddamento sul grado di cristallinità del laminato [23].

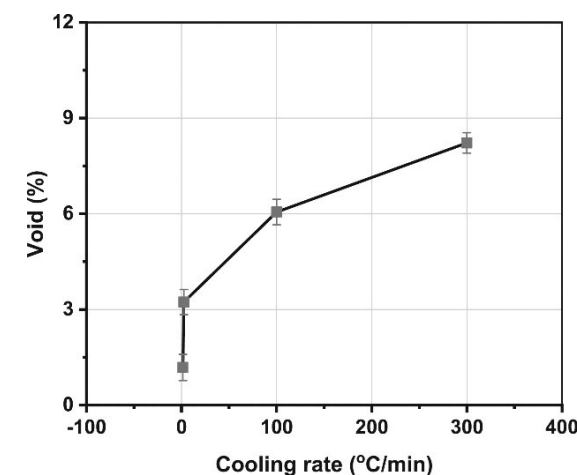
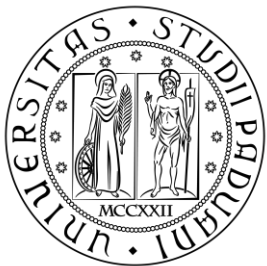


Figura 13: effetto della rapidità di raffreddamento sulla presenza di lacune nel laminato [23].

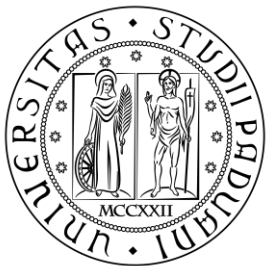


- Effetto dell'orientamento delle lamine

- Variabilità del comportamento meccanico del laminato in base alla sequenza di impilaggio delle lamine (Tabella 4).
- Confronto con la risposta meccanica a regime quasi-stazionario di altri biomateriali e del tessuto osseo (Tabella 4).

Materiale	Tipo di fibra	Orientamento	Resistenza σ_0 (MPa)	Rigidezza E_0 (GPa)	Fonte
CF-PEEK	AS4, continua	$[0]_{16}$	1507.05	124.57	[24]
CF-PEEK	AS4, continua	$[90]_{16}$	88.61	9.03	[24]
CF-PEEK	AS4, continua	$[0_2, 90_2]_{2s}$	744.17	68.27	[24]
CF-PEEK	AS4, continua	$[\pm 45, 0, 90]_{2s}$	699	53.2	[25]
CF-PEEK	AS4, continua	$[0, 45, 90, -45]_{2s}$	702.5	50.2	[25]
CF-PEEK	T300JB, continua	$[0]$	776	56.1	[25]
CF-PEEK	T300JB, continua	$[0, 45, 90, -45]_{2s}$	599 ± 12	41.5 ± 0.8	[25]
CF-PEEK	PAN, corta	/	192 ± 17	18.5 ± 2.3	[9]
CF-PEEK	Pitch, corta	/	145 ± 9	12.5 ± 1.3	[9]
Ti-6Al-4V	/	/	895-930	110-114	[26]
PEEK puro	/	/	93 ± 1	3.9 ± 0.2	[9]
Tessuto osseo	/	/	135 ± 15.6	18.160 ± 1.880	[12]

Tabella 4: resistenza massima a trazione σ_0 e modulo elastico longitudinale E_0 di tessuto osseo, CF-PEEK, PEEK e lega di titanio a confronto.



Tailoring della rigidità e Classical Lamination Theory (CLT)

- Ottimizzazione della rigidità del laminato
 - Effetto della scelta dei materiali e dell'orientamento delle lamine sulla distribuzione lungo lo spessore del laminato di sforzo e deformazione (Figure 14 e 15).
 - Relazione di rigidità globale del laminato (Equazioni 1 e 2).

$$\begin{bmatrix} N_x \\ N_y \\ N_{xy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{16} \\ A_{12} & A_{22} & A_{26} \\ A_{16} & A_{26} & A_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_x^\circ \\ \varepsilon_y^\circ \\ \gamma_{xy}^\circ \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} B_{11} & B_{12} & B_{16} \\ B_{12} & B_{22} & B_{26} \\ B_{16} & B_{26} & B_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \kappa_x \\ \kappa_y \\ \kappa_{xy} \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$\begin{bmatrix} M_x \\ M_y \\ M_{xy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} B_{11} & B_{12} & B_{16} \\ B_{12} & B_{22} & B_{26} \\ B_{16} & B_{26} & B_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_x^\circ \\ \varepsilon_y^\circ \\ \gamma_{xy}^\circ \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} D_{11} & D_{12} & D_{16} \\ D_{12} & D_{22} & D_{26} \\ D_{16} & D_{26} & D_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \kappa_x \\ \kappa_y \\ \kappa_{xy} \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} N \\ M \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A & B \\ B & D \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon^\circ \\ \kappa \end{bmatrix} \quad (2)$$

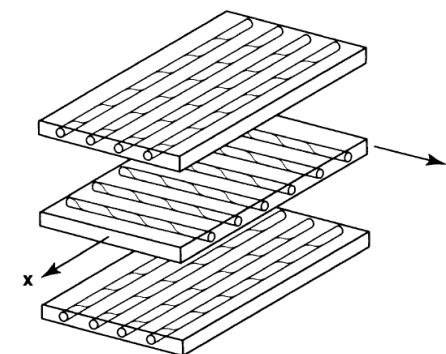


Figura 14: vista esplosa di un laminato cross-ply a tre lamine [28].

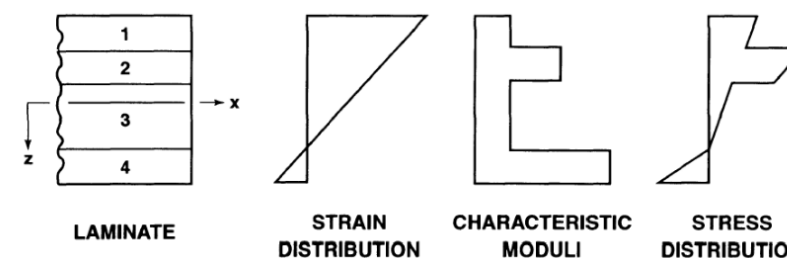
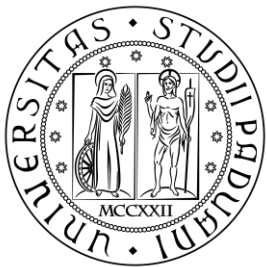


Figura 15: ipotetica distribuzione lungo lo spessore del laminato della deformazione (lineare), del modulo elastico (non lineare) e dello sforzo (non lineare) [28].



- Applicazione della CLT alle prove sperimentali

- Semplificazioni della relazione di rigidezza globale dovute al tipo di sollecitazione e alla simmetria del laminato (Equazioni 2 e 3).
- Derivazione del modulo elastico longitudinale effettivo del laminato E_x tramite la deformazione assiale della superficie di mezzaria ε_x° (Equazioni 4, 5, 6 e 7).

$$\begin{bmatrix} N \\ M \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A & B \\ B & D \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon^\circ \\ \kappa \end{bmatrix} \quad (2)$$

$\Downarrow$

$$\begin{bmatrix} N_x \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & 0 \\ A_{12} & A_{22} & 0 \\ 0 & 0 & A_{66} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_x^\circ \\ \varepsilon_y^\circ \\ \gamma_{xy}^\circ \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$\varepsilon_x^\circ = \left(\frac{A_{22}}{A_{11}A_{22} - A_{12}^2} \right) N_x \quad (4)$$

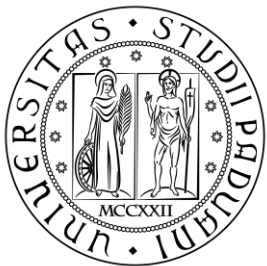
$\Downarrow$

$$N_x = \sigma_x \cdot t \quad (5)$$

$$\sigma_x = E_x \varepsilon_x^\circ \quad (6)$$

$\Downarrow$

$$E_x = \frac{1}{t} \left(A_{11} - \frac{A_{12}^2}{A_{22}} \right) \quad (7)$$



- Determinazione analitica del modulo elastico effettivo del laminato

- Calcolo del modulo elastico globale (Equazioni 7, 8, 9 e 10) dei laminati di CF-PEEK testati sperimentalmente (Tabella 5).
- Calcolo dei coefficienti di Poisson (Equazione 11).
- Calcolo dello scarto percentuale (Equazione 12).

$$E_x = \frac{1}{t} \left(A_{11} - \frac{A_{12}^2}{A_{22}} \right) \quad (7)$$

↓

$$E_x^0 = E_1 \left(\frac{1 - \nu_{12}\nu_{21}}{1 - \nu_{12}\nu_{21}} \right) = E_1 = 124.57 \text{ GPa} \quad (8)$$

$$E_x^{90} = E_2 \left(\frac{1 - \nu_{12}\nu_{21}}{1 - \nu_{12}\nu_{21}} \right) = E_2 = 9.03 \text{ GPa} \quad (9)$$

$$E_x^{0/90} = \frac{(E_1 + E_2)^2 - 4(\nu_{12}E_2)^2}{2(1 - \nu_{12}\nu_{21})(E_1 + E_2)} = \frac{(124.57 + 9.03)^2 - 4(0.3 \cdot 9.03)^2}{2(1 - 0.3 \cdot 0.0217)(124.57 + 9.03)} = 67.13 \text{ GPa} \quad (10)$$

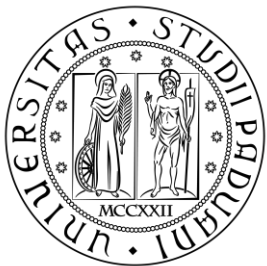
$$\varepsilon_{\%} = \left| \frac{E_{teo} - E_{sp}}{E_{sp}} \right| \cdot 100 = \left| \frac{67.13 - 68.27}{68.27} \right| \cdot 100 = 1.67\% \quad (12)$$

Materiale	Sequenza di impilaggio	Modulo di Young (GPa)
CCF-PEEK	$[0]_{16}$	124.57
CCF-PEEK	$[90]_{16}$	9.03
CCF-PEEK	$[0_2/90_2]_{2s}$	68.27

Tabella 5: risultati sperimentali della prova a trazione monoassiale di tre laminati di CCF-PEEK con sequenze di impilaggio delle lamine differenti [24].

$$\nu_{12} = 0.30$$

$$\nu_{21} = \frac{E_2}{E_1} \cdot \nu_{12} = \frac{9.03}{124.57} \cdot 0.30 = 0.0217 \quad (11)$$



Idoneità biomedica del CF-PEEK

- **Biocompatibilità**
 - La resistenza all'usura del CF-PEEK a paragone con quella del Ti-6Al-4V (Tabella 6).
 - La citotossicità dei compositi di CF-PEEK al variare del contenuto di fibre di carbonio (Figura 16); standard di citotossicità basato sul tasso di crescita relativo (Tabella 7).
 - Il limite della bioinerzia: efficacia dei trattamenti superficiali con idrossiapatite (HA) e ossido di grafene (GO).

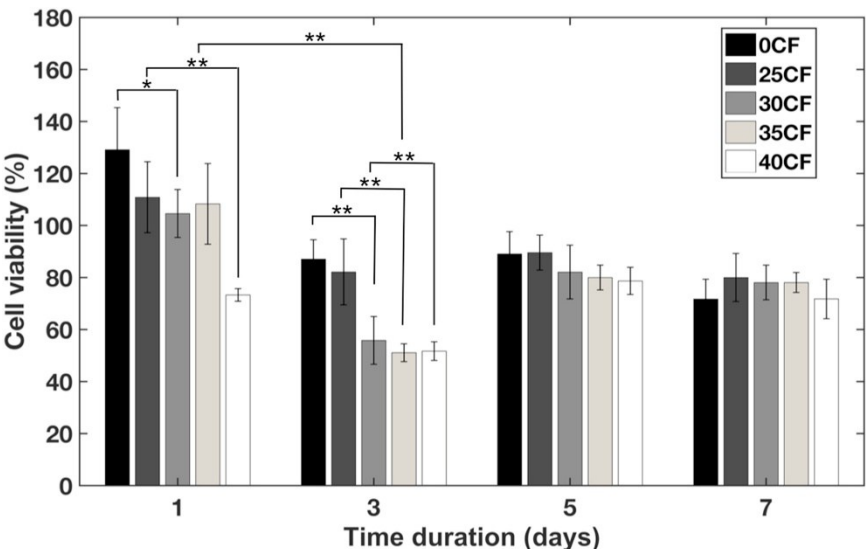


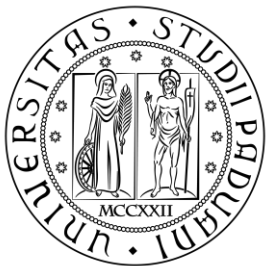
Figura 16: citotossicità di PEEK puro e compositi di CF-PEEK con volume differente di fibre di carbonio per 1,3,5 e 7 giorni [33].

Materiale	Peso detriti (mg)	Volume detriti (mm ³)	Tasso di usura volumetrica (mm ³ /10 ⁶ cicli)
CF-PEEK	0.78	0.503	0.503
Ti-6Al-4V	5.35	1.189	1.189

Tabella 6: risultati del test di usura di una placca in CF-PEEK a contatto con viti di titanio. I detriti misurati sono stati filtrati con un filtro di diametro di 1 µm. Risultati simili sono stati ottenuti con il prefiltraggio di 2 µm [32].

Livello di citotossicità	0	1	2	3	4	5
RGR (%)	100	75-99	50-74	25-49	1-24	0

Tabella 7: standard di citotossicità basato sul tasso di crescita relativo (Relative Grown Rate, RGR). Il valore di RGR indica la percentuale di cellule sopravvissute nella coltura esaminata rispetto ad una coltura di riferimento (100%) [33].



• Trasparenza ai raggi X

- La retrodiffusione: i vantaggi della radiotrasparenza del CF-PEEK in radioterapia rispetto alle leghe tradizionali (Figura 17).
- Gli svantaggi della radiotrasparenza nella valutazione diagnostica di follow-up e possibili soluzioni: solfato di bario (BaSO_4) (Figura 18) e marcatori metallici (Figura 19).

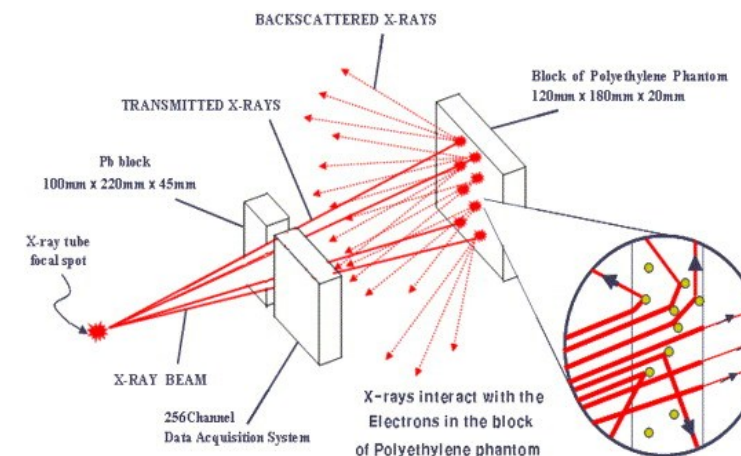


Figura 17: illustrazione esemplificativa del fenomeno di retrodiffusione (backscattering) [38].

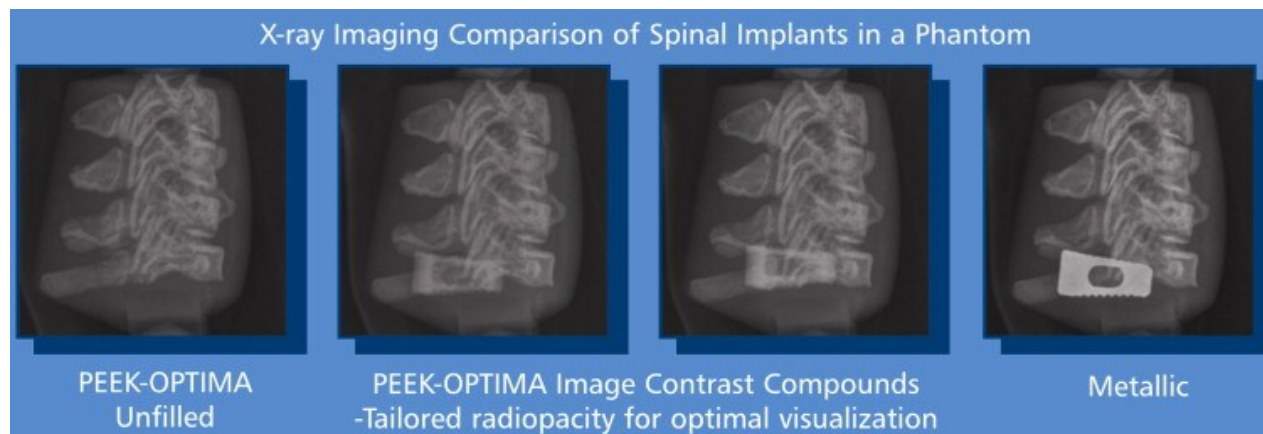


Figura 18: opacità ai raggi X di gabbie spinali in PEEK-OPTIMA in un fantoccio al variare della concentrazione di BaSO_4 . Da sinistra a destra: 0%, 6%, 20%, pezzo di riferimento in alluminio [13].

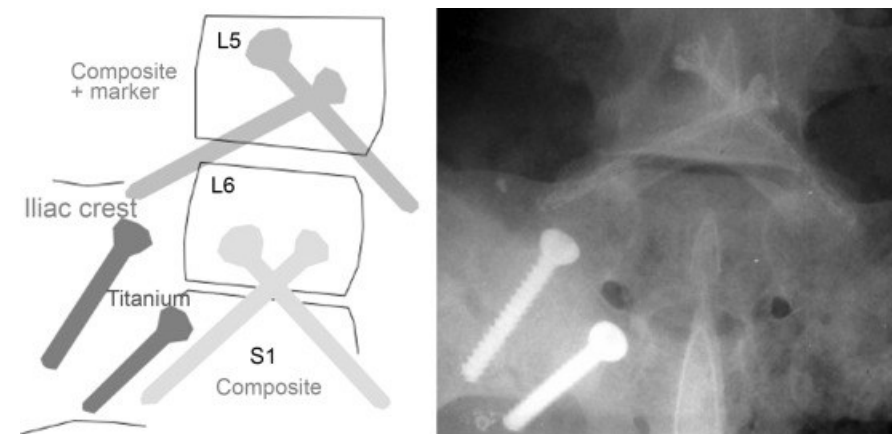
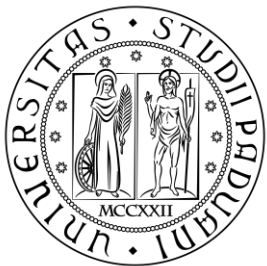


Figura 19: confronto dell'opacità ai raggi X tra viti in titanio, CF-PEEK marcato e CF-PEEK non marcato [13].



Studio preclinico sull'utilizzo di steli femorali in CF-PEEK nella Total Hip Arthroplasty (I. Nakahara *et al.*)

- **Materiali e mezzi**
 - Stelo in CF-PEEK realizzato dall'unione di tre configurazioni del composito, rivestito di idrossiapatite (HA) per favorire l'osteointegrazione (Figure 20 e 21, Tabella 8).
- **Campione e durata**
 - Campione: 11 esemplari di ovino.
 - Durata: follow-up a lungo termine di 52 settimane.
- **Osteointegrazione raggiunta**
 - Ingrowth e ongrowth notevoli per tutta la lunghezza dello stelo.
 - Ongrowth distribuito equamente lungo il femore, a differenza di quanto si osserva nelle protesi in lega metallica.
 - Formazione di neocorteccia ossea all'interfaccia visibile tramite tomografia computerizzata (Figura 22).
- **Riassorbimento osseo registrato**
 - Assenza di casi di stress shielding superiori al primo grado (steli non cementati) e al secondo grado (steli cementati).

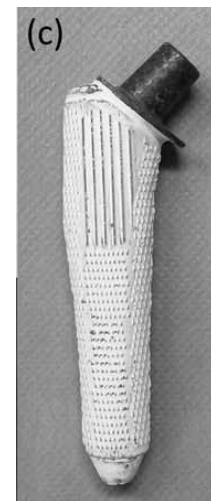


Figura 20

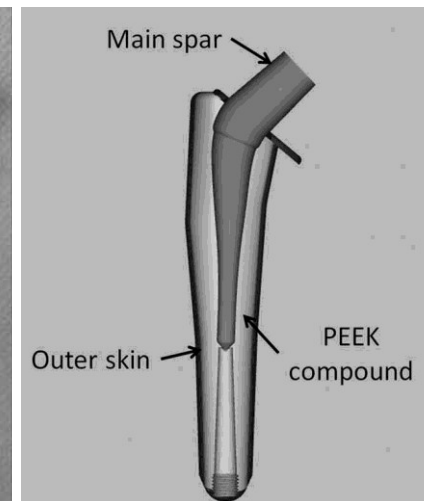


Figura 21

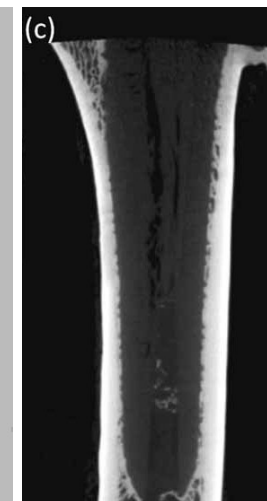


Figura 22

Figura 20: modello dello stelo non cementato in CF-PEEK [37]; **Figura 21:** struttura interna dello stelo [37]; **Figura 22:** vista dello stelo in vivo tramite tomografia computerizzata [37].

Materiale	Contenuto CF (%)	Modulo elastico E_1 (GPa)	Modulo elastico E_2 (GPa)
CCF-PEEK (unidirezionale)	65	150	9.8
CCF-PEEK (fibre intrecciate)	50	58.5	58.5
SCF-PEEK	30	19	19

Tabella 8: proprietà meccaniche delle tre configurazioni di CF-PEEK utilizzate nello stelo [37].



Bibliografia

- [1] V.I. Sikavitsas, J.S. Temenoff, A.G. Mikos, Biomaterials and bone mechanotransduction, *Biomaterials*, Volume 22, Issue 19, 2001, Pages 2581-2593, ISSN 0142-9612, [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(01\)00002-3](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(01)00002-3).
- [2] J.H. Chen, C. Liu, L. You, C.A. Simmons. Boning up on Wolff's Law: mechanical regulation of the cells that make and maintain bone. *J Biomech*. 2010 Jan 5;43(1):108-18. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.09.016. Epub 2009 Oct 8. PMID: 19818443.
- [3] L.J. Raggatt, N.C. Partridge, Cellular and Molecular Mechanisms of Bone Remodeling*, *Journal of Biological Chemistry*, Volume 285, Issue 33, 2010, Pages 25103-25108, ISSN 0021-9258, <https://doi.org/10.1074/jbc.R109.041087>.
- [4] J. Wolff, *Das Gesetz der Transformation der Knochen* (Berlin: Hirschwald, 1892), Pages 1-2, ZB MED – Informationszentrum Lebenswissenschaften, https://digital.zbmed.de/physische_anthropologie/content/pageview/5511055
- [5] D. Savio, A. Bagno, When the Total Hip Replacement Fails: A Review on the Stress-Shielding Effect. *Processes* 2022, 10, 612. <https://doi.org/10.3390/pr10030612>
- [6] M.I.Z. Ridzwan, S. Shuib, A.Y. Hassan, A.A. Shokri and M.N. Mohamad Ibrahim, 2007. Problem of Stress Shielding and Improvement to the Hip Implant Designs: A Review. *Journal of Medical Sciences*, 7: 460-467. <https://scialert.net/abstract/?doi=jms.2007.460.467>
- [7] G. Turnbull, C. Blacklock, A. Akhtar et al. Experience of an anatomic femoral stem in a UK orthopaedic centre beyond 20 years of follow-up. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 34, 2155–2162 (2024). <https://doi.org/10.1007/s00590-024-03901-1>
- [8] S. Lee, W. Kim, J. Song, J. Kim, H. Lee. Factors Affecting Periprosthetic Bone Loss after Hip Arthroplasty. *H&P* 2021; 33:53-61. <https://doi.org/10.5371/hp.2021.33.2.53>
- [9] N. Bonnheim, F. Ansari, M. Regis, P. Bracco, L. Pruitt, Effect of carbon fiber type on monotonic and fatigue properties of orthopedic grade PEEK, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Volume 90, 2019, Pages 484-492, ISSN 1751-6161, <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.10.033>.
- [10] A. Avanzini, D. Battini, C. Petrogalli *et al.* Anisotropic Behaviour of Extruded Short Carbon Fibre Reinforced PEEK Under Static and Fatigue Loading. *Appl Compos Mater* 29, 1041–1060 (2022). <https://doi.org/10.1007/s10443-021-10004-1>
- [11] C. Liao; Y. Li; S.C. Tjong, Polyetheretherketone and Its Composites for Bone Replacement and Regeneration. *Polymers* 2020, 12, 2858. <https://doi.org/10.3390/polym12122858>
- [12] E.F. Morgan, G.U. Unnikrisnan, A.I. Hussein. Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States. *Annu Rev Biomed Eng*. 2018 Jun 4; 20:119-143. doi: 10.1146/annurev-bioeng-062117-121139. PMID: 29865872; PMCID: PMC6053074.
- [13] S.M. Kurtz (Ed.). (2019). *PEEK Biomaterials Handbook*. 2nd ed. Elsevier. https://books.google.it/books?hl=it&lr=&id=SimLDwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=PEEK&ots=hvYJXoTOS&sig=nfVht_KBkzEQHz6Zn2sfdrHYZXA&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false
- [14] M. Thiruchitrambalam, D. B. Kumar, D. Shanmugam, M. Jawaaid, A review on PEEK composites – Manufacturing methods, properties and applications, *Materials Today: Proceedings*, Volume 33, Part 1, 2020, Pages 1085-1092, ISSN 2214-7853, <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.07.124>.
- [15] D. Shukla, N. Yuvraj, J. Uppadhyaya, V. Kumar. (2012). Synthesis and Modification of Poly(ether ether ketone) and their Properties: A Review. *Polymer Reviews*. 52. 189-228. doi: 10.1080/15583724.2012.668151.
- [16] L. Qin, S. Yao, J. Zhao, C. Zhou, T.W. Oates, M.D. Weir, J. Wu, H.H.K. Xu. Review on Development and Dental Applications of Polyetheretherketone-Based Biomaterials and Restorations. *Materials (Basel)*. 2021 Jan 15;14(2):408. doi: 10.3390/ma14020408. PMID: 33467576; PMCID: PMC7830426.
- [17] A.D. Drozdov, C.J. deClaville. Thermo-Mechanical Behavior of Poly(ether ether ketone): Experiments and Modeling. *Polymers (Basel)*. 2021 May 28;13(11):1779. doi:10.3390/polym13111779. PMID: 34071593; PMCID: PMC8199459.
- [18] M.S. Rahman, M. Khan, M. Abser. (2012). Formation and utilization of jute composite and observation of its physical properties and it's bio-degradability. doi: 10.13140/RG.2.2.24925.72168.



- [19] Shenghetech. (n.d.). Polyacrylonitrile (PAN) carbon fiber precursor [Image]. From <https://shenghetech.com/products/polyacrylonitrile-pan-carbon-fiber-precursor>
- [20] QF Industrial. (n.d.). OEM supply petroleum coke coal tar pitch [Image]. From <https://co.qfindustrial.com/oem-supply-petroleum-coke-coal-tar-pitch-product/>
- [21] Z. Wang. (2023). Progress in the Preparation Process and Application of Carbon Fiber Reinforced PEEK Composites. MATEC Web of Conferences. 386. doi: 10.1051/mateconf/202338601009.
- [22] J. Dang, J. Sun, Z. Liu. *Interfacial strengthening and processing of carbon fibers reinforced poly(ether-ether-ketone) composites: A mini-review. Polym Compos.* 2024; 45(8): 6788-6803. doi: [10.1002/pc.28289](https://doi.org/10.1002/pc.28289)
- [23] A.K. Bandaru, S. Lahellec, H. Ma, H.D. Barnana, R.M. O'Higgins. Elucidation of crystalline morphology, crystallinity and mechanical properties of carbon fibre/PEEK composites under different cooling rates. *Journal of Composite Materials.* 2025;59(5):681-697. doi: [10.1177/00219983241297571](https://doi.org/10.1177/00219983241297571)
- [24] D. Xiaoxue, Y. Lin, M. Yiu-Wing, Fatigue behaviour of CF/PEEK composite laminates made from commingled prepreg. Part II: statistical simulations, *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, Volume 28, Issue 8, 1997, Pages 749-755, ISSN 1359-835X, [https://doi.org/10.1016/S1359-835X\(97\)00024-9](https://doi.org/10.1016/S1359-835X(97)00024-9).
- [25] D.V. Osti de Moraes, G.F. de Melo Morgado, R. Magnabosco, M.C. Rezende. *Study of the influence of PPS, PAEK, and PEEK thermoplastic matrices on the static mechanical behavior of carbon fiber-reinforced composites. Polym Compos.* 2024; 45(2): 1726-1736. doi: [10.1002/pc.27885](https://doi.org/10.1002/pc.27885)
- [26] M. Niinomi, Mechanical properties of biomedical titanium alloys, *Materials Science and Engineering: A*, Volume 243, Issues 1–2, 1998, Pages 231-236, ISSN 0921-5093, [https://doi.org/10.1016/S0921-5093\(97\)00806-X](https://doi.org/10.1016/S0921-5093(97)00806-X).
- [27] S. Sharifimehr, A. Fatemi. (2019). Evaluation of methods for estimating shear fatigue properties of steels and titanium alloys. *International Journal of Fatigue*, 122, 19-34. <https://doi.org/10.1016/j.ijfatigue.2018.12.025>
- [28] R.M. Jones. (1999). *Mechanics of composite materials*. 2nd ed. Taylor & Francis.
- [29] G. Wei, H. Jin, J. Zhang, K. Zhang. "Effect of Temperature on the Mechanical Behavior of CF/PEEK Under Different Loads," *Polymer Composites* 47, no. 10 (2026): 9223–9239, <https://doi.org/10.1002/pc.70754>.
- [30] Cadrex. (n.d.). A starter guide to injection molding [Image]. From <https://www.cadrex.com/a-starter-guide-to-injection-molding>
- [31] A. Korycki, F. Carassus, C. Garnier, F. Chabert, and T. Djilali, "Effect of Consolidation Time in Hot Press Compression Molding of Continuous Carbon Fiber-Reinforced Polyetheretherketone Composite," *Polymer Composites* 47, no. 9 (2026): 8647–8660, <https://doi.org/10.1002/pc.70717>.
- [32] E.L. Steinberg, E. Rath, A. Shlaifer, O. Chechik, E. Maman, M. Salai, Carbon fiber reinforced PEEK Optima—A composite material biomechanical properties and wear/debris characteristics of CF-PEEK composites for orthopedic trauma implants, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Volume 17, 2013, Pages 221-228, ISSN 1751-6161, <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2012.09.013>.
- [33] W. Qin, Y. Li, J. Ma, Q. Liang, B. Tang. Mechanical properties and cytotoxicity of hierarchical carbon fiber-reinforced poly (ether-ether-ketone) composites used as implant materials. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019 Jan; 89:227-233. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.09.040. Epub 2018 Sep 26. PMID: 30296704.
- [34] Y. Li, H. Jia, X. Cui, W. Qin, S. Qin, Y. Wu, M. Bai, X. Liu, F. Feng, J. Ma, Y. Li, Bending Properties, compression Properties, biocompatibility and bioactivity of sulfonated carbon Fibers/PEEK composites with graphene oxide coating, *Applied Surface Science*, Volume 575, 2022, 151774, ISSN 0169-4332, <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2021.151774>.
- [35] C.J. Lau, C. Villefort, S. Ehrbar, L. Wilke, M. Guckenberger, D.A. Müller. Carbon Fiber/Polyether Ether Ketone (CF/PEEK) Implants Allow for More Effective Radiation in Long Bones. *Materials (Basel)*. 2020 Apr 9;13(7):1754. doi: 10.3390/ma13071754. PMID: 32283675; PMCID: PMC7178689.
- [36] S. Akhavan, M.M. Matthiesen, L. Schulte, T. Penoyar, M.J. Kraay, C.M. Rimnac, V.M. Goldberg. Clinical and histologic results related to a low-modulus composite total hip replacement stem. *J Bone Joint Surg Am.* 2006 Jun;88(6):1308-14. doi: 10.2106/JBJS.E.00316. PMID: 16757765.
- [37] I. Nakahara, M. Takao, S. Bando, N. Bertollo, W.R. Walsh, N. Sugano. (2013). In vivo implant fixation of carbon fiber-reinforced PEEK hip prostheses in an ovine model. *J. Orthop. Res.*, 31: 485-492. <https://doi.org/10.1002/jor.22251>
- [38] S.W. Park, S. Yuk, J.S. Ryu, M.S. Kim, Y. Yi, Development of the body scan system with backscattered X-rays, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, Volume 568, Issue 1, 2006, Pages 369-374, ISSN 0168-9002, <https://doi.org/10.1016/j.nima.2006.06.026>.