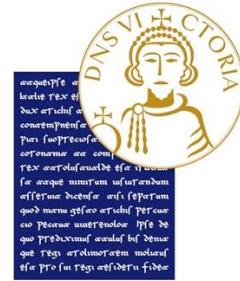




*Università degli Studi
di Cassino e del Lazio
Meridionale*



*Università degli Studi
del Molise*



*Università degli Studi
del Sannio*

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE INTERATENEO IN INGEGNERIA BIOMEDICA

TESI DI LAUREA IN
Meccanica dei materiali
applicati alla bioingegneria

Valutazione del comportamento meccanico di una protesi d'anca in lega di titanio prodotta con tecnologia di “Additive Manufacturing”

Relatore:
Prof. Domenico Gentile

Candidato:
Simone Cирнelli

Correlatore:
Dott. Roberto Di Bona

Matricola:
177084

ANNO ACCADEMICO 2023/2024

INDICE

| | |
|--|-----------|
| RINGRAZIAMENTI | 6 |
| SOMMARIO | 7 |
| CAPITOLO I: PROTESI D'ANCA | 9 |
| 1.1 Introduzione | 9 |
| 1.2 Considerazioni cliniche | 9 |
| 1.3 Anatomia dell'anca..... | 13 |
| 1.4 Biomeccanica dell'anca..... | 15 |
| 1.5 Requisiti di progetto e proprietà meccaniche..... | 23 |
| 1.6 Materiali | 27 |
| 1.6.1 Leghe metalliche | 28 |
| 1.6.2 Materiali polimerici | 36 |
| 1.6.3 Materiali ceramici | 39 |
| 1.7 Design e componenti | 40 |
| 1.8 Protesi cementate e non cementate | 43 |
| 1.8.1 Protesi cementate | 47 |
| 1.8.2 Protesi non cementate..... | 51 |
| 1.9 Nuove ricerche e sviluppi futuri | 60 |

| | |
|---|------------|
| CAPITOLO II: ADDITIVE MANUFACTURING | 63 |
| 2.1 Introduzione | 63 |
| 2.2 Tecniche principali di AM | 65 |
| 2.2.1 Sinterizzazione laser selettiva (SLS) | 69 |
| 2.2.2 Stereolitografia (SLA)..... | 71 |
| 2.2.3 Fused Deposition Modeling (FDM) | 73 |
| 2.2.4 Fusione a letto di polvere (PBF)..... | 74 |
| 2.2.5 Ulteriori processi di AM | 77 |
| 2.3 Applicazioni in ambito biomedico..... | 81 |
| 2.3.1 Ortopedia..... | 88 |
| 2.3.2 Odontoiatria | 89 |
| 2.3.3 Dispositivi medici per l'uso quotidiano | 90 |
| 2.3.4 Industria Farmaceutica | 92 |
| 2.4 Fatica e difetti di stampa nelle componenti AM..... | 93 |
| 2.5 Protesi d'anca stampata in 3D | 108 |
| 2.6 Additive manufacturing e simulazione numerica | 111 |
| 2.7 Nuove ricerche e sviluppi futuri | 115 |
| | |
| CAPITOLO III: MECCANICA DELLA FRATTURA | 117 |
| 3.1 Introduzione | 117 |
| 3.2 Meccanica della frattura lineare-elastica (LEFM) | 118 |
| 3.3 Meccanica della frattura elasto-plastica (EPFM)..... | 125 |
| 3.4 Propagazione dei difetti a fatica..... | 134 |
| | |
| CAPITOLO IV: SIMULAZIONE NUMERICA..... | 143 |
| 4.1 Introduzione | 143 |
| 4.2 Studi preliminari | 145 |

| | |
|---|------------|
| 4.2.1 Studio di riferimento su Marc Mentat | 145 |
| 4.2.2 Studio di riferimento di co-simulazione Adams - Marc Mentat | 148 |
| 4.3 Descrizione del nuovo modello FEM | 154 |
| 4.3.1 Geometry e mesh | 155 |
| 4.3.2 Materiali | 159 |
| 4.3.3 Contatti..... | 161 |
| 4.3.4 Condizioni al contorno | 165 |
| 4.3.5 Cracks e remeshing..... | 170 |
| 4.3.6 Loadcase e job..... | 173 |
| 4.4 Analisi di meccanica della frattura | 176 |
| 4.4.1 Studio della distribuzione degli sforzi | 176 |
| 4.4.2 Introduzione della cricca nel modello | 186 |
| 4.4.3 Visualizzazione ed analisi dei risultati..... | 190 |
| 4.5 Propagazione della cricca a fatica | 194 |
| 4.5.1 Condizioni dinamiche di sforzo | 194 |
| 4.5.2 Calcolo del numero di cicli..... | 196 |
| 4.5.3 Curva di Paris e sue alternative | 198 |
| CAPITOLO V: PROSPETTIVE FUTURE DI ANALISI..... | 205 |
| 5.1. Introduzione | 205 |
| 5.2 Analisi del danno secondo il modello di Bonora | 205 |
| 5.3 Limiti dell'approccio preliminare di implementazione su Marc Mentat..... | 209 |
| 5.4 Approccio avanzato di implementazione tramite subroutine..... | 211 |
| CAPITOLO VI: CONCLUSIONI | 213 |
| RIFERIMENTI | 215 |

RINGRAZIAMENTI

Desidero esprimere la mia più profonda gratitudine al Prof. Gentile per aver accettato di continuare insieme questo percorso di tesi. La sua guida, la sua disponibilità e la sua premura sono state per me un riferimento prezioso e motivo di grande riconoscenza.

Il mio apprezzamento sincero va anche al Dott. Di Bona per il supporto e la costante attenzione che mi ha dedicato durante questi mesi. Il suo aiuto si è rivelato fondamentale nella riuscita di questo progetto.

Il mio più sentito ringraziamento va alla mia famiglia, per il suo amore duraturo, l'infinita pazienza e l'instancabile sostegno durante i miei studi. La sua fiducia nelle mie capacità è stata, e continua ad essere, una continua fonte di motivazione.

A Mariaconcetta, Flora ed Alessandra, per la loro presenza costante e il loro affetto incondizionato, fonte inesauribile di serenità.

A Lorenza, Nicla e Paola, le cui risate possiedono la capacità benefica di rendere leggere anche le giornate più impegnative. A Roberta, per il sostegno reciproco e l'amicizia che ci legano da anni.

Ai miei compagni di viaggio - Fabrizio, Benedetta M., Benedetta D., Nando, Martina, Miriam, Pierfrancesco ed Arianna - per il supporto nello studio, ma soprattutto per i momenti di spensieratezza che abbiamo condiviso. La loro compagnia ha reso questa esperienza ancora più preziosa, lasciandomi ricordi che porterò con me per sempre.

SOMMARIO

Il presente lavoro di tesi va considerato come una estensione di un precedente studio di primo livello incentrato sulla validazione della metodologia FEM per l'analisi della meccanica della frattura di un modello di protesi d'anca. A partire da esso, infatti, si è deciso di approfondire l'influenza dei difetti intrinseci legati all'Additive Manufacturing (AM) sulla integrità strutturale delle protesi.

Ipotizzando che la protesi d'anca sia realizzata tramite Additive Manufacturing, viene esplorata l'applicazione di software avanzati di simulazione numerica per condurre un'analisi biomeccanica di un modello di protesi d'anca. L'adozione di questo moderno processo di produzione industriale offre numerosi benefici come customizzazione e versatilità applicativa ma comporta anche numerose sfide: la fabbricazione in AM dei prodotti può causare la comparsa di difetti intrinseci, i quali possono compromettere la resistenza meccanica e quindi la durata di tali componenti.

L'analisi si sviluppa a partire da un modello di co-simulazione multi-body e FEM in *MSC Adams* e *Marc Mentat* capace di restituire condizioni di carico sperimentali rappresentative di un comune ciclo di camminata. Il modello FEM utilizzato per la simulazione, ampliato per includere protesi, cemento e femore, ha permesso così di studiare la propagazione delle cricche sotto carichi fisiologici. Impiegando poi approcci come il metodo VCCT (*Virtual Crack-Closure Technique*) e quello della curva di Paris, sono stati calcolati gli sforzi principali e i fattori di intensità degli sforzi (SIF) per analizzare l'effetto dei difetti sul comportamento a fatica del componente.

Le simulazioni condotte confermano come i difetti AM influenzino in maniera significativa la durata del componente e la propagazione delle cricche. Un tale studio getta quindi le basi per l'implementazione futura di modelli più complessi, ad esempio capaci di includere anche approcci avanzati per la simulazione del danno.

Si può quindi dire che tale tesi tenta di contribuire all'ampliamento delle conoscenze nell'ambito della simulazione numerica applicata alla bioingegneria e suggerisce ulteriori sviluppi da ricercare in termini di condizioni di carico più complesse e interazioni di tipo bio-meccanico.

In particolare, l'elaborato è stato suddiviso nei seguenti capitoli.

Nel *Capitolo I* sono state introdotte le basi anatomiche e biomeccaniche dell'articolazione dell'anca, nonché i requisiti clinici e i principi progettuali della protesi che la sostituisce, con uno sguardo sulle nuove tecnologie e ricerche future.

Nel *Capitolo II* sono state descritte le principali tecniche di stampa 3D, con particolare riferimento al loro impiego in ambito biomedico. Un focus sui difetti di fabbricazione e la fatica ha permesso di analizzare alcuni aspetti meccanici interessanti delle componenti prodotte in AM.

Nel *Capitolo III* sono stati enunciati i principi fondamentali della meccanica della frattura, sia di quella lineare-elastica (LEFM) che di quella elasto-plastica (EPFM), analizzando le modalità di propagazione dei difetti sotto carichi ciclici grazie alla legge di Paris e alle sue alternative.

Nel *Capitolo IV*, dopo aver sintetizzato i risultati relativi agli studi preliminari di riferimento svolti su *Marc Mentat* e sul modello co-simulativo *Adams-Marc*, viene introdotto il nuovo modello FEM con tutti i suoi dettagli implementativi (geometria, mesh, materiali, condizioni al contorno e criteri di frattura in presenza di cricca). Inoltre, viene descritta un'analisi dettagliata della propagazione della cricca a fatica, con calcoli basati sulla equazione di Paris.

Nel *Capitolo V* viene presentato come possibile sviluppo futuro di ricerca l'analisi del danno condotta implementando il modello di Bonora. Mediante approcci avanzati che fanno utilizzo di opportune subroutine su *Marc Mentat*, è possibile migliorare l'attuale metodologia rendendo i risultati delle simulazioni più attendibili.

Per concludere, nel *Capitolo VI* vengono riassunti i principali risultati della tesi, evidenziando sia l'efficacia nell'adozione di un approccio di calcolo numerico sia i limiti del modello attuale. Inoltre vengono proposte future direzioni di ricerca con l'obiettivo di migliorare ulteriormente la progettazione delle protesi in AM.

CAPITOLO I: PROTESI D'ANCA

1.1 Introduzione

Uno degli sviluppi più significativi nella chirurgia ortopedica moderna è oggi rappresentato proprio dalla protesi d'anca, una soluzione efficace nel trattamento di patologie invalidanti dell'articolazione coxofemorale.

L' intervento chirurgico che ne consente l'impianto e che ha subito un'evoluzione notevole nel corso degli ultimi due secoli, è nato dalla necessità di restituire mobilità e alleviare il dolore in quei pazienti che fossero affetti da gravi deformità o lesioni dell'anca. Si è passati dalle prime tecniche rudimentali del XIX secolo, che prevedevano la semplice rimozione delle ossa danneggiate, a più sofisticati tentativi di ricostruzione articolare che facessero utilizzo di materiali e impianti innovativi.

Introducendo protesi realizzate con leghe metalliche resistenti alla corrosione e utilizzando materiali biocompatibili la medicina è riuscita a segnare tappe fondamentali nello sviluppo della moderna artroplastica totale dell'anca (*THA, Total Hip Arthroplasty*). Questo percorso di innovazione è riuscito non solo a rendere migliore significativamente la qualità di vita dei pazienti, ma è stato anche emblematico di come l'integrazione tra scienza dei materiali, biomeccanica e chirurgia possa portare a risultati clinici e soluzioni biomediche di grande impatto.

1.2 Considerazioni cliniche

Quando le superfici ossee dell'articolazione in questione – testa femorale ed acetabolo – si danneggiano gravemente si rende necessario l'utilizzo di un impianto protesico articolare conosciuto come protesi d'anca (*Figura 1*).



FIGURA 1 – PROTESI D’ANCA

In realtà, i motivi che portano un paziente a sottoporsi ad un impianto di protesi d’anca possono essere diversi [1]:

- Stato patologico:
 - malattie congenite: in particolare, displasia congenita all’anca;
 - artrite reumatoide giovanile: stato di infiammazione autoimmune cronica relativo alla componente cartilaginea dell’articolazione;
 - *coxartrosi*: progressiva degenerazione cronica della componente cartilaginea dell’articolazione dovuta ad usura ed invecchiamento;
 - tumore osseo: come l’osteosarcoma;
- Trauma ortopedico: frattura del femore prossimale o in generale dell’anca causata da impatto o da un grave incidente;
- Dolore e grave difficoltà nella deambulazione;

In base alla gravità della patologia e del tipo di intervento richiesto di conseguenza, è possibile distinguere tra due tipologie di protesi:

- Protesi parziale (*endoprotesi*): viene preservata la componente acetabolare, sostituendo in maniera esclusiva soltanto la testa del femore;
- Protesi totale (*artroprotesi*): prevede la sostituzione sia della componente femorale che di quella acetabolare;

Da un punto di vista clinico, è necessario che l'intervento chirurgico per l'impianto della protesi avvenga con successo senza compromettere il benessere psico-fisico del paziente. Proprio per questo motivo si è soliti eseguirlo seguendo diversi passaggi.

Innanzitutto occorre effettuare una valutazione accurata della storia clinica del paziente, perché comprendente le sue condizioni di salute sia attuali che pregresse; una tale fase preliminare risulta fondamentale non solo per comprendere l'attuabilità dell'intervento, e quindi minimizzare per quanto più possibile le condizioni di rischio, ma anche per scegliere il tipo di protesi più adatto alle sue esigenze individuali.

Esistono molteplici approcci chirurgici da poter implementare (tra cui quello anteriore, posteriore, laterale, transgluteo...), ciascuno avendo i propri vantaggi e svantaggi, i quali vanno selezionati con attenzione sulla base delle caratteristiche anatomiche del paziente, dell'esperienza del chirurgo e delle specifiche condizioni articolari. Le procedure di revisione, in particolare, prevedono tecniche personalizzate e strumentazioni appropriate in base alle specifiche complicazioni che si possono verificare (usura, fratture periprotetiche, infezioni).

È comunque ormai convalidato che l'adozione di approcci mini-invasivi, capaci di ridurre le dimensioni delle dissezioni incise ai tessuti molli, mirino a diminuire il trauma operatorio e ad accelerare il recupero post-operatorio.

Nell'ambito della chirurgia ortopedica stanno però prendendo piede tecniche assistite da computer, all'avanguardia rispetto a quelle più tradizionali; grazie a dispositivi di navigazione computerizzata e a modelli anatomici tridimensionali è possibile adattare perfettamente gli impianti personalizzati alla morfologia del paziente ed ottimizzarne il posizionamento minimizzando l'insorgere di fenomeni di usura o eventuali dislocazioni; esistono anche software avanzati capaci di simulare l'intervento ed effettuare una pianificazione pre-operatoria.

Un ulteriore passo avanti è rappresentato dall'introduzione della robotica alla chirurgia ortopedica che ha consentito l'ottimizzazione dei margini di precisione dell'intervento grazie alla assistenza offerta dai sistemi robotici durante le fasi critiche della procedura chirurgica, lì dove un tale livello di efficienza sarebbe difficile da raggiungere manualmente; bisogna anche ricordare come l'innovazione nei materiali utilizzati per le protesi stia contribuendo enormemente al miglioramento della longevità e della funzionalità degli impianti, passando da biomateriali solamente biocompatibili a quelli aventi addirittura superfici bioattive capaci di promuovere la crescita ossea.

Per quanto riguarda invece il recupero post-operatorio, esso costituisce un elemento chiave per determinare il successo dell'intervento; il percorso riabilitativo prevede esercizi aventi l'obiettivo di recuperare la funzionalità articolare e quella muscolare così come istruzioni particolari su come proteggere l'anca durante la guarigione nello svolgimento delle normali attività quotidiane;
è anche vero però come nonostante i successi clinici documentati sia possibile incappare in episodi di comparsa di complicazioni per i quali diventano comunque necessari interventi di revisione.

1.3 Anatomia dell'anca

L'anca rappresenta da un punto di vista anatomico un sistema articolare complesso, perfettamente coordinato, grazie alla sinergica interazione oltre che delle strutture ossee anche di quelle cartilaginee, muscolari, legamentose e nervose (*Figura 2*). Essa risulta essenziale per garantire il supporto del peso corporeo e la sua mobilità durante i comuni movimenti quotidiani, dalla semplice camminata alle attività sportive più intense [2].

Nota anche con i nomi di “articolazione coxo-femorale” o “articolazione femoro-acetabolare”, corrisponde ad un’articolazione pari capace di connettere l’arto inferiore al cingolo pelvico (o, se si preferisce bacino). Costituisce cioè il punto di congiunzione tra la testa femorale e l’acetabolo dell’osso iliaco [3].



FIGURA 2 - ARTICOLAZIONE DELL'ANCA

L'anca è un'articolazione sinoviale, più propriamente definita come diartrosi. Questo significa che dispone di una capsula articolare caratterizzata dalla presenza di una membrana particolare detta sinovia, capace di produrre un liquido dalla proprietà lubrificanti chiamato liquido sinoviale.

Inoltre può essere definita come una diartrosi particolare, perché avente una forma a sfera, il che le conferisce anche l'appellativo di enartrosi.

La complementarietà strutturale tra le due superfici articolari, di cui una a forma di palla sferica e l'altra di incavo concavo sempre sferico, conferisce all'articolazione una elevata mobilità.

La superficie sia della testa femorale che della cavità semisferica acetabolare è rivestita di tessuto cartilagineo di cartilagine ialina, liscio e resistente, capace di ridurre l'attrito e ammortizzare gli urti durante i movimenti.

Una struttura di fibrocartilagine circonda poi il margine dell'acetabolo.

Essa, aumentando la profondità della cavità articolare, agisce come cuscinetto nella distribuzione delle forze, proteggendo la cartilagine articolare sottostante [4].

Diversi sono i legamenti robusti che stabilizzano tale articolazione limitandone i movimenti eccessivi e prevenendone la dislocazione. I principali includono quello ileofemorale, il più forte, capace di impedire l'iperestensione articolare; quello pubofemorale, in posizione mediale, che limita abduzione ed estensione, mentre quello ischiofemorale, posto nella parte posteriore, che limita la rotazione interna e l'adduzione articolare. Il legamento rotondo della testa del femore presenta invece un ruolo principalmente vascolare, dato che è responsabile dell'apporto di sangue alla testa del femore durante lo sviluppo.

È presente anche un complesso sistema muscolare per governare i movimenti che l'anca compie. I principali possono essere suddivisi in sottogruppi: muscoli anteriori (ileopsoas e retto femorale), posteriori (gruppo dei glutei e ischiocrurali), mediali (adduttori) [5].

Infine, l'anca è anche vascolarizzata ed innervata da importanti strutture nervose.

Tale innervazione motoria e sensitiva spetta ai nervi derivanti dal plesso lombosacrale come il nervo femorale, che innerva i muscoli flessori, e il nervo sciatico, che innerva quelli posteriori della coscia. Per quanto riguarda invece l'apporto sanguigno, esso viene garantito dalle arterie circonflesse, mediale e laterale, che sono ramificazione dell'arteria femorale profonda.

1.4 Biomeccanica dell'anca

Per comprendere il movimento umano, specialmente riguardo la deambulazione e la gestione delle patologie articolari, non può essere tralasciata la biomeccanica dell'anca. Essa esplora i principi che governano la risposta ossea ai carichi meccanici cui l'articolazione è sottoposta, esaminando l'interazione tra ossa, legamenti e muscoli nella distribuzione del peso corporeo.

Un concetto chiave in questo ambito che ha avuto un impatto duraturo sulla comprensione della biomeccanica ossea è stato formulato dal chirurgo tedesco Julius Wolff verso la fine dell'Ottocento (1870): “l'osso si adatta ai carichi cui è sottoposto” [6]. Tale principio vuole esprimere come l'osso non sia un materiale statico, ma un tessuto dinamico capace di modificare la propria struttura in risposta ai carichi meccanici: esso aumenta la sua densità e resistenza dove è sottoposto a stress meccanico maggiore, e la riduce dove il carico è minore; osservando la struttura trabecolare dell'osso Wolff si è reso conto di come l'organizzazione delle trabecole

sembri seguire le linee di forza: tale struttura, inoltre, presenta una disposizione simile alle linee di carico di complesse strutture meccaniche, come le gru a vapore; una tale osservazione ha poi trovato ulteriore conferma da Wolff collaborando con il professor Georg Hermann von Meyer: quest'ultimo si è accorto di una certa somiglianza tra le traiettorie di sollecitazione nell'osso trabecolare e i modelli di carico delle strutture ingegneristiche.

Sono due le prospettive principali dalle quali può essere analizzata la biomeccanica dell'anca: statica e dinamica. La prima, quella statica, si focalizza sullo studio di forze e momenti che agiscono sull'anca quando il corpo è in posizione stabile mentre la biomeccanica dinamica effettua la stessa analisi ma quando l'articolazione esegue movimenti durante le normali attività quotidiane.

In condizioni statiche il peso corporeo viene distribuito in maniera equa su entrambe le anche, come durante la stazione eretta in approccio bipodalico; questo fa sì che il centro di gravità si vada a posizionare tra le due anche e che le forze agiscano verticalmente; si riesce a garantire una certa stabilità articolare per mezzo della geometria articolare e dell'integrità dei tessuti molli; Koch ha introdotto per primo un modello biomeccanico statico, secondo un approccio bipodalico, in cui il femore vede supportare una distribuzione di carichi di compressione lungo la sua struttura che si rimodellano proprio secondo la legge di Wolff [7].

Secondo la biomeccanica dinamica, invece, il corpo si trova maggiormente in appoggio monopodalico (*Figura 3*), come accade in fase di deambulazione con il piede sollevato da terra; questo provoca uno spostamento del centro di gravità sopra l'anca portante lasciando a quest'ultima l'onere di dover supportare non solo il peso corporeo ma anche la forza generata dal movimento.

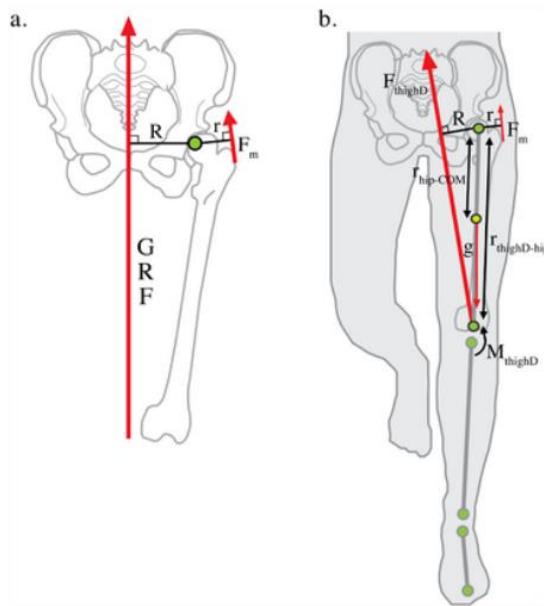


FIGURA 3 - APPOGGIO MONOPODALICO

In questo caso il modello di Koch, in condizioni dinamiche, sottolinea il ruolo cruciale svolto dai muscoli abduttori dell'anca nel controbilanciare le forze rotatorie intorno alla testa del femore: ad essi viene richiesto di generare una forza che sia circa il triplo del peso corporeo.

Per descrivere con esattezza i movimenti che l'anca è in grado di compiere è necessario però introdurre gli assi e i piani anatomici da prendere come punti di riferimento. Considerando un corpo umano in posizione eretta, si possono individuare tre piani anatomici [8]:

- Piano Sagittale (o Mediano): divide il corpo in due metà, destra e sinistra;
- Piano Frontale (o Coronale): divide il corpo in una parte anteriore (frontale) e in una posteriore (dorsale);
- Piano Trasverso (o Orizzontale): divide il corpo in una parte superiore (craniale) e in una inferiore (caudale);

Gli assi anatomici (*Figura 4*), di cui ciascuno è associato ad un proprio piano, sono:

- Asse trasverso: associato al piano sagittale;
- Asse antero-posteriore: associato al piano frontale;
- Asse verticale: associato al piano trasverso;

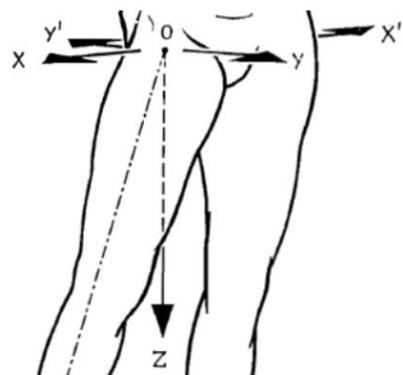


FIGURA 4 - ASSI ANATOMICI

Per quanto riguarda i movimenti (*Figura 5*), essi consentono all'articolazione di muoversi nello spazio lungo tutti e tre i piani anatomici [9]:

- Flessione ed estensione: avvengono nel piano sagittale ruotando attorno all'asse trasverso; mentre la flessione avvicina la superficie anteriore della coscia al busto, l'estensione porta l'arto inferiore posteriormente;
- Abduzione ed adduzione: avvengono nel piano frontale ruotando attorno all'asse antero-posteriore; l'abduzione consente l'allontanamento della gamba dal centro del corpo, mentre l'adduzione un suo avvicinamento;
- Rotazione interna ed esterna: avvengono nel piano trasverso ruotando attorno all'asse verticale; come suggeriscono i termini, quella interna fa ruotare la gamba verso l'interno del corpo mentre quella esterna verso l'esterno del corpo.

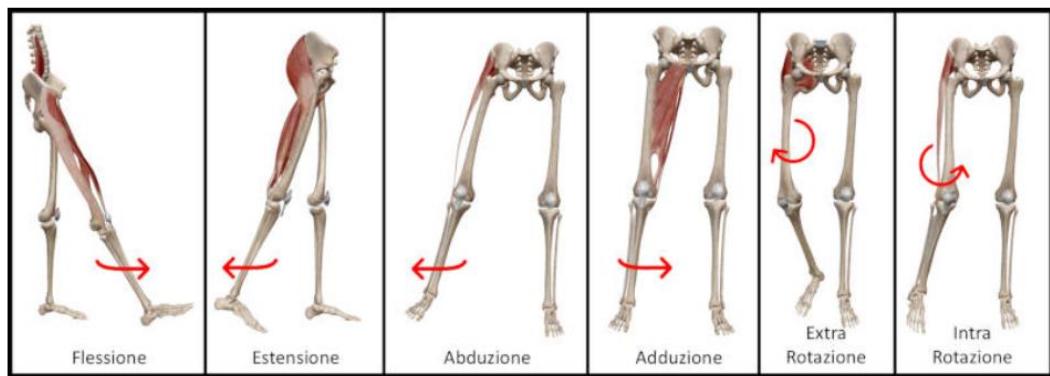


FIGURA 5 - MOVIMENTI COMPIUTI DALL'ANCA

La serie complessa di forze cui è soggetta l'articolazione coxo-femorale (*Figura 6*) varia a seconda della posizione del corpo e del tipo di movimento che da esso viene eseguito. Sia in caso di appoggio bipodalico che monopodalico, le forze che agiscono sull'anca sono: peso corporeo (C), la forza agente sull'articolazione (F), la forza generata dalla contrazione dei muscoli abduttori (R) e il momento generato dalla contrazione dei muscoli abduttori (M).

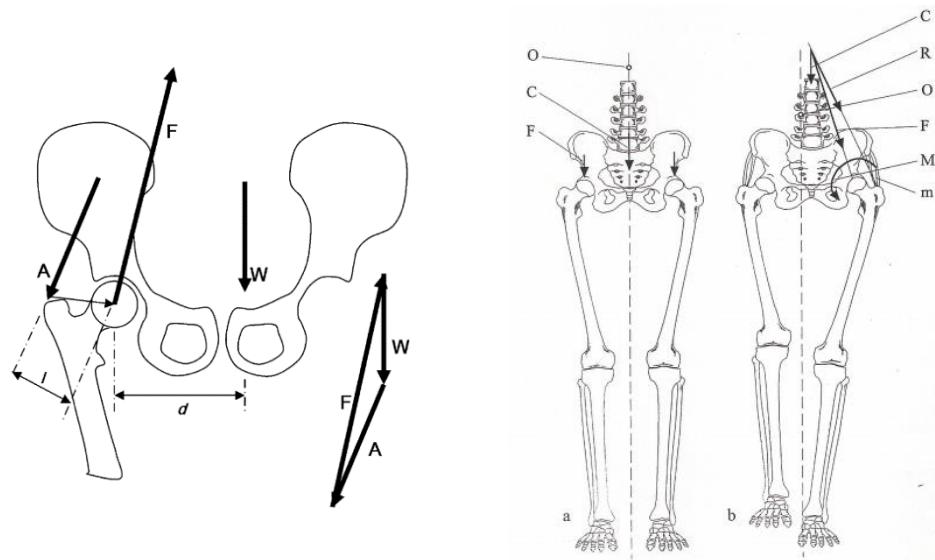


FIGURA 6 - FORZE E MOMENTI AGENTI SULL'ANCA

A livello anatomico, la capsula articolare è inglobata nel bacino; il bacino scarica le forze sulla testa del femore ed esse vengono poi trasferite allo stelo attraverso il colletto femorale, il quale collega la testa femorale allo stelo; la risposta meccanica del femore agisce però a livello dello stelo; questo significa che non si ha un trasferimento diretto di forze, ma bensì agiscono delle coppie, il cui braccio corrisponde proprio alla lunghezza del colletto.

Queste coppie sono quindi per lo più di compressione e l'anca e la protesi che va a sostituirla devono rispondere ad esse con una resistenza non assoluta ma a fatica: l'anca è infatti sottoposta maggiormente a carichi ciclici dinamici [10].

Con appoggio bipodalico, quando il corpo si trova in posizione eretta, il peso corporeo viene distribuito in maniera equa in modo tale che ciascuna anca ne sostenga circa il 50%; in particolare, la testa del femore supporta circa il 35% del peso corporeo, mentre la metà del femore ne sostiene un 40% in termini di forze di compressione e di momento flettente proporzionale allo stesso valore; di conseguenza, la superficie laterale del femore va in tensione mentre quella mediale in compressione; se poi i muscoli adduttori dell'anca generano una forza pari al 10 % del peso corporeo, la forza di compressione agente sulla testa del femore aumenta al 42%, spostando mediamente l'asse neutro del femore; in appoggio monopodalico, invece, vengono generate sull'anca forze significativamente maggiori, dato che vi è una singola anca a dover sostenere tutto il peso corporeo; in quest'ultimo caso un apporto importante alla stabilità del bacino viene dato dai muscoli abduttori dell'anca, come il gluteo medio e minimo: essi controbilanciano, mediante un equilibrio di momenti, con il proprio momento di forze il momento dovuto al peso corporeo; la forza muscolare richiesta a tali muscoli per consentire questo equilibrio è considerevole e si riflette in termini di forzepressive agenti sull'articolazione [11].

Durante il movimento le forze possono aumentare di molto e variano sulla base della tipologia di movimento che si compie: durante una camminata normale (*Figura 7*), le forze cui è soggetta l'articolazione variano da 2.1 a 3.3 volte il peso corporeo; esse possono salire durante la corsa fino a 4.5-5.0 volte e a 7.2-8.7 volte quando si salta [12] [13].

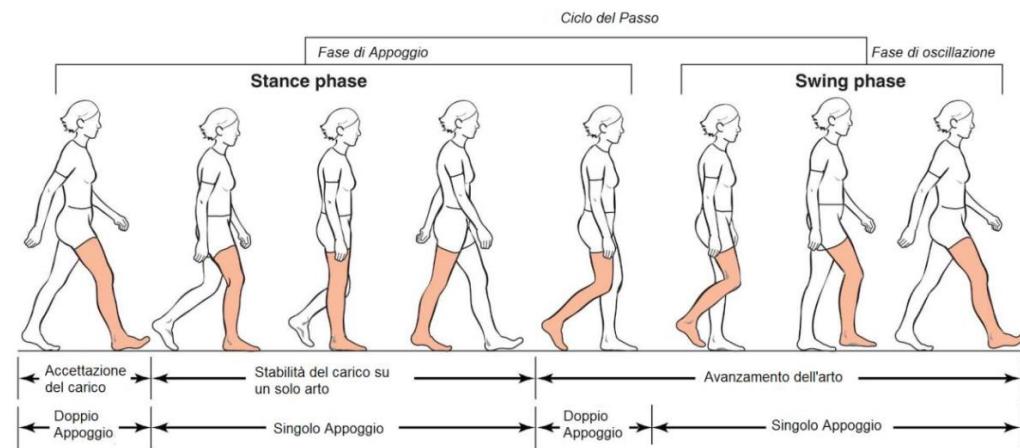


FIGURA 7 - FASI DELLA GAIT ANALYSIS

È bene considerare anche le direzioni verso cui sono dirette, influenzate fortemente anche dalla geometria del femore oltre che dalla biomeccanica dell'anca; le forze di reazione vincolare nell'anca si dirigono, ad esempio, verso l'alto in modo da bilanciare il peso corporeo e la contrazione muscolare; durante i movimenti di flessione e pressione, come accade quando si piega il ginocchio, contro l'acetabolo vengono dirette forze di compressione più elevate.

La comprensione della distribuzione degli sforzi nell'articolazione coxo-femorale è essenziale per diversi motivi: in fase di progettazione di protesi è necessario capire, grazie ad essa, come far resistere la protesi a queste elevate sollecitazioni meccaniche, considerando la variabilità individuale della geometria femorale e delle

condizioni articolari; in condizioni patologiche, come l'artrosi, tali informazioni biomeccaniche possono aiutare a monitorare e gestire la condizione di salute del paziente per prevenire ulteriori danni; inoltre anche a livello riabilitativo, programmi di fisioterapia mirati a rafforzare i muscoli adduttori e abduttori contribuiscono a ridurre lo stress cui l'articolazione è soggetta.

Gli osteoclasti e gli osteoblasti, componenti del tessuto osseo responsabili rispettivamente della disgregazione e della formazione dell'osso, sono strettamente influenzati dallo stato tensionale; i carichi cui l'anca è soggetta in condizioni fisiologiche normali stimolano l'attività delle cellule ossee verso una maggiore formazione o demolizione della matrice ossea;

La protesi d'anca deve consentire il trasferimento dei carichi dal bacino alla gamba in modo che il peso corporeo venga trasferito al femore nel modo più naturale e fisiologico possibile. Quando essa viene impiantata, la distribuzione delle forze cambia. Se la protesi è troppo rigida, come accade con i materiali metallici comuni, essa può "schermare" l'osso dallo stress, riducendo la quantità di carico che passa attraverso il tessuto osseo.

Questo fenomeno conosciuto con il nome di "*stress shielding*" porta ad un'alterazione del normale rimodellamento osseo. L'osso infatti ricevendo meno stimoli meccanici potrebbe andare incontro ad un processo di riassorbimento, riducendo la propria densità ossea (osteopenia) e indebolendo la sua struttura.

Questo fenomeno è particolarmente preoccupante nei pazienti anziani, dove la densità ossea è già ridotta a causa di condizioni come l'osteoporosi. Dunque, una progettazione inadeguata della protesi potrebbe causare una distribuzione errata dei carichi, con possibili conseguenze di perdita ossea o di eccessiva produzione. A tale proposito è fondamentale progettare con accuratezza.

1.5 Requisiti di progetto e proprietà meccaniche

La protesi d'anca, nel suo tentativo di imitare strutturalmente l'articolazione per poi sostituirsi ad essa anche da un punto di vista funzionale, deve svolgere due funzioni, per lo più meccaniche:

- Funzione di supporto: sostiene il peso del corpo per garantire stabilità ed equilibrio durante i suoi movimenti;
- Funzione di trasferimento dei carichi: trasferisce i carichi della parte superiore del corpo verso gli arti inferiori, in modo da consentire una corretta distribuzione degli sforzi;

Durante la fase di progettazione di una protesi d'anca, è fondamentale considerare diversi aspetti ed alcune caratteristiche che un tale impianto protesico è chiamato ad avere, non soltanto di tipo meccanico [14]:

- Requisiti meccanici:
 - elevata resistenza meccanica (a fatica);
 - assenza di punti a concentrazione locale degli sforzi;
 - stabilità nell'ancoraggio delle sue componenti;
 - contenimento dei fenomeni di attrito ed usura;
- Requisiti biologici:
 - biocompatibilità dei materiali utilizzati;
 - mantenimento della stabilità;
 - recupero della mobilità;

- Requisiti clinici:
 - Facilità di impianto durante l'intervento chirurgico;
 - Facilità di recupero post-operatorio;
 - Possibilità di interventi di revisione;

Da un punto di vista funzionale, le protesi d'anca devono essere caratterizzate da elevata resistenza meccanica, soprattutto a fatica se si considerano i numerosi cicli di carico cui deve essere sottoposta durante la sua vita di esercizio; un secondo requisito fondamentale riguarda la sua resistenza alla corrosione, sia generalizzata che localizzata, dato che viene realizzata con metalli; inoltre, dato il suo impiego clinico, non va assolutamente dimenticata la richiesta di biocompatibilità, intesa come capacità di non scatenare reazioni avverse nell'organismo ospite, quindi deve inglobare in sé aspetti di non tossicità e non allergenicità.

Relativamente alla resistenza meccanica, è opportuno ragionare in termini di un confronto tra i materiali che costituiscono la protesi e l'osso che viene sostituito funzionalmente da essa. La resistenza meccanica di tali materiali deve risultare minimo cinque volte più grande rispetto a quella posseduta dall'osso. Questo perché, innanzitutto, va considerato che un impianto ortopedico presenta dimensioni significativamente inferiori rispetto alla componente ossea: lo stelo femorale protesico presenta infatti generalmente una sezione minore rispetto all'osso; inoltre, mentre l'osso è in grado di rigenerarsi, i materiali impiegati nella protesi non hanno questa capacità e, per questo motivo, devono possedere caratteristiche meccaniche nettamente superiori.

Se la resistenza dell'osso è pari a $R_{osso} = 130 \text{ MPa}$, allora $R_{stelo} > 650 \text{ MPa}$, cioè:

$$R_{stelo} > 5 \cdot R_{osso} \quad (1)$$

Un secondo aspetto da considerare come termine di paragone consiste nella rigidezza flessionale. È possibile paragonare il comportamento a flessione di protesi e osso con quello di una trave di lunghezza L opportunamente vincolata agli estremi e il cui carico distribuito può essere rappresentato in termini di forza concentrata in mezzeria (*Figura 8*). Sia per protesi che per osso femorale è poi possibile calcolare il massimo spostamento dovuto al carico δ_{max} e i momenti di inerzia, rispettivamente per la protesi I_{stelo} e per l'osso I_{osso} [15].



FIGURA 8 - CONFRONTO PROTESI-OSSO NEL CALCOLO DEL MASSIMO SPOSTAMENTO FLESSIONALE

$$\delta_{max} = \frac{F \cdot L^3}{48 \cdot E_{stelo} \cdot I_{stelo}} \quad \delta_{max} = \frac{F \cdot L^3}{48 \cdot E_{osso} \cdot I_{osso}} \quad (2)$$

$$I_{stelo} = \frac{\pi r_{stelo}^4}{4} \quad I_{osso} = \frac{\pi(r_{osso\ esterno}^4 - r_{osso\ interno}^4)}{4} \quad (3)$$

Ponendo uguali tra loro gli spostamenti massimi $\delta_{\max|stelo} = \delta_{\max|osso}$
si ottiene:

$$E_{stelo} = E_{osso} \frac{r_{osso\ esterno}^4 - r_{osso\ interno}^4}{r_{stelo}^4} \quad (4)$$

$$E_{stelo} = 4 - 6 \cdot E_{osso}$$

Questo significa non solo che la rigidezza flessionale dipende sia dal momento di inerzia che dal modulo di Young, ma anche che il modulo elastico del materiale scelto per la protesi deve essere minimo 4-6 volte più alto rispetto a quello dell'osso se si vuole raggiungere la stessa rigidezza flessionale.

Per quanto riguarda invece la tenacità a frattura richiesta per la protesi d'anca, bisogna ricordare che l'osso è soggetto a carichi ciclici, quindi più che di resistenza assoluta conviene parlare di resistenza a fatica [15].

Questa può essere influenzata da diversi fattori:

- Sezione resistente della protesi: un suo aumento porta ad un incremento anche della resistenza a fatica;
- Presa osso/protesi: dove per "presa" si intende dove lo stelo femorale si stabilizza all'interno dell'osso; tale ancoraggio può avvenire nella parte prossimale (vicino alla testa del femore) o distale (più in basso nell'osso femorale); se la stabilizzazione avviene in quest'ultima zona, lontano dall'articolazione, allora il "braccio di leva" è maggiore e quindi le forze esercitate sulla protesi diventano maggiori, riducendone la resistenza a fatica;
- Presenza di difetti interni: l'indebolimento meccanico da essi provocato compromette la vita a fatica della protesi;

- Finitura superficiale: la presenza di un rivestimento osteoconduttore può influenzare la resistenza a fatica del materiale, in maniera vantaggiosa o svantaggiosa; nonostante alcuni trattamenti consentano di proteggere meglio la protesi da fenomeni di usura e corrosione, riducendo così la formazione di microcricche, una loro non efficiente applicazione potrebbe introdurre micro-irregolarità sulla superficie capaci di ridurre la sua vita utile.

TABELLA 1 - PROPRIETÀ MECCANICHE DELL'OSSO E DEI MATERIALI DI REALIZZAZIONE DELLA PROTESI

| | E [GPa] | R/R _s [MPa] | K _{IC} [MPa \sqrt{m}] |
|----------------------------------|---------|------------------------|-----------------------------------|
| Osso corticale | 18 | $R = 130$ | 3-8 |
| Metallo (Lega di titanio) | 113 | $R_s = 780$ | 75 |
| Ceramica | 0.0031 | $R = 500$ | 4 |
| Polimero (PMMA) | 3 | $R = 80$ | 1.5 |
| Polimero (UHMWPE) | 1.2 | $R_s = 24$ | 5 |

1.6 Materiali

La scelta dei materiali da utilizzare per la realizzazione di una protesi d'anca è un aspetto cruciale, dato che essi devono rispondere a requisiti specifici in modo da garantire il successo dell'impianto. Bisogna selezionarli con cura così da offrire un equilibrio tra resistenza meccanica, biocompatibilità e durabilità nel tempo. Grazie ad essi la protesi deve essere capace di sopportare le sollecitazioni quotidiane senza compromettere la salute dei tessuti circostanti. Nel seguente paragrafo, si ha intenzione di analizzare le principali tipologie di materiali utilizzati per la protesi d'anca, esplorando i criteri che guidano la loro selezione e le proprietà e i vantaggi da loro offerti in campo medico.

1.6.1 Leghe metalliche

I materiali metallici sono sempre stati utilizzati in ambito medico, soprattutto in applicazioni che spaziano dalla ortopedia alla odontoiatria, estendendosi anche ad aree come quella cardiovascolare.

Nel campo delle scienze biomaterialistiche, più che utilizzare i metalli nella loro forma pura, si preferisce lavorare con essi sotto forma di leghe.

Le leghe metalliche sono composti in cui ad un elemento metallico di base vengono aggiunti, miscelati, altri elementi lì dove il singolo metallo da solo non riesce a soddisfare le esigenze applicative richieste. In una lega, il metallo originale si vede attribuire delle proprietà fisiche e chimiche che gli consentono di adattarsi a nuove condizioni di utilizzo. Le leghe più comuni usate in ambito biomedico sono quelle basate su ferro (Fe), cobalto (Co) e titanio (Ti).

Gli *acciai* sono leghe di ferro-carbonio ampiamente impiegate nell'ambito medico grazie alla loro elevata resistenza alla corrosione e ad una buona combinazione di resistenza meccanica e duttilità.

Il carbonio, sebbene in bassa percentuale, garantisce un maggiore controllo nella formazione dei carburi, il che conferisce alla lega buone proprietà meccaniche; la presenza di un alto contenuto di cromo (maggiore dell'11%) attribuisce all'acciaio il suo carattere inossidabile, favorendone la passivazione; un altro elemento spesso presente è il molibdeno, anche se in più basse percentuali, il quale, pur garantendo come il cromo una certa resistenza alla corrosione, viene usato con parsimonia a causa del suo costo elevato e della sua tendenza ad indurire la lega.

Gli acciai inossidabili possono essere distinti in diverse categorie a seconda di quale fase solida è presente nella lega, così come può essere mostrato in un diagramma di

fase¹ (*Figura 9*). Gli acciai austenitici contengono una fase solida nota come austenite (γ -Fe), stabilizzata dalla presenza di nichel, ed una percentuale di carbonio inferiore al 2%; quelli ferritici, invece, contengono poco nichel e, raffreddandosi, dissociano la fase austenitica in ferrite e carburi; infine, vi sono gli acciai martensitici i quali contengono una minore quantità di nichel ed una maggiore quantità di carbonio, il che conferisce loro maggiore resistenza al taglio e durezza, abbassando tuttavia la resistenza alla corrosione [16].

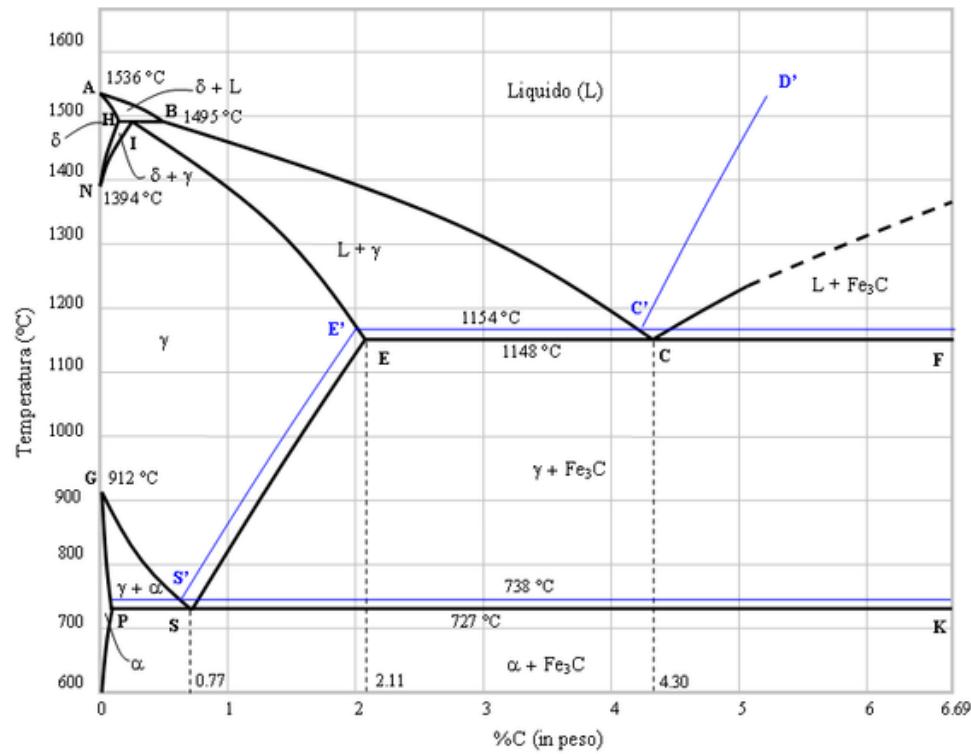


FIGURA 9 - DIAGRAMMA DI FASE DELLA LEGA FERRO-CARBONIO

¹ Un diagramma di fase è uno strumento essenziale per comprendere il comportamento di una lega metallica al variare dei parametri di temperatura e concentrazione dei suoi componenti aggiuntivi. Esso rappresenta le condizioni di equilibrio in cui possono trovarsi le varie fasi del materiale in funzione della temperatura e della percentuale di un elemento di lega diverso dal metallo di base. Il punto in cui tutte le fasi sono in equilibrio tra loro prende il nome di punto eutettico (E).

Dal punto di vista del comportamento meccanico, un abbassamento di temperatura dovuto al trattamento termico detto tempra (quenching²) permette il passaggio da acciaio austenitico a martensitico, quindi da un comportamento più duttile ad uno più fragile. Tuttavia, la martensite corrisponde ad una specifica fase in cui può trovarsi l'acciaio e per ottenerla occorre che esso possieda una composizione chimica adatta. Inoltre, gli acciai martensitici vengono comunque sottoposti a rinvenimento per migliorare le proprietà meccaniche. Gli acciai tradizionali, come l'AISI 316L comunemente impiegato in ambito biomedico, vengono sottoposti generalmente ad un processo di incrudimento³ tale da migliorare le loro proprietà meccaniche. Un grosso vantaggio degli acciai consiste nel loro basso costo di acquisto e lavorazione che li rende una scelta economica per diverse applicazioni mediche.

Poiché il nichel ha dimostrato di avere effetti tossici quando utilizzato in ambito biomedico, è diventato frequente l'utilizzo anche di acciai privi di nichel (percentuale di nichel inferiore allo 0.1% o addirittura allo 0.025%). In essi il nichel viene sostituito prevalentemente dal manganese per la stabilizzazione della fase martensitica. Una loro ulteriore evoluzione è rappresentata dagli acciai ad alto contenuto di azoto, nei quali quest'ultimo conferisce proprietà meccaniche superiori rispetto ad altre tipologie di acciai; inoltre sono caratterizzati da una più elevata resistenza alla

² Trattamento termico che prevede una fase di riscaldamento iniziale cui segue una di rapido raffreddamento. Quest'ultima "congelando" la fase austenitica in una martensitica più rigida e meno duttile porta ad un innalzamento dello sforzo di snervamento, rendendo il materiale più resistente aumentando la sua rigidità. La struttura che ne viene fuori risulta caratterizzata da una maggiore fragilità, la quale può essere un punto debole in applicazioni in cui è richiesta una maggiore duttilità.

³ Fenomeno sfruttato nei processi di lavorazione dei metalli che consiste nell'accumulo di dislocazioni (difetti lineari) a bordo grano, le quali fungono così da barriere per la deformabilità del materiale. In questo modo, mediante tecniche come la deformazione a freddo, si aumentano resistenza e durezza del materiale. Un accumulo eccessivo di dislocazioni, però, può avere un effetto controproducente perché può portare il materiale a diventare così duro da non riuscire più ad assorbire energia senza rompersi.

corrosione in fessura, essenziale quando sono chiamati a lavorare in ambienti biologici chimicamente aggressivi.

Le leghe di cromo-cobalto-molibdeno (Cr/Co/Mo) e le leghe di cromo-cobalto-molibdeno-nichel (Cr/Co/Mo/Ni) hanno come metallo base il cobalto e vengono utilizzate per le loro eccezionali proprietà meccaniche e per la loro resistenza all'usura [17]. Infatti, presentano una elevata resistenza a fatica che permette loro di sopportare cicli di stress ripetuti senza fratturarsi, rendendole adatte alla realizzazione di impianti soggetti a sollecitazioni dinamiche e a movimenti; la loro bassa resistenza all'abrasione le rende però più soggette a fenomeni di usura; inoltre risultano altamente sensibili all'incrudimento in modo da diventare più rigide e meno deformabili, caratteristiche cruciali per quelle applicazioni che non devono cedere sotto stress (*Figura 10*).

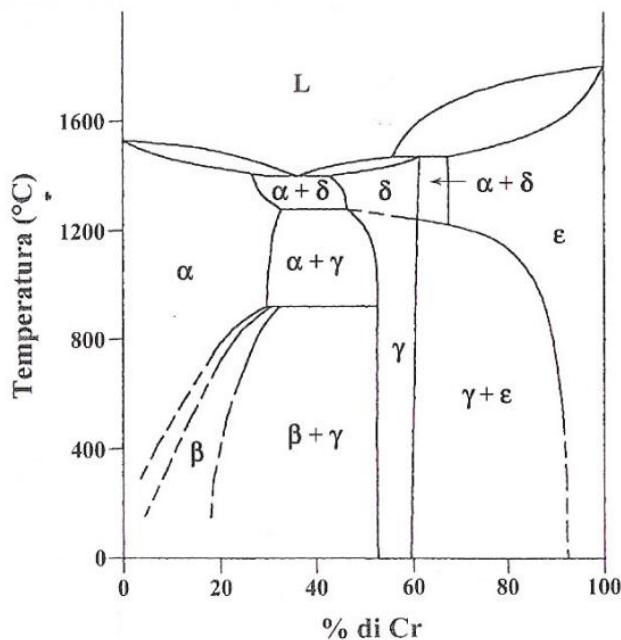


FIGURA 10 -DIAGRAMMA DI STATO DELLA LEGA COBALTO/CROMO

Questi vantaggi le rendono ideali per dispositivi protesici in cui è fondamentale che il materiale non subisca deformazioni permanenti prima della rottura. In quel caso una deformabilità indesiderata potrebbe compromettere la sicurezza dell'impianto.

Sebbene la loro elevata stabilità sotto carico ne giustifica l'impiego in situazioni applicative in cui è richiesta performabilità a lungo termine, presentano comunque delle limitazioni.

Le loro elevate temperature di fusione richiedono infatti processi di produzione sofisticati e costosi, specialmente quando si tratta di componenti di grandi dimensioni. Questo è il motivo per cui per tali leghe si preferiscono processi di lavorazione più avanzati che però riducono i costi di lavorazione senza compromettere il loro grado di performabilità, come l'HIP (Hot Isostatic Pressing)⁴.

Il *titano* è un elemento metallico molto apprezzato in ambito biomedico perché riesce a combinare in maniera unica la sua contraddistinta proprietà di leggerezza con proprietà meccaniche quali resistenza meccanica, resistenza alla corrosione e biocompatibilità.

Tale materiale presenta infatti un elevato rapporto resistenza/peso, il che lo rende circa il 40% più leggero dell'acciaio e il 50% più leggero delle leghe di cobalto.

Le leghe di cobalto, infatti, seppur ottimali nel soddisfare le esigenze meccaniche di progettazione protesica presentano come limiti proprio l'elevata densità e peso, che ne hanno limitato l'uso in alcune applicazioni.

⁴ Tecnica di lavorazione che consente di ottenere microstrutture complesse senza dover raggiungere elevate temperature di fusione; in questo processo la lega viene prima atomizzata in piccolissime particelle e successivamente setacciata in modo da ottenere una granulometria uniforme; le microparticelle vengono poi inserite in una camera di pressatura isostatica a caldo e sottoposte a temperature inferiori a quelle di fusione; si ottiene infine come prodotto finale la microstruttura desiderata e ad un alto grado di omogeneità, riducendo significativamente i costi di produzione.

Il titanio, invece, è diventato una scelta prediletta per la produzione di impianti protesici proprio perché riesce a ridurre il proprio peso complessivo senza compromettere la propria durabilità.

Il titanio, a livello microstrutturale, presenta due forme allotropiche: l' α -Ti con struttura cristallina esagonale compatta (EC) e il β -Ti con struttura cubica a corpo centrale (CCC) (*Figura 11*).

La lega di titanio Ti6Al4V riesce nella modulazione della stabilità⁵ di queste fasi tramite l'aggiunta appunto di elementi come l'alluminio, per stabilizzare la forma α e il vanadio per stabilizzare quella β [18].

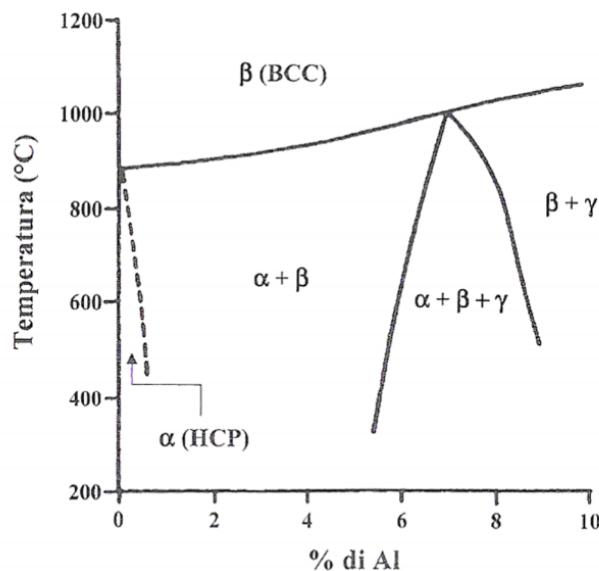


FIGURA 11 - PARTE DEL DIAGRAMMA DI STATO DELLA LEGA Ti-AL-V

⁵ Stabilizzare una lega per mezzo dei suoi componenti significa riuscire grazie ad essi a mantenere o favorire la formazione di specifiche fasi cristalline, le quali determinano poi le proprietà finali del materiale. I componenti aggiuntivi possono cioè rendere una certa fase più favorevole energeticamente rispetto ad altre, stabilizzandola a scapito di queste andando ad intervenire sia in termini di concentrazione che di temperatura.

Tuttavia, preoccupazioni riguardo la tossicità del vanadio hanno portato alla sua sostituzione con elementi maggiormente biocompatibili, come il niobio (Nb). Inoltre, in riferimento specifico alla protesi d'anca, mentre il titanio puro non ostacola i processi osteointegrativi che permettono un interfacciamento migliore dell'impianto con il tessuto osseo biologico, la presenza di alluminio e vanadio potrebbe diminuire invece la sua capacità di osteointegrazione (*Figura 12 - Figura 13*) [19].

| Elemento | Titanio | | | | Leghe di Titanio |
|----------|-----------|-----------|-----------|-----------|------------------|
| | Qualità 1 | Qualità 2 | Qualità 3 | Qualità 4 | Ti6Al4V |
| N | 0.03 | 0.03 | 0.05 | 0.05 | 0.05 |
| C | 0.10 | 0.10 | 0.10 | 0.10 | 0.08 |
| H | 0.015 | 0.015 | 0.015 | 0.015 | 0.0125 |
| Fe | 0.20 | 0.30 | 0.30 | 0.50 | 0.25 |
| O | 0.18 | 0.25 | 0.35 | 0.40 | 0.13 |
| Ti | Resto | | | | |

FIGURA 12 - COMPOSIZIONE CHIMICA DEL TITANIO E DELLA LEGA DI TITANIO

| Prorietà | Titanio | | | | Leghe di Titanio |
|-----------------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|------------------|
| | Qualità 1 | Qualità 2 | Qualità 3 | Qualità 4 | Ti6Al4V |
| Carico a rottura (MPa) | 240 | 345 | 450 | 550 | 860 |
| Carico di snervamento (MPa) | 170 | 275 | 380 | 485 | 795 |
| Allungamento a rottura (%) | 24 | 20 | 18 | 15 | 10 |
| Modulo elastico E (GPa) | 103 | 103 | 103 | 105 | 114 |
| Strizione a rottura (%) | 30 | 30 | 30 | 25 | 25 |

FIGURA 13 - PROPRIETÀ MECCANICHE DEL TITANIO E DELLA SUA LEGA

Un'altra lega del titanio che viene impiegata in applicazioni biomedicali è la lega di titanio-nichel (Ti/Ni), sfruttata per il suo essere una lega a memoria di forma (SME, Memory Shape Effect⁶), quindi ottima per quei dispositivi chiamati ad adattarsi a condizioni variabili nel corpo umano.

Il titanio puro è caratterizzato inoltre da una elevata resistenza alla corrosione grazie alla formazione spontanea di un film di ossido di titanio sulla sua superficie, che funge da strato protettivo estremamente resistente ad attacchi chimici. Questo gli conferisce una eccezionale durabilità in ambienti aggressivi, proprio come quelli biologici. Inoltre, la sua risposta immunitaria è minima, il che lo rende molto biocompatibile.

Tale materiale presenta però anche dei limiti, soprattutto in termini di resistenza al taglio, il che è da ricondursi alla reticolazione esagonale compatta della sua microstruttura. Questo potrebbe comprometterne l'applicabilità in applicazioni soggette ad elevate sollecitazioni di attrito, però l'utilizzo di rivestimenti ceramici per le superfici esposte al taglio consente di mitigare questo problema aumentando la sua resistenza all'usura.

È necessario anche sottolineare come le leghe di titanio, nonostante le loro eccellenti qualità, risultino difficili da lavorare. Il processo di tornitura⁷, ad esempio, presenta difficoltà (riscontrabili anche per gli acciai inossidabili) che rendono ostico lavorare con dei suoi semilavorati. Questo comporta costi di produzione più elevati e necessità di adottare tecniche di fabbricazione più avanzate rispetto a quelle tradizionali.

⁶ Questi materiali sono chiamati così perché, dopo aver subito una deformazione, sono in grado di ritornare alla loro forma originale ('memorizzata' appunto) quando vengono soggetti ad un opportuno stimolo di memoria, che può essere di vario tipo (termico, di sforzo, deformativo...)

⁷ Processo di lavorazione industriale che consiste nella asportazione di truciolo. Per dare al pezzo lavorato la forma desiderata, una volta che viene fissato su un mandrino posto in rotazione, viene usato un utensile di taglio che agisce su di esso penetrando nel materiale e staccando la parte in eccesso.

1.6.2 Materiali polimerici

Nella realizzazione della protesi d'anca, un ruolo sempre più rilevante sta per essere acquisito dai materiali polimerici. Tradizionalmente, i suoi componenti sono stati prodotti in metallo, impiegando ad esempio leghe di cromo-cobalto e titanio, grazie alle loro eccellenti proprietà meccaniche e di durabilità.

Tuttavia, l'adozione crescente dei materiali polimerici è motivata da una serie di vantaggi che questi offrono rispetto ai metalli, specialmente in termini di biocompatibilità e performabilità. I polimeri sono infatti caratterizzati da una elevata versatilità strutturale che, di conseguenza, porta anche ad una efficiente versatilità funzionale.

La capacità di essere facilmente ingegnerizzati a seconda delle esigenze applicative e di poter essere sottoposti ad una processabilità secondaria ne giustifica l'utilizzo nella realizzazione dei materiali di fissaggio e dei componenti che devono interagire direttamente con le superfici ossee. Infatti possono essere facilmente adattati con precisione alle specifiche di design, facilitando la produzione di componenti aventi geometrie complesse e migliorando così il comfort e la funzionalità della protesi. Rispetto ad altri materiali, come i metalli appunto, presentano una maggiore facilità di fabbricazione, il che consente un abbattimento dei costi e dei tempi, nonché dell'impatto ambientale. Seppur questi numerosi vantaggi non sono esenti del tutto da problematiche di vario tipo., comunque presentano proprietà meccaniche inferiori rispetto ai metalli, quindi non potrebbero sostituirsi ad essi, specialmente in quelle applicazioni in cui è richiesta elevata resistenza meccanica. Inoltre sono soggetti a bassa durabilità a causa dei processi di degradazione nel tempo, che possono ridurre i tempi di utilizzo della protesi e richiedono interventi di revisione.

Il *polietilene (PE)*, tradizionalmente impiegato nella realizzazione delle superfici di contatto della protesi, viene sempre più utilizzato per rivestire l'inserto acetabolare e per fungere da cuscinetto tra la testa del femore e il cotile. Appartenente alla famiglia delle poliolefine, viene ottenuto per poliaddizione, quindi può disporre di un elevato grado di cristallinità che gli conferisce ottime proprietà meccaniche.

Le poliolefine sono dotate di una elevata resistenza chimica, ma possiedono una flessibilità che dipende dalla loro densità e struttura molecolare. Si parla di LDPE (Low-Density Polyethylene) o di HDPE (High-Density Polyethylene) a seconda del minore o maggiore peso molecolare posseduto dal polimero. Il valore del peso molecolare è importante da conoscere proprio perché esso, dipendendo dalla complessità monomerica delle catene polimeriche, risulta strettamente legato alle proprietà meccaniche possedute dal polimero. Il PE può infatti essere caratterizzato da fenomeni di usura, portando alla formazione e al rilascio di particelle e detriti che potrebbero portare all'insorgenza di fenomeni infiammatori.

In ambito protesico e in particolare quello relativo alla protesi d'anca, il polietilene viene utilizzato per realizzare la coppa acetabolare; la sua biodegradazione risulta però altamente indesiderata dato che, se il polietilene si degrada, le sue proprietà meccaniche si alterano, aumentando il rischio di fallimento della protesi.

Inizialmente è stato osservato un alto tasso di fallimento la cui causa era da ricondursi principalmente all'attrito. In seguito si è scoperto che un'altra causa critica potesse essere la produzione di particelle di polietilene durante la vita di esercizio della protesi. Queste particelle, se non vengono riconosciute dall'organismo, sono in grado di innescare una risposta immunitaria dovuta a corpo riconosciuto come estraneo.

Da questa risposta potrebbe derivare una infiammazione cronica e, a seguire, un rimodellamento osseo, fino al fallimento della protesi.

Per tentare di risolvere questo problema, è stato impiegato il polietilene ad altissimo peso molecolare (UHMWPE, Ultra High Molecular Weight Polyethylene), caratterizzato da una catena polimerica molto lunga ed un'elevata massa molecolare. Quando viene trattato con processi di irradiazione vede migliorata la sua resistenza alla degradazione e ottiene una resistenza all'usura superiore rispetto al PE tradizionale.

I *poliacrilati*, ottenuti generalmente per polimerizzazione radicalica, sono noti per essere amorfi, da cui deriva la loro trasparenza, e per la loro stabilità e resistenza agli agenti chimici. Vengono impiegati in campo medico anche nella realizzazione di protesi dentali e maxillo-facciali. Il polimetilmacrilato è un poliacrilato che agisce come resina termoindurente utilizzato principalmente come cemento osseo nella protesi d'anca per l'ancoraggio della protesi all'osso, garantendo una fissazione stabile e duratura. Il cemento osseo a base di PMMA viene preparato mescolando il PMMA in polvere con un liquido monomerico, dando così inizio alla polimerizzazione. Il PMMA è apprezzato per la sua capacità di poter essere manipolato facilmente durante la fase di polimerizzazione, permettendo ai chirurghi di adattarlo *in situ*, nel momento e nel luogo dell'intervento, personalizzandolo rispetto alla anatomia del paziente. Possono essere aggiunti anche degli additivi per migliorare la sua viscosità e il suo tempo di indurimento, e a volte può contenere agenti antibatterici per ridurre il rischio di infezioni post-operatorie. Inoltre può anche essere reso radiopaco, il che significa che può essere visualizzato con i raggi X facilitandone il monitoraggio a seguito dell'intervento.

1.6.3 Materiali ceramici

Anche i materiali ceramici trovano largo impiego in applicazioni biomedicali, dai dispositivi di stimolazione quali sensori ed attuatori fino agli impianti dentali e alle protesi ortopediche, tra cui proprio la protesi d'anca. Essi si offrono come valida alternativa ai materiali metallici e polimerici grazie alle loro eccellenti proprietà meccaniche e di biocompatibilità. Vengono impiegati specialmente nelle superfici di contatto e nei componenti soggetti a elevati carichi ed usura, come la testina femorale o l'inserto acetabolare.

Da un punto di vista meccanico, sono noti per la loro durezza eccezionale, la quale riduce il rischio di erosione e quindi minimizza gli effetti negativi che da essa derivano come il rilascio di particelle di usura e l'osteolisi. Un loro impiego in campo biomedicale è giustificato anche dalla loro biocompatibilità, cioè dal loro essere ben tollerati dai tessuti biologici, e quindi dalla loro bassa reattività, che diminuisce il rischio di reazioni avverse ed infiammazioni. Riescono inoltre a mantenere la propria stabilità chimica e termica sotto diversi range ambientali, inclusi fluidi biologici e temperature corporee.

Presentano comunque diversi svantaggi: nonostante la durezza, infatti, possono avere un comportamento fragile, che li rende suscettibili a fratture sotto carichi elevati o impatti bruschi. Inoltre, la produzione dei materiali ceramici può richiedere costi elevati a causa della loro non facile lavorabilità, soprattutto quando occorre ottenere forme lisce e precise. Sebbene i materiali ceramici più utilizzati per questa specifica applicazione siano allumina e zirconia, spesso si preferisce usare dei composti organici (ZTA/ATZ) ottenuti dalla loro combinazione, in modo da superare i limiti di ciascun materiale.

L'*Allumina* (Al_2O_3) è da considerarsi una ceramica bioinerte di ossido di alluminio che viene ampiamente usata nella protesi d'anca per la sua durezza e resistenza all'usura. La reticolazione cristallina corindonica che la caratterizza le conferisce elevata rigidezza e durezza superficiale mentre il suo essere chimicamente inerte le permette di evitare fenomeni di corrosione o di rilascio di particelle tossiche.

Disponendo di una eccellente biocompatibilità, è anche nota per la sua alta resistenza alla deformazione e alla rottura; poiché però la sua fragilità può essere un limite, si preferisce utilizzarla in combinazione con altri materiali.

La *Zirconia* (ZrO_2) esiste in diverse forme cristalline, ma la sua forma pura non risulta stabile a temperatura ambiente. Quando si trova nella sua forma stabilizzata (ad esempio, ittria) viene utilizzata perché dispone di caratteristiche migliorate rispetto all'allumina.

Nelle applicazioni protesiche, viene stabilizzata nella forma tetragonale per mezzo di dopanti, il che ne migliora la tenacità.

Oltre ad essere caratterizzata da durezza, è conosciuta per la sua elevata resistenza a frattura e alla compressione. La sua stabilità termica le consente di mantenere la propria struttura cristallina in un ampio intervallo di temperature. Uno dei suoi limiti principali consiste nella tendenza a degradarsi in ambienti umidi (come quello corporeo), a causa della trasformazione dalla fase tetragonale a quella monoclinica, con conseguente deterioramento nel tempo delle proprietà meccaniche.

1.7 Design e componenti

Mentre l'articolazione dell'anca è composta naturalmente da due componenti che sono la testa femorale e l'acetabolo (ovvero l'incavo osseo che la accoglie), durante la THA vengono introdotte quattro parti principali per formare la protesi (*Figura 14*) [20].



FIGURA 14 - COMPONENTI PRINCIPALI DI UNA PROTESI D'ANCA

Acetabolo (o Metal Back):

È la porzione emisferica, a forma di coppa, che costituisce la parte superiore della protesi e che va ad incastonarsi nella cavità cotiloidea; in realtà può assumere varie forme, dato che può essere anche un componente emisferico puro o ad appiattimento polare, anche se ultimamente si sta cercando di realizzarlo su misura del paziente; solitamente è realizzata in titanio puro o leghe di titanio, oppure in tantalio; più comunemente definita come “metal back” costituisce la superficie convessa che si va ad integrare direttamente con l’osso naturale.

Inserto Acetabolare:

Insieme all’acetabolo costituisce la coppa acetabolare, di cui però costituisce l’inserto, quindi la porzione che va alloggiata all’interno del metal back e che rappresenta la superficie di contatto su cui scorre la testina femorale.

Per la sua realizzazione sono necessari materiali dotati di elevata resistenza meccanica ma in grado al contempo di abbassare l'attrito. Usando *materiale ceramico*, avente alta resistenza meccanica, si riesce anche ad ottimizzare l'attrito ma esso risulta altamente fragile. Più recentemente si è deciso allora di utilizzare il *polietilene UHMWPE*, avente buona elasticità e durata.

Negli ultimi anni agli inserti in PE viene addizionata vitamina E, un potente antiossidante, poiché si è notato come non soltanto lo sfregamento meccanico ma anche lo stress chimico ossidativo sia causa del consumo dell'inserto.

Testina femorale:

È il componente che viene posizionato sullo stelo e che è chiamato ad articolarsi con l'inserto acetabolare. La sua funzione è quella di mimare la testa femorale naturale. Può essere realizzato sia in metallo che in ceramica, la quale deve essere però estremamente resistente e liscia (per prevenire fenomeni di usura). La sua dimensione va scelta in pianificazione pre-operatoria sulla base della cupola con cui va ad interagire e quindi in funzione della coppia di frizione che si vuole realizzare. Ad oggi, si può scegliere tra quattro coppie di frizione in particolare: polietilene-metallo, polietilene-ceramica, ceramica-ceramica, metallo-metallo. Oltre al diametro è opportuno sceglierne anche la lunghezza, così che il chirurgo possa regolare a livello millimetrico la lunghezza che deve poi avere l'arto ad intervento finito.

Stelo femorale:

Lo stelo rappresenta la porzione che va ad inserirsi all'interno del canale femorale e al quale deve ancorarsi in maniera stabile. In base alla specifica conformazione del paziente è possibile scegliere tra diversi tipi di stelo, i quali variano in forma e dimensione. Viene realizzato in metallo anche se vengono preferite generalmente le leghe: tra queste la lega di elezione risulta quella di titanio, più leggera rispetto a quelle di cromo-cobalto, seppur queste siano più resistenti.

La forma dello stelo, in base all'adattamento alla geometria del femore, può essere principalmente di due tipi: si parla di stelo retto se questo presenta una geometria più semplice e dritta, il che lo rende più versatile ma meno specifico per l'anatomia naturale, e permette il bloccaggio per mezzo della sua forma a cuneo; si parla invece di stelo anatomico quando esso riesce a seguire meglio la curvatura del femore, consentendo una distribuzione più uniforme dei carichi ed un adattamento personalizzato, soprattutto se i femori presentano conformazioni particolari.

1.8 Protesi cementate e non cementate

In una protesi d'anca un aspetto fondamentale che permette di garantire una stabilità sia immediata che a lungo termine dell'impianto è il fissaggio.

Il fissaggio è necessario non solo per mantenere la protesi in posizione, ma permette anche una opportuna integrazione della protesi con l'osso circostante, facendo sì che il trasferimento dei carichi tra corpo e protesi avvenga in maniera quanto più simile a quella naturale.

Il suo compito deve dunque essere quello di ripristinare e mantenere l'equilibrio biomeccanico dell'arto, in modo da migliorare la funzionalità articolare e prevenire anche eventuali danni al tessuto osseo.

Senza un adeguato fissaggio la protesi potrebbe subire dei micromovimenti o allentarsi il che, nel migliore dei casi, causa solo instabilità e dolore al paziente, mentre, nel peggiore, porta inevitabilmente al fallimento protesico e quindi alla necessità di un intervento di revisione.

Esistono due differenti approcci che riflettono due differenti visioni della chirurgia protesica. La differenza tra i due consiste non solo nel modo in cui la protesi si integra con l'osso ma anche in base al tipo di paziente verso cui sono indirizzati.

In base all'approccio adottato è possibile classificare le protesi d'anca in due modi:

- Protesi cementate: il fissaggio dello stelo protesico alle pareti del canale femorale avviene per mezzo di un cemento osseo che si interpone tra la protesi e l'osso garantendo stabilità immediata;
- Protesi non cementate: lo stelo protesico riesce ad interfacciarsi con l'osso naturale realizzando una osteointegrazione diretta che permette a questo di crescere sulla superficie porosa della protesi.

La scelta tra una tipologia o l'altra è determinata da diversi fattori clinici, tra cui la qualità dell'osso, l'età del paziente e la valutazione medica del chirurgo [21].

Nei pazienti più anziani, di solito soggetti ad osteoporosi, l'osso appare più fragile e meno denso, il che rende difficile ottenere una stabilizzazione della protesi sfruttando il processo di osteointegrazione; per essi, la priorità consiste in un recupero funzionale che risulti rapido; in questi casi, allora, il cemento osseo appare preferibile perché, colmando gli spazi vuoti, fornisce fissaggio immediato e stabile. Tali protesi cementate le si preferisce realizzare in cromo-cobalto per quanto riguarda lo stelo e in polietilene per le coppe acetabolari.

Nei pazienti giovani, invece, risulta preferibile l'utilizzo di protesi non cementate, per lo più costituite di titanio poroso o rivestito di idrossiapatite. Esse costituiscono una soluzione che, nonostante richieda più tempo per ottenere una stabilità definitiva, risulta alla fine più duratura. L'obiettivo per questa tipologia di pazienti è proprio quello di aumentare di gran lunga la durata della protesi minimizzando il rischio di revisioni multiple nel corso della vita. In essi, la presenza di ossa più sane e robuste, aventi un potenziale osteointegrativo più fisiologico e duraturo, riduce il rischio di fallimento a lungo termine proprio perché l'interazione con le superfici porose della protesi risulta favorita (*Figura 15 - Figura 16*).

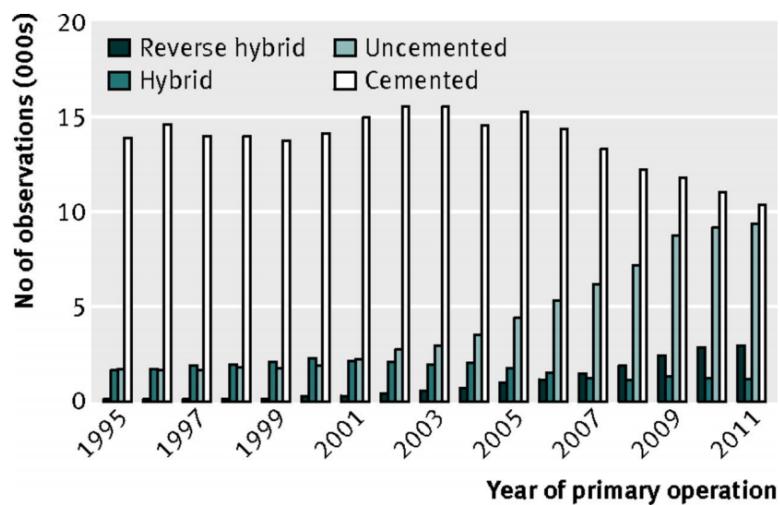


FIGURA 15 - NUMERO ANNUALE DI PROTESI TOTALI DELL'ANCA PER TIPO DI FISSAZIONE IN PAZIENTI DI ETÀ PARI O SUPERIORE A 55 ANNI (ARTHROPLASTY REGISTER ASSOCIATION DATABASE)

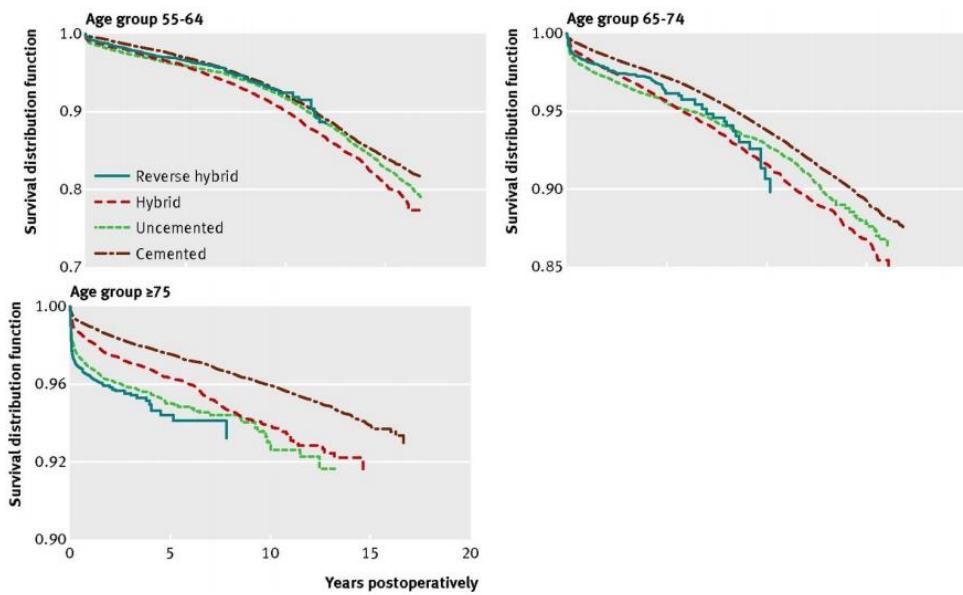


FIGURA 16 - CURVE DI SOPRAVVIVENZA PER LE PROTESI TOTALI D'ANCA PER TIPO DI FISSAZIONE E GRUPPI DI ETÀ

Ovviamente la scelta finale (*Figura 17*) è deputata sempre alla valutazione medica svolta dal chirurgo, il quale tiene conto non soltanto delle caratteristiche cliniche del paziente, ma anche della sua esperienza e delle condizioni chirurgiche in cui si trova a lavorare. L'importante è che la soluzione scelta, ottenuta da un bilancio dei vantaggi apportati da entrambe le tecniche di fissaggio, possa offrire la soluzione migliore nel lungo periodo per il paziente [22].

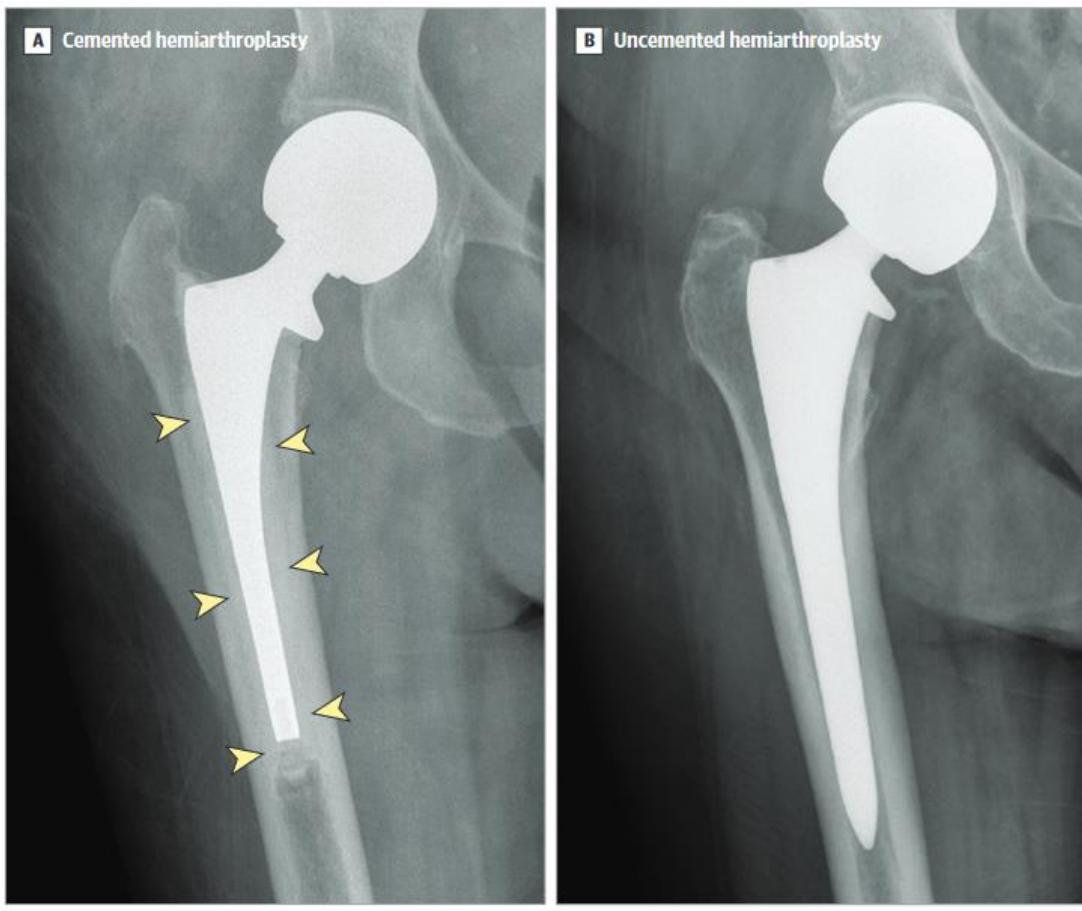


FIGURA 17 - EMIARTROPLASTICA: PROTESI CEMENTATA (A) E PROTESI NON CEMENTATA (B)

1.8.1 Protesi cementate

Questa tipologia di fissaggio è meno recente rispetto a quella che non fa utilizzo del cemento osseo dato che inizialmente si era alquanto carenti riguardo i concetti di osteointegrazione.

Per ottenere il cemento osseo viene utilizzato generalmente un riempitivo acrilico termoindurente che funge da collante. Esso non solo si comporta da riempitivo, quindi evita che rimangano tra osso e protesi degli spazi vuoti capaci di causarne il fallimento, ma permette anche una distribuzione uniforme degli sforzi. Il cemento, infatti, è solito presentare un modulo elastico (circa 3 GPa) più basso rispetto a quello dei metalli della protesi e dell'osso, il che permette di assorbire i carichi di compressione provenienti dalla protesi e di restituirli all'osso a suo diretto contatto riducendo picchi di sollecitazione localizzati.

L'utilizzo del cemento può essere visto come una sorta di escamotage capace di simulare una idea di continuità. Ovviamente, seppur risolutivo, il cemento presenta come svantaggio il dover affrontare necessariamente problemi di interfaccia: esso richiede una gestione più complessa dei contatti dovendo gestire sia l'interfaccia protesi-cemento che quella cemento-osso.

Per questa tipologia di protesi, la complessità viene incontrata non tanto nel processo di inserimento della protesi nel femore ma quanto nel processo di preparazione e colata del cemento.

Tale procedura prevede diverse fasi: innanzitutto occorre preparare la sede ossea in cui verrà versato il cemento andando a pulire le superfici mediante getti d'acqua a pressione ed eliminando mediante fresatura eventuali residui ossei; segue poi la fase di preparazione del cemento che consiste in una miscelazione di materiali che può avvenire in modalità annuale, per centrifugazione o sottovuoto; infine avviene

l'inserimento del cemento vero e proprio anche qui manualmente oppure per mezzo di siringhe in pressione.

Come già accennato in precedenza, i materiali poliacrilici si prestano benissimo ad essere utilizzati per la realizzazione del cemento osseo.

Si immagini di voler inserire il cemento; affinché esso possa essere colato è necessario un materiale che inizialmente si trovi allo stato liquido non polimerizzato e che a seguito della polimerizzazione sia in grado di solidificarsi. Il PMMA, ad esempio, presenta le qualità termo-chimiche adatte per prestarsi ad un tale processo proprio grazie al suo essere un polimero termoindurente: l'aumento di temperatura provocato dal processo di polimerizzazione induce una variazione graduale della sua viscosità, la quale aumentando, porta il polimero ad indurirsi sempre di più. Il polimero cioè per poter essere modellato deve disporre inizialmente di adeguate proprietà plastiche.

Ovviamente la miscelazione con il solvente monomerico che dà il via alla polimerizzazione richiede il rispetto di dinamiche temporali precise; questo è il motivo per cui si è soliti considerare dei tempi caratteristici (*Figura 18*) da dover rispettare [23]:

- *dough time (tempo di impasto)*: intervallo di tempo concesso per la miscelazione della componente solido (PMMA) / liquida (MMA);
- *working time (tempo di lavorazione)*: intervallo di tempo di cui può usufruire il chirurgo durante l'impianto durante il quale il polimero mostra ancora doti di lavorabilità che ne consentono l'adattabilità anatomica;
- *setting time (tempo di polimerizzazione globale)*: tempo oltre il quale la forma del polimero non può più essere modificata a causa del raggiungimento di un grado di indurimento troppo elevato.

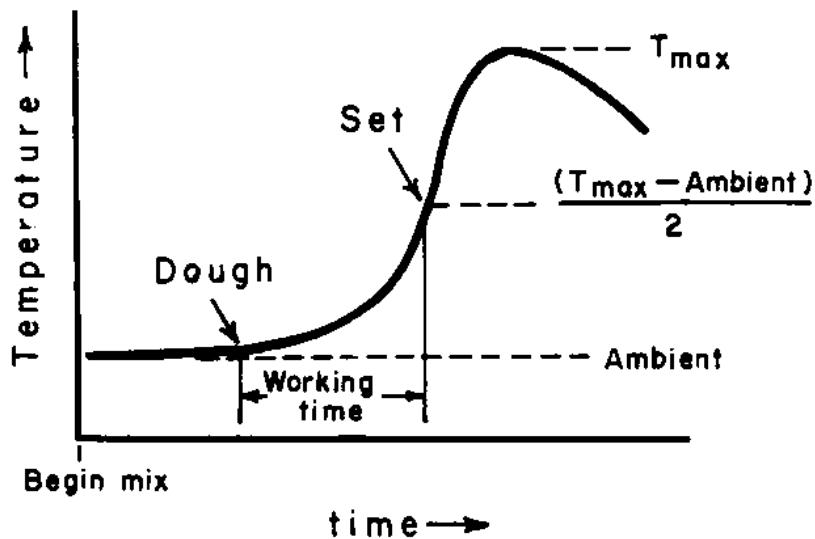


FIGURA 18 - INTERVALLI TEMPORALI DA RISPETTARE DURANTE LA COLATA DEL CEMENTO IN PROTESI D'ANCA CEMENTATE

Il cemento presenta dunque una composizione variegata, eterogenea:

- *componente solida*: polimetilmelacrilato (PMMA) o al suo posto copolimeri contenenti stirene, insieme a catalizzatori ed additivi;
- *componente liquida*: metilmelacrilato (MMA) o al suo posto metilacrilato (MA) o butilmelacrilato (n-butylMA), insieme ad inibitori (idrochinone) ed attivatori (DMPT) di polimerizzazione;

Quando si parla di componente liquida e componente solida , nel primo caso si intende un polimero ancora non polimerizzato mentre il contrario per il secondo caso. La scelta di utilizzare miscele solido/liquido è da ricondursi al processo stesso di polimerizzazione. Quest'ultima prevede la rottura dei doppi legami covalenti mediante l'azione dei catalizzatori e la formazione di lunghe catene costituite da legami covalenti semplici.

Bisogna ricordare però tre importanti aspetti della polimerizzazione:

- *processo esotermico*: la reazione di polimerizzazione, affinché possa risultare spontanea, richiede rilascio di calore; è la formazione di legami a richiedere chimicamente un rilascio di energia (in questo caso di tipo termico);
- *rilascio di monomeri residui*: nonostante le reazioni di poliaddizione, rispetto a quelle di policondensazione, non prevedano la comparsa di prodotti di reazione come l'acqua, non risultano comunque esenti dall'eventuale presenza di monomeri non reagiti. All'aumentare della viscosità del polimero in formazione diminuisce infatti il coefficiente di diffusione dei monomeri in soluzione (*legge di Stock-Einstein*).
- *Riduzione del volume*: ad un aumento della densità del polimero in formazione, consegue una diminuzione del suo volume specifico.

L'utilizzo di una componente solido/liquida si rivela uno stratagemma appropriato per superare le limitazioni dovute al processo di polimerizzazione dato che determina una riduzione del calore sviluppato durante il processo, del monomero rilasciato e del ritiro volumetrico.

Le altissime temperature dovute alla polimerizzazione possono risultare un grande problema per i tessuti biologici: il superamento dei 35 °C può già causare una denaturazione proteica mentre il raggiungimento dei 100 °C potrebbe portare ad una necrotizzazione ossea.

Il rilascio di monomeri non reagiti può risultare un altro problema perché risulta potenzialmente tossico per le cellule ossee. Tali monomeri, altamente reattivi, non solo possono favorire fenomeni di infiammazione e citotossicità ma sono capaci di offrire un'azione plasticizzante che comporta una riduzione delle qualità meccaniche del cemento.

Un ritiro volumetrico troppo eccessivo è in grado invece di ridurre troppo le dimensioni dello stelo rispetto alla componente ossea; questo potrebbe alterare il meccanismo di adattamento anatomico con un risvolto funzionale negativo, cioè una scarsa distribuzione ottimale dei carichi.

Dal punto di vista meccanico, nelle protesi cementate oltre che sul cemento si può lavorare anche sullo stelo in modo da ridurre le problematiche relative alle doppie interfacce di contatto.

Lo stelo va progettato in modo tale da garantire un riempimento adeguato del canale diafisiario anche da parte del cemento, permettendo una maggiore penetrazione del cemento nelle zone di interfaccia grazie ad una minimizzazione degli sforzi in zona prossimale.

Inoltre superficialmente lo stelo può essere lavorato in modo da favorire il trasferimento di sforzi a compressione e non a taglio (per aumentare la penetrazione del cemento) e ridurre i fenomeni di consumo, cioè di usura.

1.8.2 Protesi non cementate

Tale tipologia di protesi prevede un meccanismo di fissaggio e stabilizzazione della protesi che non fa uso di cemento osseo ma che fa affidamento sull'interazione biologica tra osso ed impianto.

L'obiettivo delle protesi d'anca non cementate è quello di favorire un processo di osteointegrazione intervenendo sulla superficie dello stelo femorale, cioè rivestendola di composti osteoconduttori (come l'idrossiapatite, HA o fosfati di calcio, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{OH}_2$, aventi una composizione simile a quella dell'osso minerale).

Tali coating osteocondutivi, seppur funzionali, presentano comunque dei possibili svantaggi. Un loro eventuale distacco superficiale innesca l'attivazione di processi infiammatori che portano ad una maggiore proliferazione di cellule immunitarie (come i macrofagi) capaci di favorire processi di osteolisi periprotesica. Inoltre, tali depositi osteocondutivi generano potenzialmente fenomeni di corrosione relativi al substrato metallico qualora venisse favorito il rilascio di ioni metallici; da ciò potrebbe derivare una infiammazione locale capace di generare infezioni anche a livello sistemico.

Sono diversi però i trattamenti superficiali che possono essere adottati per aumentare il potenziale osteointegrativo della superficie metallica dello stelo, assicurando una più efficace integrazione e stabilità a lungo termine.

Essi prevedono di aumentare la rugosità superficiale in modo da creare delle macroporosità in cui favorire la crescita delle trabecole ossee.

Si è visto come mentre gli sforzi di compressione producono sforzi di taglio tra gli strati metallici posti uno sull'altro, quelli di trazione spingono le macroporosità a disporsi su più strati aiutando l'impianto ad aderire all'osso.

Questi ultimi però sono presenti in maggiore quantità in vicinanza della coppa acetabolare più che in prossimità dello stelo.

Questo ha allora spinto alla ricerca di diverse tecniche di trattamento della superficie dello stelo, ciascuna con specifiche caratteristiche ed applicazioni, con l'obiettivo di massimizzare l'osteointegrazione di questo componente.

Nonostante il vantaggio osteointegrativo che offrono potrebbero portare comunque alcune limitazioni come un decadimento della *fracture toughness* e una maggiore difficoltà di estrazione della protesi in caso di interventi di revisione.

Ad esempio, l'applicazione di *microsfere metalliche* superficiali ha permesso di creare una struttura tridimensionale irregolare capace di massimizzare la superficie di contatto e fornire microspazi in cui le cellule ossee possano ancorarsi e proliferare.

Anche l'adozione di *filamenti metallici* può risultare una valida alternativa soprattutto perché essi sono in grado di creare una trama tridimensionale intrecciata ottenuta per diffusione di ioni metallici (*"diffusion bonding"*), limitando anche gli effetti negativi sulla resistenza a fatica.

La tecnica di *titanio plasma spray* permette, attraverso una spruzzatura a plasma, di applicare uno strato poroso di titanio sulla superficie dello stelo che risulta altamente biocompatibile e la resistenza della protesi, aumentando la durabilità dell'impianto. Nonostante ciò, viene ridotta la purezza superficiale ed aumenta il rischio di effetti collaterali dovuti alla granulazione, soprattutto a basse temperature.

Un altro metodo che può essere utilizzato per l'aumento della rugosità superficiale è il processo di *sabbiatura* che consiste nello sparare superficialmente ad alta velocità delle particelle abrasive che creano una finitura ruvida che favorisce l'adesione ossea.

Infine, si potrebbe agire anche chimicamente sulla superficie mediante *attacco chimico* e quindi andando a creare delle microirregolarità superficiali attraverso delle reazioni chimiche controllate.

Per cercare di superare gli svantaggi di ciascuna tecnica è possibile anche combinarle tra di loro in modo da sfruttare i vantaggi da esse posseduti garantendo un ancoraggio ancora più sicuro.

Inoltre, per le protesi non cementate una attenzione particolare va riservata al design dello stelo femorale in modo che già grazie ad esso si riesca a garantire efficacia nel fissaggio e maggiore integrazione meccano-biologica con l'osso.

La sua ingegnerizzazione richiede però il soddisfacimento di requisiti stringenti per permettere la stabilizzazione dell'impianto e risulta quindi alquanto complessa.

Per minimizzare ad esempio il fenomeno dello *stress shielding*, a causa del quale la presenza dell'impianto impedisce che l'osso sia sottoposto al suo carico naturale, si cerca di adattare quanto più possibile lo stelo alla naturale anatomia femorale. Questo significa conferirgli delle curvature specifiche che gli permettano di seguire il profilo del canale osseo.

Esistono steli a doppia curvatura, ad esempio, che non solo migliorano la stabilità rotazionale ma riducono anche l'eccessiva concentrazione di stress nella zona distale della protesi.

Focalizzando l'attenzione sulla forma che può essere assunta dallo stelo, la quale possiede un impatto diretto sulla distribuzione dei carichi, diverse sono le tipologie presenti in commercio [24] [25]:

- *Stelo conico*: grazie alla maggiore stabilità che è capace di offrire nella parte metafisiaria e prossimale, dove la qualità ossea risulta generalmente migliore, si garantisce un contatto graduale con l'osso in maniera tale da ridurre la trasmissione dei carichi nella zona distale.
- *Stelo cilindrico*: pur offrendo una distribuzione più uniforme lungo tutto lo stelo, la maggiore rigidità rispetto allo stelo conico aumenta il rischio di *stress shielding* nella zona prossimale.

Molto spesso è comune trovare steli femorali aventi anche un design trapezoidale nella zona trasversale, capace di aumentare la stabilità rotazionale e di ridurre così il rischio di micromovimenti. Esso permette infatti di prevenire rotazioni indesiderate dello stelo all'interno del canale femorale perché possiede maggiore spessore sia nella parte anteriore che in quella posteriore. Lo stesso effetto si è soliti trovarlo in steli caratterizzati da una certa *asimmetria longitudinale*; quindi, aventi un profilo asimmetrico lungo la loro lunghezza.

Un accessorio che di solito compare in alcuni steli femorali è il collare prossimale, anche detto "spalla". Esso costituisce una zona sporgente dello stelo che va ad appoggiarsi sull'osso corticale del femore e che permette di influenzare in maniera controllata la distribuzione dei carichi.

Gli steli con spalla riducono la concentrazione degli stress nella parte distale, distribuendo i carichi anche a livello del collo femorale, il che risulta vantaggioso per quei pazienti aventi ossa forti nella zona corticale prossimale.

Quelli senza spalla, invece, evitando il contatto rigido nella zona prossimale, concentrano il carico nella zona metafisiaria riuscendo a ridurre il carico prossimale in ossa compromesse.

Per quanto riguarda la lunghezza dello stelo, vengono realizzati anche steli detti "*short stem*", cioè a lunghezza ridotta. Questi steli corti sono adatti ai pazienti più giovani, nei quali si vuole minimizzare l'invasività dell'intervento e quindi ridurre il trauma chirurgico. Questo perché, pur presentando il vantaggio di riuscire a preservare più osso, soprattutto prossimalmente al femore, richiedono un osso di buona qualità per assicurare il fissaggio. Ci sono poi alcuni steli femorali caratterizzati lungo tutta la loro lunghezza da un profilo rastremato (*tapered*) capace di minimizzare l'invasività e migliorare la stabilità, riducendo il rischio di fratture peri-protesiche durante l'inserimento della protesi.

Anche la capacità di conferire allo stelo una sua modularità può risultare vantaggioso nel personalizzarne il design in base alle esigenze anatomiche del paziente. In base a questo approccio, diventa possibile regolare in maniera separata lunghezza e angolazione del collo femorale, come anche combinare tra loro diverse metodologie di fissaggio.

Esistono poi diverse modalità di fissaggio per le protesi non cementate, tra queste:

- *Fissaggio biologico*: metodo che si basa sulla sola crescita ossea diretta grazie all'uso di rivestimenti come idrossiapatite o superfici porose; ovviamente richiede più tempo rispetto agli altri approcci per raggiungere la piena stabilità ma offre una soluzione più duratura;
- *Fissaggio a "cementazione inversa" o ibrida*: il fissaggio cementato viene utilizzato solo per alcune componenti (come la coppa acetabolare), riservando gli altri approcci allo stelo; il termine "inversa" si riferisce al fatto che in precedenza il cemento veniva usato solo per lo stelo;
- *Fissaggio press-fit*: sfrutta un accoppiamento per attrito per garantire stabilità immediata, il che implica come l'inserimento dello stelo avvenga con una leggera compressione; costituisce il metodo di fissaggio più comune;
- *Fissaggio scratch-fit*: la stabilità viene garantita tramite un interfacciamento ruvido o texturizzato;
- *Fissaggio a spalla*: grazie all'ancoraggio aggiuntivo offerto dalla spalla della protesi, si riduce il rischio di micromovimenti prossimali distribuendo i carichi sull'osso corticale;

Oltre alla geometria anche l'aspetto strutturale gioca un ruolo cruciale per gestire fissaggio ed osteointegrazione. La porosità dello stelo, ad esempio, permette una crescita ossea all'interno dello stelo e la variazione in termini di dimensione e profondità dei pori permette di modulare a proprio favore l'interazione tra osso ed impianto. Generalmente pori dell'ordine delle centinaia di micrometri si rivelano ottimali per favorire la penetrazione delle cellule ossee.

Se poi tale superficie viene anche rivestita con idrossiapatite la bioattività superficiale risulta migliorata e il processo osteointegrativo accelerato.

Anche l'adozione di superfici trabecolari a reticolo, seguendo un approccio del tutto biomimetico in riferimento alla struttura ossea spugnosa, garantisce una adesione più profonda e duratura. Le tecnologie additive di stampa 3D consentono oltretutto di realizzare reticolati metallici che forniscono ulteriori punti di ancoraggio all'osso e che promuovono anche la vascolarizzazione.

Recentemente stanno prendendo piede strutture a gradienti, cioè tali da differenziare a seconda delle varie parti dello stelo un diverso grado di porosità e di densità del materiale: mentre nella parte prossimale si tende a favorire la porosità per favorire la crescita ossea, in quella distale si tende a diminuirla per rendere la struttura più rigida e stabile. Un aspetto interessante è proprio la rigidità dello stelo protesico, che può essere opportunamente controllata mediante l'adozione di materiali capaci di modulare l'elasticità dello stelo, riducendo il fenomeno dello *stress shielding*.

Un corretto posizionamento dello stelo viene assicurato anche da un efficiente preparazione del canale femorale. Si parla di *broaching* quando la creazione di superficie rugosa interessa prevalentemente il canale metafisiario, mirando a preparare la parte prossimale del femore. La tecnica del *reaming* invece permette di modellare il canale diafisiario, facilitando l'introduzione dello stelo per mezzo della rimozione di una parte del tessuto osseo corticale, senza compromettere la robustezza della struttura ossea rimanente.

Le protesi d'anca non cementate possono essere classificate sulla base di diverse caratteristiche riguardanti lo stelo, tra cui la dimensione, la forma geometrica, la finitura superficiale. In particolare, una tale classificazione (*Figura 19*) permette di distinguere tra diverse tipologie prendendo come parametro di giudizio l'aumento progressivo della superficie di fissaggio e della stabilità dell'impianto [26].

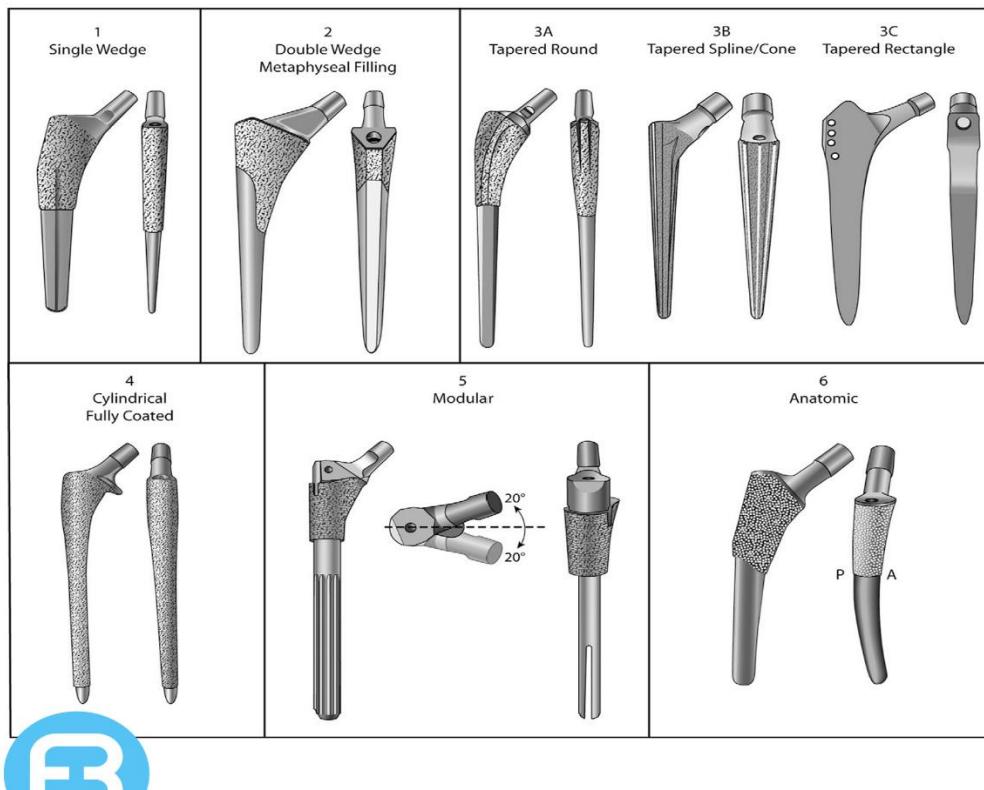


FIGURA 19 - TIPI 1-6 DI STEM FEMORALI

**TABELLA 2 - TABELLA SCHEMATICA DELLE DIVERSE CARATTERISTICHE ED INDICAZIONI
RELATIVE AI TIPI DI STELO FEMORALE**

| TIPO DI PROTESI | CARATTERISTICHE | DESIGN DELLO STELO | STABILITÀ E FISSAZIONE | PREPARAZIONE E INSERIMENTO | INDICAZIONI |
|-----------------|--|---|--|---|---|
| Tipo 1 | Singolo cuneo, interazione principalmente mediale-laterale | Stelo liscio e sottile, rastremato verso il basso | Stabilità iniziale garantita dalla geometria cuneiforme, fissazione mediale-laterale o a tre punti | Broaching del tratto metafisiario, nessun reaming del canale diafisario | Adatto per pazienti con buona qualità ossea nella regione metafisiaria |
| Tipo 2 | Doppio cuneo, riempie completamente il canale metafisiario | Stelo più largo, rastremato o arrotondato nella parte distale | Stabilità superiore grazie alla larghezza antero-posteriore, intagli e scanalature per migliorare l'ancoraggio e ridurre lo stress shielding | Broaching e reaming del canale diafisario per una fissazione primaria più sicura | Indicata per pazienti con necessità di fissazione robusta e osso corticale che richiede un contatto ampio |
| Tipo 3 | Rastremato in entrambi i piani, stabilizzazione attraverso la giunzione metafisiaria-diafisiaria | Stelo rastremato con forme e rugosità variabili | Stabilità garantita dalla transizione graduale delle forze e dalla fissazione a tre punti nei sottogruppi | Suddivisa in Sottogruppo A (conico con rugosità prossimale), Sottogruppo B (conico con scanalature), Sottogruppo C (rettangolare con superficie sabbiata) | Adatto per esigenze specifiche di stabilità a lungo termine e distribuzione uniforme delle forze |
| Tipo 4 | Contatto continuo e uniforme con il canale diafisario | Superficie microporosa e collare prossimale per una fissazione estesa | Stabilità a lungo termine garantita dalla microporosità e dal collare, riduzione dello stress shielding | Preparazione con "scratch-fit" per un inserimento stretto e preciso | Indicata per pazienti con necessità di stabilità eccezionale e fissazione estesa lungo l'intero femore |
| Tipo 5 | Design modulare, preparazione e personalizzazione indipendenti | Possibilità di scegliere combinazioni di fissaggi prossimali e distali | Adattamento versatile per una vasta gamma di morfologie femorali, fissazione ottimale sia prossimale che distale | Preparazione separata delle parti metafisiaria e diafisiaria, ideale per interventi complessi e personalizzati | Riservata a interventi di revisione o casi complessi con anomalie morfologiche significative |
| Tipo 6 | Stelo ricurvo che segue l'anatomia del femore | Stelo largo nella zona prossimale, inarca posteriormente nella metafisi e anteriormente nella diafisi | Stabilità garantita dal riempimento completo del tratto metafisiario, riduzione dei micromovimenti | Modellamento accurato del canale femorale per conformarsi alla curvatura dello stelo | Ideale per pazienti con anomalie femorali che richiedono un impianto che segua la curvatura naturale del femore |

1.9 Nuove ricerche e sviluppi futuri

Seppure la protesi d'anca abbia raggiunto oggi un grado di maturazione così elevato da renderla, forse, tra le protesi esistenti, quella più ingegnerizzata ed usata commercialmente, il suo campo di ricerca è sempre in rapido sviluppo.

Il panorama protesico deve affrontare sfide tecnologiche e cliniche tali da rendere necessario ricercare soluzioni sempre più sofisticate. In generale, sia l'aumento dell'aspettativa di vita che dell'invecchiamento globale della popolazione aumentano la crescente richiesta di impianti protesici spingendo la ricerca medica a realizzare dispositivi dotati sempre più di una migliore durabilità e biocompatibilità [27] [28].

Oggi gli sforzi degli scienziati si stanno concentrando su diversi aspetti, dai miglioramenti nelle scienze biomaterialistiche finanche ad innovazioni del design strutturale. Anche l'apporto che recentemente viene dato dall'ingegneria dei tessuti garantisce nuovi spunti per ottimizzare l'integrazione tra protesi ed osso naturale, intervenendo quindi su un piano più biologico. Tali sviluppi mirano sia a rendere gli impianti protesici più adattabili e resistenti ma anche ad ottimizzare le consuete tecniche chirurgiche, in modo da ridurre tempi operatori e recupero post-operatorio per il paziente [29] [30] [31].

Dal punto di vista dell'approccio chirurgico, nuove ricerche stanno dimostrando quali siano le tecniche più funzionali ad un veloce e corretto recupero della mobilità articolare. Recenti studi hanno evidenziato come l'approccio anterolaterale sia maggiormente in grado di accelerare il recupero muscolare proprio perché riduce il danno ai tessuti molli e risparmia i muscoli durante l'intervento. La riduzione del rischio di dislocazioni (principale complicazione dell'artroplastica) mediante l'adozione di cupole a doppia mobilità (DMC) è un altro esempio di questo tipo.

L'impiego di questi impianti ha permesso di ridurre il rischio di instabilità articolare soprattutto nei pazienti più anziani grazie all'utilizzo di una doppia articolazione: solo nell'1.5% dei casi è stata osservata la comparsa di dislocazioni una volta che l'uso del DMC è aumentato dal 16% al 78%.

Infine, la creazione di algoritmi decisionali adattati al contesto clinico come l'EKIT-Algorithm ha permesso, mediante un sistema di linee guida, di trovare maggiori conferme sia nella diagnosi di coxo-artrosi sia nel fallimento di terapie non chirurgiche. Ciò ha consentito un miglioramento dei risultati clinici ed una riduzione dei tassi di interventi di revisione.

Anche dal punto di vista dei materiali, la ricerca si sta spostando sempre più verso l'impiego e la realizzazione di nuove leghe metalliche.

Le leghe di titanio e cromo-cobalto sono già capaci di combinare proprietà di biocompatibilità con qualità chimico-fisiche in termini di resistenza meccanica e rilascio controllato di ioni. Stanno però prendendo piede leghe sempre più innovative, come quelle a base di magnesio, interessanti per il loro potenziale biodegradativo capace di ridurre il rischio di complicazioni a lungo termine. Nuove ricerche prevedono anche la creazione di nuove leghe dotate di super-elasticità oppure a memoria di forma, come quelle di titanio-zirconio, particolarmente appetibili per i pazienti giovani laddove si ricercano migliori resistenza a fatica e ad usura.

Per quanto riguarda il design strutturale, invece, lo sguardo è rivolto all'ottimizzazione della rigidezza strutturale (*Figura 20*). Stanno prendendo piede tecniche di manifattura additiva , come la stampa 3D, capaci di realizzare forme e geometrie complesse, aventi anche come risvolto funzionale una riduzione del fenomeno dello *stress shielding* [32]. Il sempre più diffuso utilizzo di strutture porose (*Figura 21*) o di griglie locali migliora il processo osteointegrativo e quindi l'integrazione della protesi con il tessuto osseo circostante [33].

Recentemente è stato avanzato anche un approccio che prevede per lo stelo femorale della protesi un profilo ad "U" capace di migliorare la stabilità strutturale, in particolare prevenendo la mobilizzazione rotatoria dell'impianto.

Questo vuole dimostrare come la ricerca scientifica sia sempre in continua evoluzione e come il continuo miglioramento di materiali, tecniche chirurgiche e scelte progettuali di design possano portare a risultati clinici sempre migliori per i pazienti.



FIGURA 20 - ADATTAMENTO DELLA GEOMETRIA PER LA RIDUZIONE DELLA RIGIDITÀ

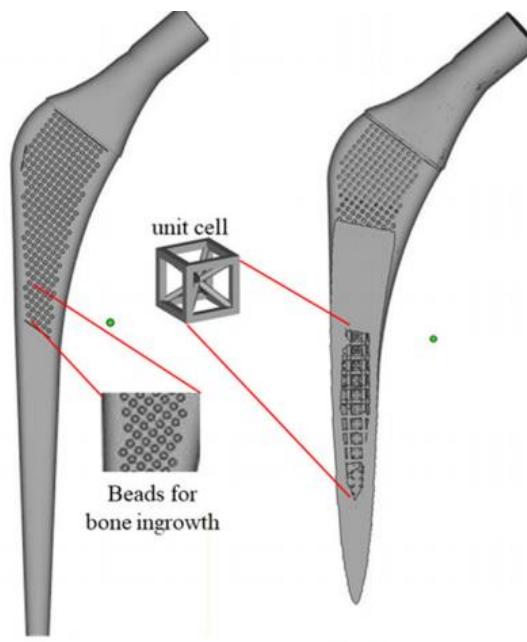


FIGURA 21 - STELI POROSI STAMPATI IN 3D CON PERLE ESTERNE CON LA TECNICA DMLS

CAPITOLO II: ADDITIVE MANUFACTURING

2.1 Introduzione

Già da molti anni la diffusione di prodotti commerciali fabbricati tramite tecnologie additive si sta espandendo sempre più nel settore industriale manifatturiero globale. È ormai previsto, però, che tale tecnologia sarà in grado di rivoluzionare tale ambito fornendo diversi benefici alla società, tra cui la personalizzazione sanitaria, la sostenibilità ambientale e la produzione on-demand [34].

Iniziando il suo sviluppo negli anni '90 del Novecento, nel corso del tempo è riuscita grazie al perfezionamento delle tecniche e dei materiali a consolidarsi come una tecnologie emergente tra le più promettenti. Il primo sistema di Additive Manufacturing (AM) commerciale (Stereolitografia, SLA), introdotto negli anni '80 da Charles Hull, è stato lanciato da 3D Systems nel 1987. Esso ha poi aperto la strada a sviluppi innovativi come il Selective Laser Sintering (SLS) e la Fused Deposition Modeling (FDM) [35] .

In quel periodo i primi settori capaci di riconoscerne il potenziale per la produzione di componenti complessi furono quello dell'automotive e l'aerospaziale: nel primo, per ridurre i tempi di sviluppo di nuovi prototipi mentre nell'altro per produrre componenti metallici ad alte prestazioni, quindi resistenti ma anche leggeri, che migliorassero l'efficienza del trasporto aereo. Fin dai primi anni '90, anche il campo della medicina ha sfruttato l'AM, soprattutto per la personalizzazione delle protesi, ovvero per la produzione di soluzioni su misura.

Negli anni 2000, l'evoluzione tecnologica e la combinazione di materiali avanzati hanno portato ad una estensione della sua applicazione soprattutto in quei campi in cui si richiedono alta precisione e resistenza dei materiali.

Ad esempio, il salto tecnologico con l'introduzione della fusione di polveri metalliche (Laser Powder Bed Fusion, LPBF) ha permesso la produzione di componenti metallici complessi con un alto grado di precisione.

Soltanto nel 2009, con il riconoscimento ufficiale del termine "Additive Manufacturing" da parte dell'ASTM, è stato possibile concludere diverse procedure di brevettazione e confermare il suo livello di maturazione in termini di tecnologia industriale. Prima dei brevetti, l'accesso a questo tipo di tecnologia è rimasto limitato a grandi aziende e laboratori di ricerca, soprattutto a causa dell'elevato costo delle stampanti 3D. Poi, con il suo ingresso nel mercato, molte aziende concorrenti hanno prodotto stampanti a più basso costo, garantendo una maggiore diffusione dell'AM anche per piccoli imprenditori ed istituti di ricerca. In seguito, l'aumento della domanda ha portato allo sviluppo di software 3D accessibili come Google Draft e applicazioni come Autodesk 123D Catch, i quali hanno contribuito ulteriormente a diffondere tale tecnologia.

Negli anni più recenti, questo processo di democratizzazione si è enfatizzato ulteriormente portando alla nascita di numerose start up e facilitando l'accessibilità dell'AM a medie e piccole imprese (*Figura 22*). Ovviamente, rispetto ai processi di fabbricazione convenzionali che realizzano prodotti sia in numero che con velocità molto elevati, l'AM rimane una tecnologia specializzata. Essa viene ancora adoperata su richiesta, in maniera dedicata, limitandosi alla produzione personalizzata e alla prototipazione, il che non la rende ancora uno strumento industriale utilizzato in grossa scala per la produzione di massa [36].

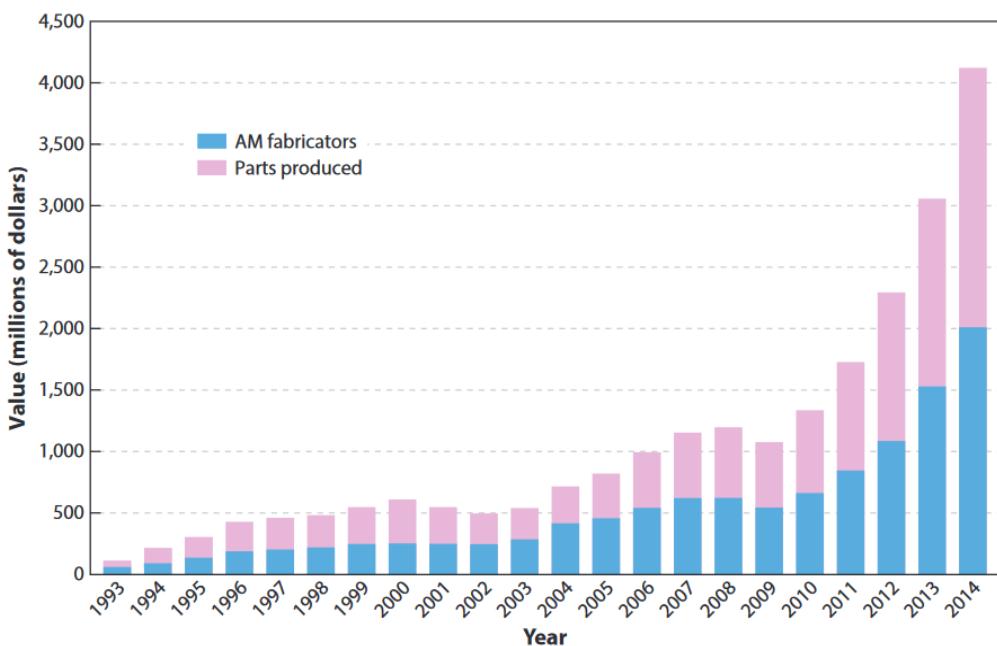


FIGURA 22 - CRESCITA DELL'AM A LIVELLO MONDIALE DAL 1993 AL 2014 IN TERMINI DI VALORE DEI FABBRICANTI AM (BARRE INFERIORI) E DEI PEZZI PRODOTTI (BARRE SUPERIORI)

2.2 Tecniche principali di AM

L'Additive Manufacturing è una tecnologia produttiva avanzata che sta espandendo i confini della produzione industriale verso nuove prospettive progettuali.

Essa trova applicazione in diversi settori, dalla produzione industriale ed automobilistica fino al campo dell'aeronautica e della difesa, nonché dell'educazione e della ricerca. Lo standard congiunto ISO/ASTM definisce la produzione additiva come il "processo di unione di materiali per la realizzazione di parti a partire da dati di modelli 3D, di solito strato su strato, in contrapposizione alle metodologie di produzione sottrattiva e di produzione formativa"⁸ [37].

⁸ D.L. Bourell, *Perspectives on Additive Manufacturing*, Annual Review of Materials Research, Department of Mechanical Engineering, The University of Texas, Austin, Texas, 2016. 46:1–18

Questo significa che l'AM si distingue dalle tradizionali tecnologie di lavorazione, come la tornitura⁹ o la fresatura¹⁰, le quali lavorano per asportazione di materiale e sono quindi dette sottrattive. L'AM, invece, seguendo un approccio incrementale alla produzione e sulla base delle indicazioni del software di progettazione assistita al computer (CAD), consiste nella realizzazione di componenti 3D andando a depositare materiale sul substrato, impilando strato su strato.

Il fatto di dover partire proprio dal design del prodotto ha attribuito al processo di AM l'appellativo di “design driven manufacturing”: l'unica informazione richiesta per la realizzazione del componente è da ricercarsi nel suo modello digitale 3D.

Inizialmente è nata come una tecnologia avente un obiettivo prettamente progettuale ed è stata impiegata nell'ambito del “rapid prototyping”, quindi con lo scopo di ottimizzare il design dei componenti. Solo successivamente i prodotti AM hanno fatto il loro ingresso in commercio sotto forma di veri e propri “end-use products”. Il suo recente sviluppo è da ricondursi al suo essere una tecnologia capace di combinare l'elaborazione dei materiali alla progettazione computer assistita, il che le permette di proporsi come valida alternativa ai tradizionali metodi di lavorazione sottrattiva.

⁹ Processo di lavorazione meccanica in cui è l'utensile di taglio, detto tornio, che asporta il materiale a rimanere fisso, mentre il pezzo di materiale viene fatto ruotare. Indicato quando è necessario realizzare geometrie cilindriche o coniche ad elevata precisione (Tecnomec, s.r.l. Che differenza c'è tra tornitura e fresatura? , 2023, <https://www.tecnomecvignate.it/2023/09/25/che-differenza-ce-tra-tornitura-e-fresatura/>).

¹⁰ Processo di lavorazione meccanica sfruttato soprattutto nell'industria aerospaziale ed automobilistica per la realizzazione di componenti aventi intagli intricati. Consiste nella asportazione di materiale da un pezzo fermo mediante l'utilizzo di una fresa rotante, avente taglienti disposti sul suo perimetro (Officine Meccaniche s.r.l., *Stampi di vulcanizzazione; Tornitura e fresatura di precisione, Tornitura e fresatura: quali differenze?* , 2016, <https://www.scofficinemecaniche.it/tornitura-di-precisione/tornitura-e-fresatura-quali-differenze/>).

Molto spesso i termini “Stampa 3D” e “Additive Manufacturing” vengono usati in maniera interscambiabile seppure la presenza di una differenza semantica, anche se sottile, necessiti di un chiarimento. Mentre il primo è da ricondursi alla stampante 3D e si riferisce al particolare processo di stampaggio a deposizione fusa, il termine AM estende il suo significato ad uno qualsiasi dei processi in grado di creare nuove parti mediante deposizione progressiva di strati di materiale. In altre parole, la stampa 3D è soltanto uno dei vari modi in cui può avvenire la fabbricazione additiva: mentre la stampa 3D di riferisce alla operazione effettiva che viene compiuta, con AM ci si riferisce all'intero processo produttivo.

Il suo impiego nei settori automobilistico ed aerospaziale fino al medicale è giustificato dai diversi vantaggi offerti da tale tecnologia:

- *Maggiori libertà di progettazione e concettualizzazione*: essa presenta la capacità di creare geometrie di forme complesse difficile da ottenere con i metodi tradizionali;
- *Customizzazione dei prodotti in base alle esigenze*: grazie al carattere flessibile del processo additivo, viene offerta una maggiore personalizzazione dei prodotti con la facilità di poterli adattare alle specifiche esigenze applicative.
- *Semplicità del processo produttivo*: la semplificazione della catena di produzione non richiede il necessario utilizzo di attrezzature specifiche ma il possesso del solo modello digitale;
- *Ridotto tempo di commercializzazione*: il tempo di sviluppo dei prodotti è minore rispetto alle tecniche tradizionali, le quali richiedono forgiatura, fresatura e lunghi tempi di consegna; con l'AM il passaggio dalla fase di progettazione a quella di produzione avviene invece con maggiore facilità; questo aspetto è particolarmente utile per la prototipazione rapida e velocizza la messa sul mercato dei prodotti.

- *Riduzione degli sprechi*: il dover disporre solo del materiale necessario per creare l'oggetto riduce al minimo l'uso di risorse inutili e ha un impatto positivo sia a livello economico che ambientale.

Nonostante la nuova possibilità di produzione di parti e componenti offerta dall'AM, essa è comunque caratterizzata da alcuni svantaggi e dalla presenza di rischi addizionali per le sue applicazioni:

- *Limitazione della sua riproducibilità performativa*: la caratterizzazione specifica verso un particolare destinatario del prodotto rende difficile un suo riutilizzo per ulteriori pazienti, il che può risultare svantaggioso quando occorre lavorare con sistemi “*safety critical*” o componenti soggetti a carichi;
- *Tipologia di approccio di apprendimento*: il processo di produzione si basa ancora su un approccio del tipo “*trial and error*”, quindi ancora legato ad un tipo di sperimentazione adattiva che ne limita lo sviluppo a livello industriale;
- *Sfide irrisolte*: lo studio per trovare soluzioni alle sfide e ai problemi della progettazione a fatica sono ancora agli esordi.

È possibile distinguere diverse tecniche di produzione relative all'AM, le quali variano in termini di precisione, performabilità meccanica e materiali di utilizzo.

Nel 2015 è stato istituito un regolamento standard, relativo al documento *Standard ISO/ASTM 52900*, in cui è stato possibile categorizzare le tecnologie di AM [38].

Per quanto concerne le tipologie di materiale, le più utilizzate sono i materiali polimerici, sia termoplastici che termoindurenti, e i metalli. Mentre polimeri si presentano di solito come resine, polveri o filamenti, i metalli vengono usati generalmente come materiali in polvere. Altri materiali utilizzati, ma più di rado, possono essere i materiali compositi a fibra lunga o filamenti con polveri di ceramica.

I processi di AM possono essere collocati in due categorie principali proprio in base al materiale utilizzato, se polimeri o metalli. Per i primi le tecniche più usate sono la sinterizzazione laser selettiva (SLS), la stereolitografia (SLA) e l'estruzione di materiale, più nota come *Fused Deposition Modeling* (FDM). Quando si ha a che fare con i metalli, si preferisce invece fare uso della fusione a letto di polvere (L-PBF) e della fusione a fascio di elettroni (EBM). È necessario andare ad indagarle singolarmente, almeno quelle principali, in modo da evidenziare le caratteristiche peculiari che contraddistinguono tali tecniche.

2.2.1 Sinterizzazione laser selettiva (SLS)

La sinterizzazione laser selettiva (*Figura 23*) è una tecnologia a letto di polvere che utilizza un raggio laser per sinterizzare particelle di polvere polimerica termoplastica fino a trasformarle in una struttura solida tridimensionale.

Dopo una prima sinterizzazione, a seguito dell'abbassamento del tavolo di costruzione, viene ridistribuito un nuovo strato di polvere fresca da sinterizzare; il processo si ripete fino al completamento del componente. Il non dover disporre di strutture di supporto dedicate è garantito dagli strati di polvere non fusa che sostengono gli strati in corso di stampa; a sua volta, ciò offre anche la possibilità di realizzare geometrie complesse ricche di dettagli interni.

Al processo di stampa segue un leggero raffreddamento della camera di stampa. Infine, dopo la rimozione della parte dalla camera di stampa e il processo di pulitura dalla polvere in eccesso, tale parte viene opportunamente post-elaborata tramite sabbiatura o lucidatura.

Questa tecnica assicura bassi costi per componente, nonché elevata produttività.

Viene particolarmente utilizzata per fabbricare strumenti chirurgici, plantari ed impianti personalizzati, come ortesi personalizzate per le grandi produzioni. Infatti, è stato sviluppato in poliammide un sistema di guida in grado di ottimizzare il posizionamento dei frammenti ossei durante un'osteotomia zigomatica.

Grazie a tale tecnica vengono creati scaffold porosi realizzati con ceramiche ossidiche e composti PEEK, il che ne dimostra una larga diffusione anche nell'ambito della bioingegneria tissutale [39] [40].

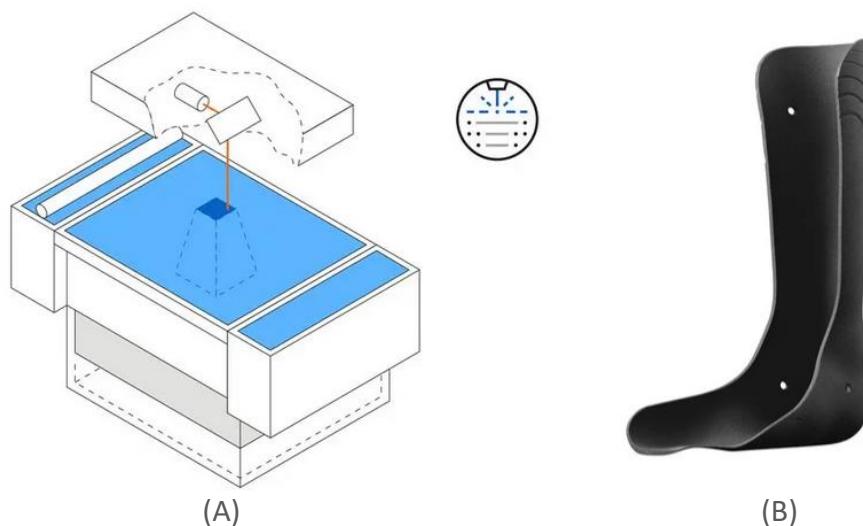


FIGURA 23 - SINTERIZZAZIONE LASER SELETTIVA (SLS) :
(A) SISTEMA DI STAMPAGGIO SLS ; (B) DISPOSITIVO ORTOPEDICO REALIZZATO MEDIANTE SLS

2.2.2 Stereolitografia (SLA)

La stereolitografia (SLA, *Figura 24*) è un processo di AM che ha prima avuto il suo debutto nel 1981 grazie al ricercatore giapponese Kodama, presentandosi come sistema funzionale di prototipazione rapida mediante fotopolimeri, e poi è entrata in commercio qualche anno dopo per mezzo del perfezionamento indotto da C. W. Hull fondando la 3D Systems [39].

Tale tecnica si basa sulla attivazione fotochimica dei polimeri: soluzioni monomeriche sotto forma di resine liquide contenenti fotoiniziatori reagiscono, polimerizzando, quando entrano in contatto con la luce UV. Il processo prevede che venga interposta una opportuna maschera tra il campione e la sorgente. In questo modo la luce proveniente dal laser UV viene filtrata colpendo selettivamente soltanto le zone da polimerizzare, mentre lascia non polimerizzate le altre.

Anche questo processo si sviluppa strato per strato, abbassando di volta in volta la piattaforma di costruzione nella vasca contenente la resina.

Quando il modello viene completato, viene rimosso dalla piattaforma e sottoposto ad un ulteriore processo di indurimento mediante raggi UV in modo da poter raggiungere la resistenza desiderata.

Questa tecnica avanzata, seppur costosa, riesce ad ottenere risoluzioni elevate.

Tuttavia, eventuali limitazioni potrebbero esserci a causa della diffrazione provocata dai raggi UV e della profondità di penetrazione: la prima, infatti, potrebbe causare la polimerizzazione anche di aree che non sono di interesse, mentre la seconda limita la possibilità di arrivare a polimerizzare gli strati più sottostanti.

Inoltre, nonostante offra risoluzioni fino ai nanometri, limita il suo utilizzo alle lavorazioni superficiali. Quando vengono richieste invece funzionalizzazioni complesse o strutture 3D profonde è preferibile l'utilizzo di altre tecniche.

Nonostante ciò, è stata osservata una sua diffusione anche in ambito medico soprattutto nella produzione di modelli per la pianificazione preoperatoria o di impianti protesici quali valvole cardiache o protesi craniche. Con le scoperte innovative nel campo dei materiali, la SLA si è estesa anche nel campo bioingegneristico nella realizzazione di scaffold per l'ingegneria tissutale [41].

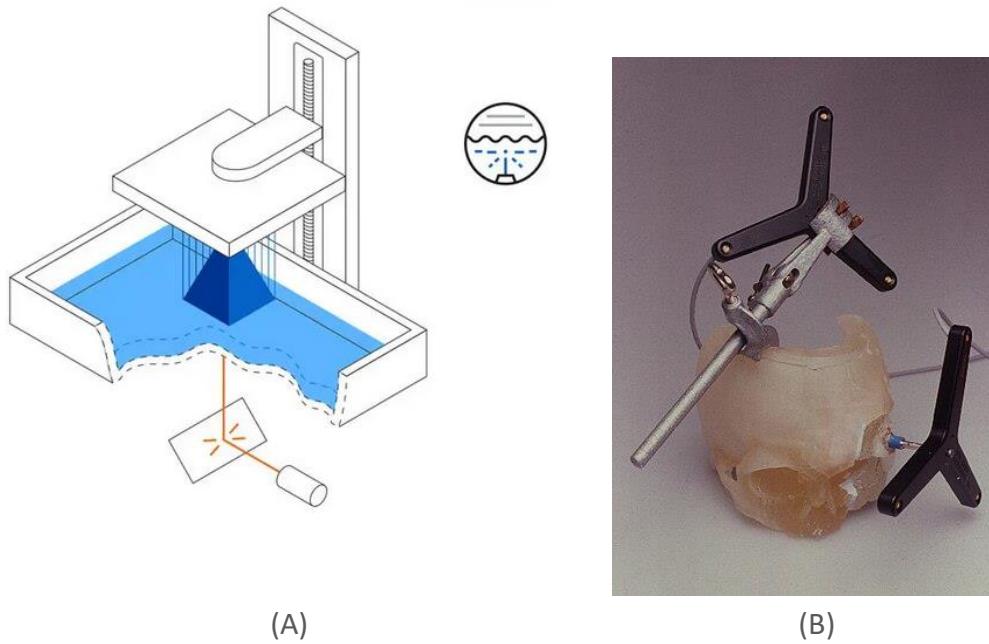


FIGURA 24 - STEREOLITOGRAFIA (SLA):
(A) SISTEMA DI STAMPAGGIO SLA ; (B) MODELLO STEREOLITOGRAFICO DI UN TESCHIO

2.2.3 Fused Deposition Modeling (FDM)

Tale tecnica (*Figura 25*), anche nota come estrusione di materiale, rappresenta un altro importante processo di AM. Sviluppata negli anni '80 da Scott Crump e poi commercializzata da Stratasys. Essa prevede essenzialmente che un filamento polimerico termoplastico venga prima riscaldato e poi estruso su un piano di stampa, costruendo man mano la parte strato dopo strato.

In particolare il filamento viene srotolato da una bobina e poi fornito ad un ugello di estrusione (che funge da testina di stampa), in modo da consentirne una gestione del flusso, sia in direzione orizzontale che verticale. Quando la testina di stampa si muove lungo la piastra di costruzione e deposita il filamento, avviene la fusione del polimero sul layer sottostante, cui segue un suo indurimento indotto da ventole di raffreddamento. Ovviamente lo spessore minimo dello strato dipende in particolare dal materiale che viene utilizzato e dalla dimensione dell'ugello di estrusione. In questo caso i materiali polimerici più comunemente utilizzati per le applicazioni mediche, proprio perché biocompatibili e biodegradabili, sono il PLA e il PMMA [42].

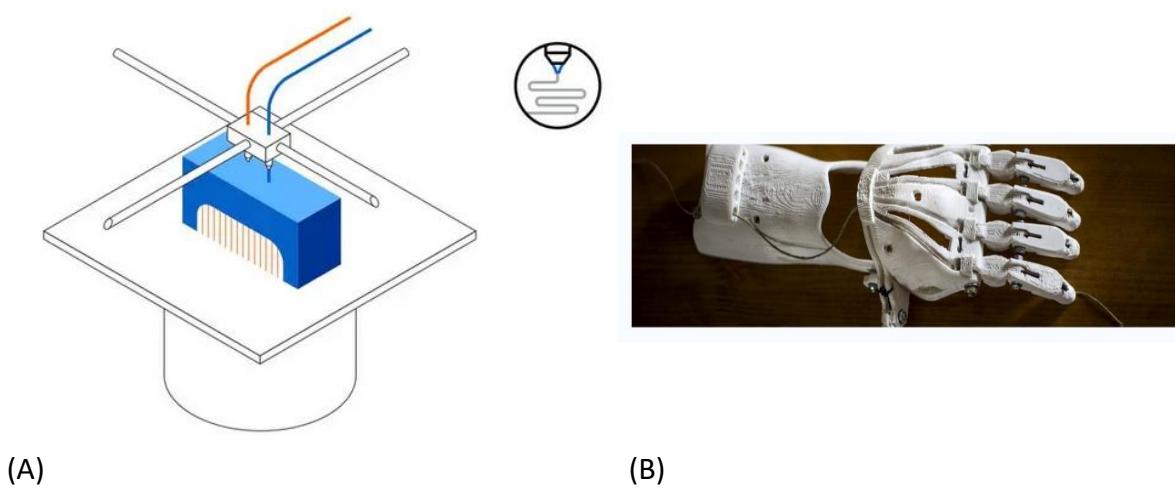


FIGURA 25 - FUSED DEPOSITION MODELING (FDM):

(A) SISTEMA DI STAMPAGGIO FDM ; (B) MANO PROTESICA REALIZZATA IN FDM

2.2.4 Fusione a letto di polvere (PBF)

La tecnologia di fusione a letto di polvere (PBF, *Powder Bed Fusion*) è un processo avanzato di produzione additiva che consiste nella fusione di polveri metalliche o termoplastiche strato per strato sfruttando fonti di calore. È adatto specialmente per realizzare oggetti 3D in metallo, i quali richiedono elevata precisione e qualità strutturale.

Il processo PBF (*Figura 26*) è più generale perché in realtà può essere usato per indicare tecniche differenti, tra cui il Direct Metal Laser Sintering (DMLS), il Selective Laser Melting (SLM), l'Electron Beam Melting (EBM), e il Selective Heat Sintering (SHS). L'aspetto che viene condiviso riguarda la presenza della stessa struttura di base (*Figura 27*): un sottile strato di polvere, avente uno spessore di circa 0.1 mm, viene fatto distribuire lungo una piattaforma per mezzo di un rullo o di una lama; successivamente, viene condotta un'azione di fusione da un laser (L-PBF, *Laser Powder Bed Fusion*) o da un fascio di elettroni, seguendo selettivamente la sezione trasversale del componente 3D da voler realizzare. Il processo viene ripetuto fino alla costruzione completa del modello.

Il processo di post-elaborazione, che quindi segue quello di fusione, prevede innanzitutto la rimozione della rimanente polvere non fusa; inoltre, risulta necessario aumentare la densità del pezzo attraverso tecniche come l'HIP o la sinterizzazione in fase liquida, le quali pur ottimizzando le proprietà meccaniche risultano costose.

Come vantaggi il PBF garantisce l'utilizzabilità di un'ampia varietà di materiali (metalli e plastiche), quindi la versatilità, come anche la precisione e la capacità di realizzare geometrie complesse. Inoltre non necessita di strutture aggiuntive fungendo la polvere stessa già da supporto durante la produzione.

Invece l'elevato consumo energetico, la lentezza di produzione e la dipendenza dalla finitura superficiale per la regolazione della granulometria delle polveri possono sicuramente essere visti come svantaggi limitanti [43] [44].

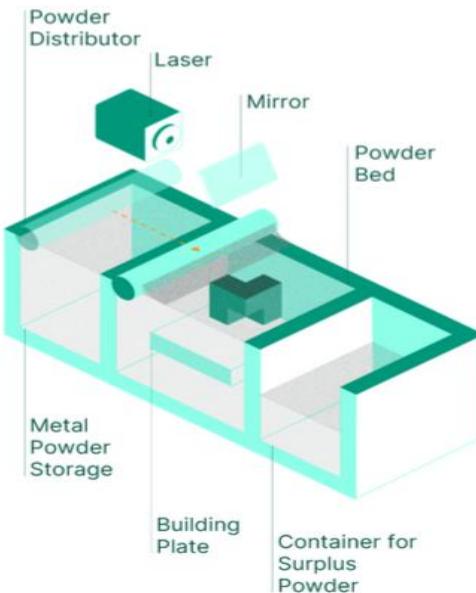


FIGURA 26 - SISTEMA DI FUSIONE A LETTO DI POLVERE (PBF)

Le principali caratteristiche delle varie tecniche di PBF possono essere così spiegate:

- *Direct Metal Laser Sintering (DMLS)*: effettua una sinterizzazione strato su strato delle polveri servendosi dell'energia laser; seppur risulta simile allo SLS differisce da esso perché viene applicato ai metalli e non ai polimeri;
- *Selective Laser Melting (SLM)*: non effettua una sinterizzazione ma una vera e propria fusione rispetto al DMLS, ottenendo componenti aventi maggiore densità e maggiori proprietà meccaniche; lo svantaggio è che però è richiesto l'utilizzo di gas inerti e comporta minore efficienza e costi energetici elevati.

- *Electron Beam Melting (EBM)*: la fusione delle polveri metalliche avviene sotto vuoto sfruttando un fascio di elettroni, permettendo di evitare maggiormente eventuali deviazioni del fascio (*Figura 28*); tale tecnica riesce a combinare l'hardware di saldatura con la base operativa di un microscopio elettronico. Pur presentando un minore stress residuo, presenta una inferiore finitura superficiale [45].



FIGURA 27 - CAMERA DI STAMPAGGIO PER PBF

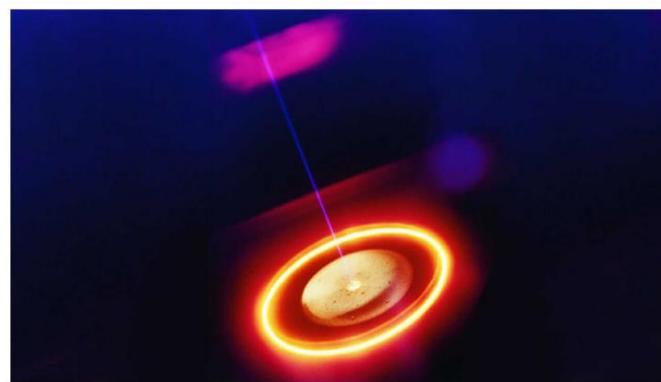


FIGURA 28 - FASCIO DI ELETTRONI UTILIZZATO NELLA EBF

2.2.5 Ulteriori processi di AM

Ovviamente esistono ulteriori processi di AM che si aggiungono a quelli più comunemente utilizzati, ma che comunque vanno citati per fornire una descrizione esaustiva dell'intero quadro tecnologico della procedura additiva.

Tra quelle che vengono sfruttate anche in ambito biomedico nella produzione di componenti e protesi mediche è bene annoverare le seguenti.

Il *Binder Jetting*, ad esempio, è un ulteriore tecnica che permette di produrre componenti complessi geometricamente andando ad unire strati di polvere per mezzo di un legante liquido e quindi senza l'impiego di alte temperature o laser.

Essa potrebbe prevedere anche l'infiltrazione da parte di un materiale secondario, in modo da aumentare la resistenza meccanica complessiva.

Grazie alla sua versatilità di materiali e rapidità di esecuzione garantisce elevata personalizzazione. Un suo svantaggio, tuttavia, riguarda il tempo impiegato durante il post-processamento.

Il *Material Jetting* (o *Material Jet Fusion*, MJF) funziona in maniera simile ad una stampa a getto di inchiostro dato che deposita strati fotopolimerici che poi subiscono indurimento per via della luce UV. Le sue applicazioni si estendono a vari settori della medicina e dell'industria soprattutto grazie alla sua elevata risoluzione e alla possibilità di utilizzare più materiali contemporaneamente. Il suo costo elevato in termini di materiali può risultare però alquanto limitante.

Il *Vat Photopolymerization*, noto maggiormente come DLP (Digital Light Processing), risulta simile alla SLA ma si differenzia da essa perché effettua la polimerizzazione degli strati di resina per mezzo di un proiettore digitale. Questo le consente di risultare più veloce nell'esecuzione e di creare geometrie dettagliate e complesse.

Esiste anche una tecnica AM capace di unire strati di materiale mediante saldatura ultrasonica o adesivo e si parla in questo caso di *Sheet Lamination*.

In realtà esistono due varianti principali di questa tecnica, la *Ultrasonic Additive Manufacturing* (UAM) e la *Laminated Object Manufacturing* (LOM), le quali differiscono principalmente nel materiale utilizzato e nel processo di legame degli strati. Mentre la prima salda strati metallici mediante ultrasuoni, la seconda unisce fogli polimerici mediante adesivo. Si parla in particolare di laminazione perché il materiale viene posizionato su un piano di taglio in modo che i vari strati possano essere legati tra di loro. È poi uno strumento che funziona a mo' di coltello o un laser a definire la forma finale dell'oggetto realizzato.

Sebbene l'accuratezza possa risultare limitata, i vantaggi offerti riguardano il basso costo e la velocità.

Tra le tecniche che si vogliono descrivere vi è infine la *Direct Energy Deposition* (DED), che costituisce una delle forme più complesse di AM.

Essa prevede che attorno ad un oggetto fisso vada a muoversi un braccio costituito da quattro o cinque assi, in modo da consentire la deposizione di materiale fuso tramite laser o un fascio di elettroni.

I materiali più comuni che possono essere impiegati in questo caso sono sia materiali polimerici ma anche ceramici, ma si utilizzano anche polveri o fili metallici.

La possibilità offerta di riparare e controllare strutturalmente il materiale garantisce un ottimo grado di precisione. È importante dire che nella fase di post-processamento, sono diverse le procedure di rifinitura superficiale che possono essere adottate ma ovviamente la scelta di quella più adatta dipende dalla tipologia di materiale impiegata [46].

In Figura 29 viene rappresentato un grafico a barre in cui viene illustrata la distribuzione delle diverse tecnologie AM tra un certo numero di rispondenti, cioè di intervistati, distinguendo tra utilizzo interno, servizi esterni, utilizzo combinato e considerazioni per un'adozione futura.

È possibile osservare come nel 2021 la tecnologia più utilizzata è stata la FDM, ottenendo un 71% di utilizzatori in-house; al secondo posto, la SLS è stata adottata come servizio esterno dal 42% degli utilizzatori intervistati.

Altre tecnologie come la SLA mostrano un utilizzo prevalentemente interno, pur conservando una porzione significativa nell'affidarsi esternamente; al contrario, tecniche come la MJF o la DLP presentano un maggiore utilizzo attraverso servizi esterni rispetto ad una limitata adozione interna. Altre tecniche AM che evidenziano una maggioranza di utilizzo esterno sono DMLS/SLM e *Binder Jetting* [47].

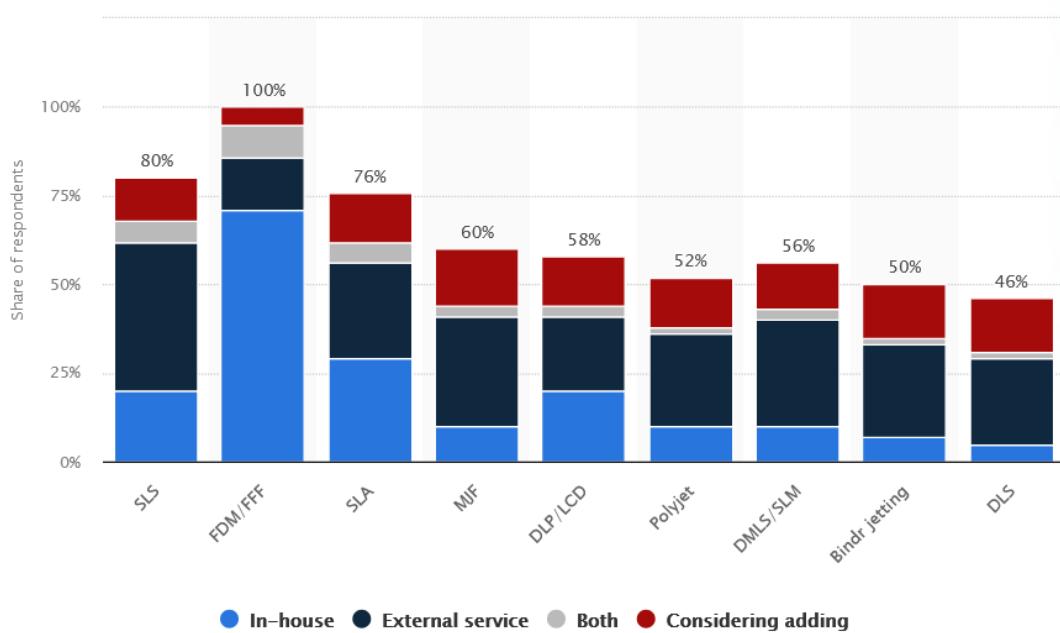


FIGURA 29 - DISTRIBUZIONE TRA GLI UTILIZZATORI INTERVISTATI DELLE TECNOLOGIE DI STAMPA 3D PIÙ UTILIZZATE AL MONDO NEL 2021

Nella seguente tabella (*Tabella 3*) si sono volute riassumere le caratteristiche distintive dei processi AM precedentemente trattati in modo da avere una visione d'insieme delle loro peculiarità.

TABELLA 3 - RIEPILOGO DELLE CARATTERISTICHE E DELLE APPLICAZIONI DEI PRINCIPALI PROCESSI DI ADDITIVE MANUFACTURING

| Processo AM | Materiali Usati | Fonte di Energia | Supporti Necessari | Pro | Contro | Applicazioni Tipiche |
|-------------|----------------------------------|----------------------------------|-----------------------------------|---|---|---|
| <i>SLS</i> | Polimeri (termoplastici) | Laser (infrarosso) | No (la polvere funge da supporto) | Geometrie complesse, alta produttività, bassi costi per pezzo | Post-processo necessario, precisione limitata | Strumenti chirurgici, impianti personalizzati |
| <i>SLA</i> | Resina fotopolimerica | Luce UV | Sì | Alta risoluzione, superfici lisce | Costosa, limitata a geometrie superficiali | Prototipi, modelli pre-operatori, impianti |
| <i>FDM</i> | Filamenti polimerici (PLA, PMMA) | Testina di estrusione riscaldata | Sì | Basso costo, facilità di utilizzo | Risoluzione limitata, qualità superficiale scarsa | Protesi, modelli semplici |
| <i>PBF</i> | Metalli o termoplastici | Laser o fascio di elettroni | No (la polvere funge da supporto) | Alta precisione, geometrie complesse, versatilità dei materiali | Lento, elevato consumo energetico | Componenti metalliche, impianti ortopedici |
| <i>DMLS</i> | Polveri metalliche | Laser | Sì | Alta densità, buone proprietà meccaniche | Costo elevato, necessità di post-elaborazione | Componenti meccanici, protesi |
| <i>SLM</i> | Polveri metalliche | Laser | Sì | Parti ad alta densità, buone proprietà meccaniche | Costo elevato, gas inerti richiesti | Protesi metalliche, componenti critici |
| <i>EBM</i> | Polveri metalliche | Fascio di elettroni | No | Minore stress residuo, meno deviazioni nel fascio | Finitura superficiale inferiore | Componenti critici, protesi metalliche |

2.3 Applicazioni in ambito biomedico

L'AM è una tecnologia in continua evoluzione che, nonostante sia relativamente recente, già sta trovando largo impiego soprattutto nel settore biomedicale, sia sanitario che farmaceutico.

La sua applicazione prevede la realizzazione di dispositivi medici protesici, soprattutto in ortopedia e odontoiatria, dove la scannerizzazione 3D permette di creare modelli CAD dei denti o degli arti per la fabbricazione AM di protesi adeguate; vengono ottenuti grazie ad essa anche strumenti chirurgici, occhiali ed apparecchi acustici. Inoltre, l'uso della stampa 3D si sta diffondendo anche nella formazione medica trovando utilizzo nella pianificazione chirurgica virtuale nonché nella industria farmaceutica (ad esempio, per realizzare impianti di rilascio dei farmaci, compresse ingeribili o dispositivi transdermici) e nella bioingegneria dei tessuti per la stampa di organoidi e modelli tissutali per la rigenerazione di pelle, ossa e cartilagine).

Già C. Hull, ideatore della SLA, verso la fine degli anni '80 , aveva capito come la macchina capace di incidere con raggi UV su strati di acrilico per creare oggetti 3D potesse sfruttare direttamente il formato STL (*Standard Triangulation Language*) per trasmettere le istruzioni alla stampante. Quest'ultima fu infatti venduta nel 1988 per la prima volta per circa 100.000 dollari.

Ma è negli anni Novanta che la manifattura additiva ha incominciato ad essere applicata in medicina per la creazione di protesi personalizzate ed impianti dentali.

Nel 2008 è stata realizzata la prima protesi 3D per una gamba mentre nel 2012 è stata creata, nei Paesi Bassi, una mascella stampata in 3D. Grazie alla accessibilità delle stampanti 3D, gli scienziati sono riusciti a sviluppare ultimamente anche prototipi di organi utilizzando direttamente le cellule del paziente oppure a creare strutture di supporto biologiche in 3D.

Un rapporto pubblicato dalla *American Professional Association* ha stimato come nel settore odontoiatrico si prospetti un raggiungimento di 9.7 miliardi di dollari entro il 2027 da utilizzare per le applicazioni di AM, ipotizzando un aumento di circa il 35% annuo. Altri studi evidenziano come l'industria medica abbia un fatturato di cui circa l'11% sia dovuto alle componenti stampate in 3D. Anche i dati provenienti da *Web of Science* rivelano un aumento degli articoli di ricerca riguardo le applicazioni biomediche realizzate in AM, per un totale di 1.157 e pubblicati dal 2011 fino ad ottobre 2020 [48].

I materiali che prevalentemente vengono utilizzati per la stampa 3D sono estremamente vari, includendo i filamenti polimerici come nylon, PLA, PET ma anche polveri metalliche e ceramiche, idrogel, fibre di carbonio, materiali compositi fino ad arrivare a quelli di origine prettamente biologica, e cioè le cellule stesse.

Un materiale per potersi definire biomateriale e per poter essere utilizzato dalla manifattura additiva deve soddisfare caratteristiche precise: deve essere facilmente stampabile, oltre che biocompatibile, sia funzionalmente che nel suo adattamento anatomico. Mentre i materiali metallici possono essere impiegati, insieme ai compositi, specialmente nella realizzazione di componenti di impianti ortopedici bioattivi, anche porosi, la tipologia di materiale più utilizzata nei vari campi biomedicali rimangono i polimeri (essi costituiscono l'86% dei materiali biomedici).

Quelli che presentano proprietà meccaniche specifiche sono le leghe metalliche (acciaio e titanio), che oltre a offrire rigidità meccanica possono supportare la rigenerazione ossea. Ma man mano che passano gli anni i biomateriali che possono essere sfruttati dall'AM si rinnovano sempre più diventando ancor più innovativi.

Un esempio possono essere i *Functionally Graded Materials (FGMs)* i quali sono in grado di modificare gradualmente lungo il volume del componente la propria microstruttura, composizione e proprietà.

La bio-fabbricazione, soprattutto nel campo della bioingegneria tissutale, prevede però essenzialmente l'utilizzo di due principali tipi di materiale [49] [50]:

- *Bioink*: materiale ottenuto miscelando biomateriali e cellule; deriva dagli idrogeli, reti polimeriche idrofile capaci di trattenere l'acqua, fino al 40-60% del loro peso secco. Gli idrogel aiutano a supportare la *cell viability* durante e dopo il processo di stampa.

Dal comportamento visco-elastico risulta anche altamente biocompatibile e per il suo comportamento non newtoniano è adatto pure per le tecniche di stampa basate sull'estrusione.

Grazie alla loro idrofilia, offrono un ambiente tridimensionale molto simile alle matrice extracellulare (ECM) e questo ne riconosce l'applicazione nelle colture cellulari 3D e nella medicina rigenerativa.

Generalmente sono considerati bioink biopolimeri come gelatina, alginato, fibrina, agarosio, collagene e acido ialuronico (HA).

- *Inchiostro biomateriale*: materiali utilizzati nella stampa 3D, di origine sia biologica ma anche sintetica; a differenza dei bioink (*Figura 30 - Figura 31*) essi non presentano cellule contenute al loro interno ma sono comunque progettati per risultare biocompatibili. Sono utilizzati soprattutto per stampare impalcature ossee e organi anatomici, i quali possono essere impiantati direttamente nell'organismo (ed eventualmente seminati con cellule in un secondo momento).

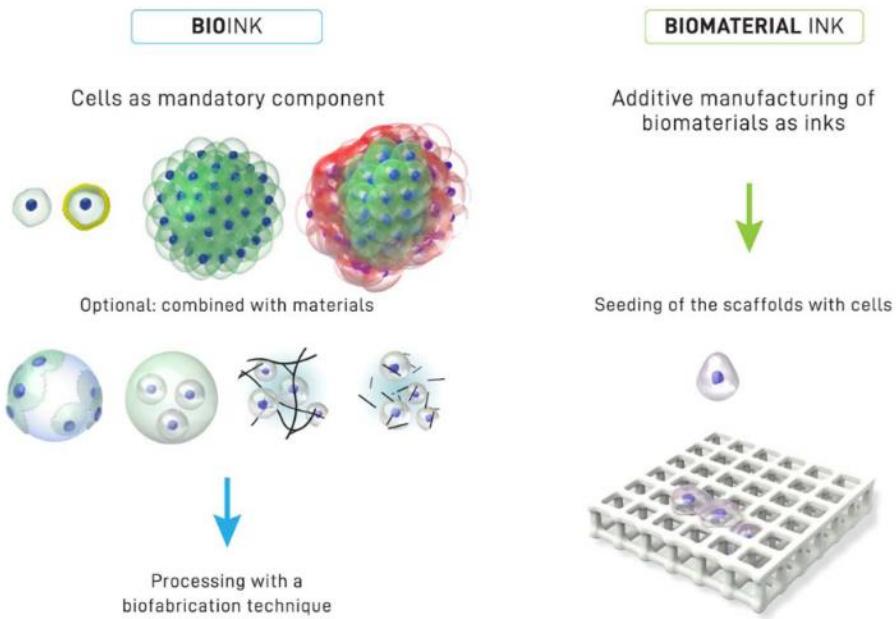


FIGURA 30 - DIFFERENZA TRA BIOINK E BIOMATERIAL INK

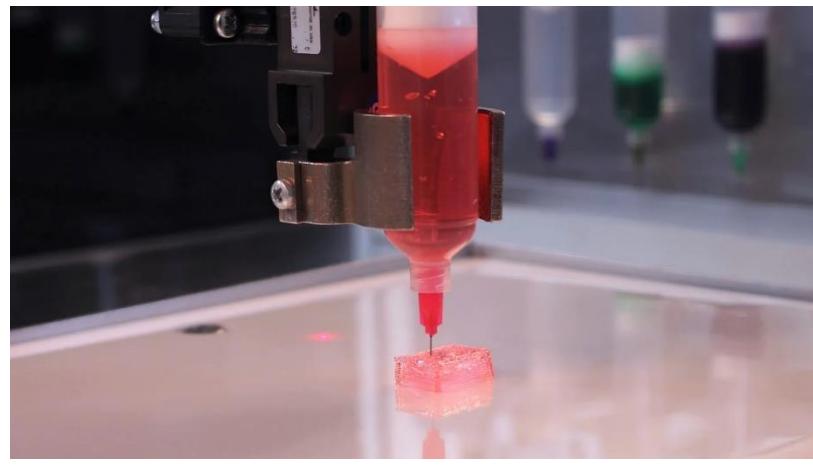


FIGURA 31 - BIOINK UTILIZZATO PER APPLICAZIONI DI INGEGNERIA TISSUTALE

Un aspetto particolarmente interessante da dover considerare riguarda la metodologia seguita nell'esecuzione di un qualsiasi processo AM.

L'obiettivo finale che essi si pongono consiste sempre nel realizzare un oggetto solido tridimensionale che rappresenti di solito un dispositivo medico personalizzato.

Il flusso di lavoro (*Figura 32*) parte innanzitutto da un modello CAD realizzato a partire dalle immagini mediche acquisite tramite tomografia computerizzata (CT) o risonanza magnetica (MRI). Non è propriamente corretto definire l'AM un processo di *reverse engineering*¹¹ (RE) ma è comunque una tecnica che può essere usata in sua combinazione. Soprattutto nel settore biomedicale è infatti possibile ricostruire digitalmente un oggetto tramite RE e poi realizzarlo tramite AM.

Il disegno CAD 3D di partenza viene quindi convertito in un formato fruibile alla lavorazione (ad esempio un formato STL, *Standard Triangulation Language*).

In seguito, un software dedicato consente l'"affettamento", cioè la suddivisione in strati del modello (anche detta *slicing*) i quali, scelta la particolare tecnica AM, verranno realizzati l'uno sull'altro, anche utilizzando materiali diversi.

Si compone così man mano la struttura nel suo complesso, anche accompagnando il modello 3D con eventuali supporti che consentano all'oggetto di non collassare su sé stesso. Infine l'oggetto realizzato viene sottoposto ad un processo post-produttivo che prevede trattamenti sia chimici che termici [51] [52].

¹¹ Tradotto in italiano come "ingegneria inversa", già il nome fa capire come esso parta dall'analisi del prodotto finale per risalire alle sue caratteristiche di progetto e realizzazione. In altre parole, un tale approccio tramite l'acquisizione dati di un oggetto esistente (scansionato in 3D) ricostruisce un suo modello digitale dettagliato, che può essere utilizzato per la replica, il miglioramento o l'ottimizzazione del prodotto.

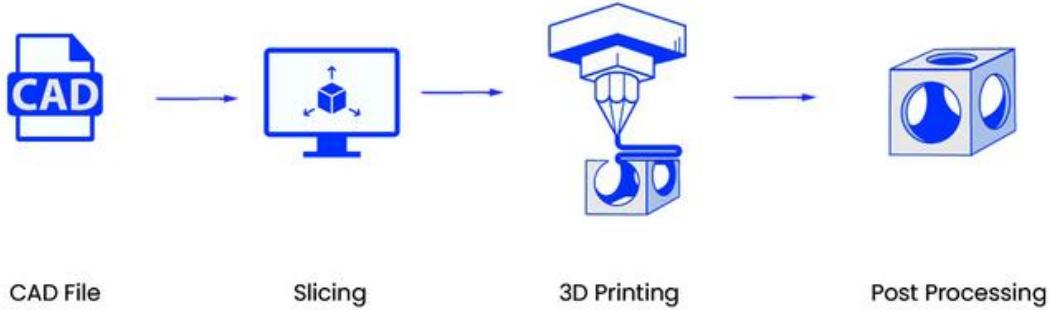


FIGURA 32 - FLUSSO DI LAVORO DI UN PROCESSO DI AM IN AMBITO MEDICO

Sono essenzialmente quattro le fasi in cui può essere suddiviso un processo di AM:

- *CAD file*: fase di acquisizione anatomica del paziente e di conversione in formato digitale; in combinazione con l'approccio seguito dalla *reverse engineering*, si lavora sul design e, tramite opportune attività computer-assistite (strumenti CAD), sulla modellazione 3D e sull'analisi FEM; questo garantisce che vi sia maggiore affidabilità in termini di resistenza strutturale del componente progettato, grazie alla possibilità di poter realizzare strutture capaci di combinare complessità e leggerezza.
- *Slicing*: tramite software dedicato, si prende il modello digitale e lo si suddivide in parti stratificate in modo da renderlo funzionale al passo processuale successivo.
- *3D printing*: fase di produzione vera e propria in cui viene realizzata la parte progettata dopo aver scelto la tecnica AM più adatta.
- *Post processing*: fase finale in cui vengono effettuati processi di post-lavorazione e sterilizzazione rendendo il componente realizzato conforme alle specifiche di riferimento e alle esigenze cliniche ricercate.

Come mostrato in *Figura 33*, per quanto riguarda i diversi campi in cui l'AM ha trovato ampia applicazione è possibile indagare nello specifico ciascuno di essi, soprattutto in termini delle particolari applicazioni [53].

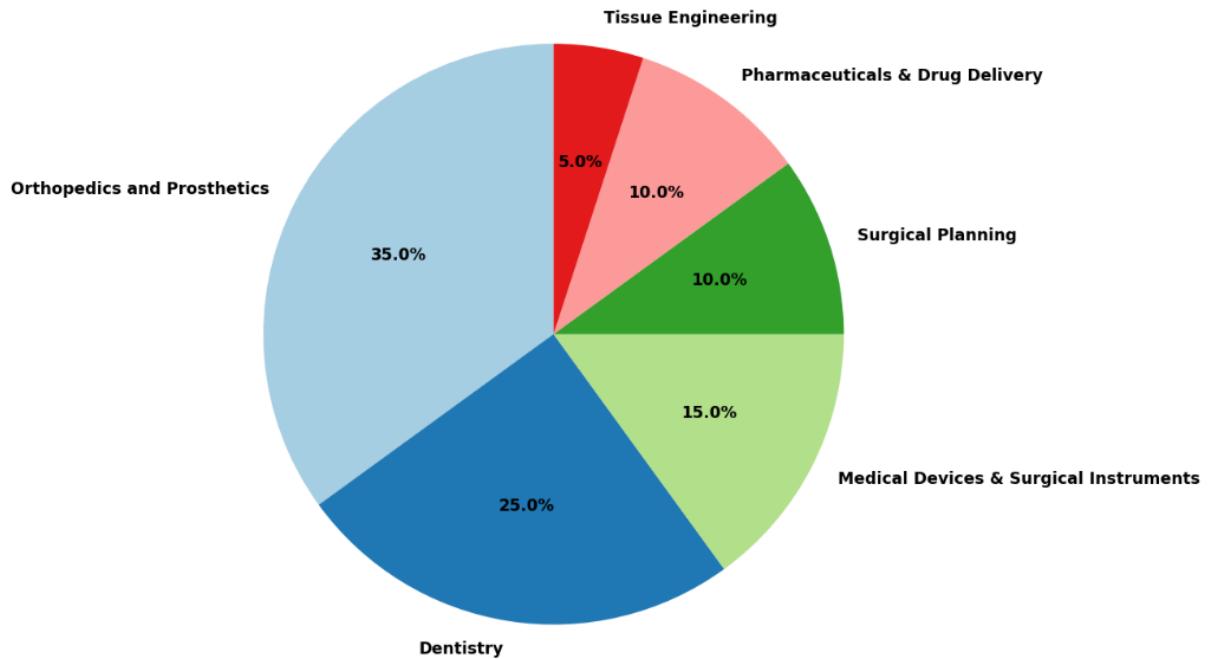


FIGURA 33 - DISTRIBUZIONE IN PERCENTUALE DELLE APPLICAZIONI AM NEL SETTORE BIOMEDICALE

2.3.1 Ortopedia

In ambito ortopedico (*Figura 34*), dalla artroplastica fino alla chirurgia traumatologica ed oncologica, è stato registrato uno degli aumenti più significativi in termini di applicazioni della manifattura additiva.

L'uso degli impianti si rende necessario quando lesioni ortopediche compromettono l'allineamento strutturale delle ossa e il movimento, però molto spesso non tutti i pazienti riescono ad adattarsi agli impianti ortopedici di dimensioni standard.

I vantaggi offerti dall'AM alle procedure ed applicazioni ortopediche consistono proprio nella possibilità di offrire soluzioni flessibili, personalizzabili, di illimitata libertà geometrica, in base alla forma e alle dimensioni richieste (altamente utile per patologie complesse).

Inoltre, è importante che tali dispositivi favoriscano porosità ed osteoconduzione in modo da favorire la rigenerazione ossea e garantire un supporto tissutale adeguato. Questa densa rete di pori interconnessi, capace di garantire penetrazione tissutale e quindi crescita ossea, può essere realizzata più facilmente proprio mediante tecniche di AM ad alta risoluzione.

Un altro aspetto positivo consiste nel poter generare modelli fisici utili alla educazione medica e alla pianificazione chirurgica, sia garantendo alta qualità di precisione, che semplificando il lavoro del chirurgo e ottimizzando i tempi di recupero per il paziente. Esempi nella pratica clinica possono essere ortesi del piede stampate in 3D dalla società *Plus medica OT* caratterizzate da fori in grado di assicurare maggiore traspirabilità, e quindi riducendo il disagio. Le sperimentazioni mediche evidenziano inoltre studi condotti su animali, come quello presso la *North Carolina State University* in cui è stato possibile stampare tramite DMLS, in cobalto-cromo, un giunto del ginocchio per un gatto [54] [55] [56].



(A)

(B)

FIGURA 34 - APPLICAZIONI ORTOPEDICHE DELL'AM :

(A) IMPIANTI STAMPATI IN 3D PER GINOCCHIO, ANCA E COLONNA VERTEbraLE ; (B) DUE ORTESI PER LA MANO STAMPATE IN 3D

2.3.2 Odontoiatria

Poiché ogni paziente tende ad avere forme e dimensioni uniche in relazione alle protesi dentarie (*Figura 35*), la stampa 3D anche in questo campo ha saputo dimostrare la sua validità spingendo sempre più alla sua adozione come tecnica di fabbricazione personalizzata.

La ricostruzione CAD 3D delle protesi scansionando tramite imaging radiologico ha garantito grazie alla sua accuratezza il raggiungimento di avanzamenti clinici migliori, soprattutto per quanto riguarda le cavità dentali.

Un esempio può essere l'utilizzo della stampante EOSINT M 270, utile alla fabbricazione di ponti e corone dentali in leghe nobili, da parte del maggior produttore di protesi odontoiatriche al mondo, Argen [54] [57].



FIGURA 35 - MODELLO DENTALE IN STAMPA 3D

2.3.3 Dispositivi medici per l'uso quotidiano

La rivoluzione apportata dalla stampa 3D riguarda anche la progettazione e la produzione di dispositivi medici (vedi *Figura 36*) adatti ad un uso quotidiano [54].

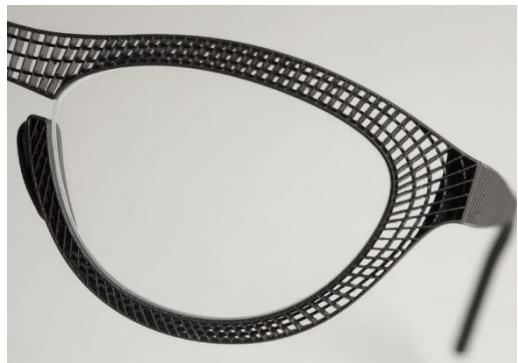
Un esempio possono essere le montature per occhiali stampate in 3D maggiormente personalizzabili sulla base delle caratteristiche facciali del paziente, soprattutto se esso è affetto da deformità facciali. Ciò comporta un risvolto chimico non trascurabile anche in termini di allineamento ottico e comfort.

HOET COUTURE è un'azienda che ha sfruttato la tecnica DMLS per produrre montature leggere e resistenti in titanio [58].

Anche per quanto riguarda la produzione di apparecchi acustici, grazie alla manifattura additiva, sta diventando sempre più facile produrre impianti caratterizzati da gusci esterni personalizzati e confortevoli andando a scansionare in 3D l'orecchio del paziente.

Inoltre, mentre la produzione tradizionale richiede tempi maggiori per produrre apparecchi acustici, la stampa 3D velocizza il processo di realizzazione, dovendo eseguire soltanto scansione, modellazione CAD e stampa.

L'AM consente anche di integrare componenti elettronici avanzati direttamente all'interno delle strutture personalizzate, consentendo una riduzione sia dei tempi di realizzazione che dei costi [59].



(A)



(B)

FIGURA 36 - DISPOSITIVI E APPARECCHI MEDICI REALIZZATI IN 3D :
(A) MONTATURA DI OCCHIALI IN STAMPA 3D DI HOET DESIGN STUDIO ; (B) EARMOLDS DELLA BIOMED CLEAR RESIN REALIZZATE TRAMITE AM

2.3.4 Industria Farmaceutica

Un altro settore in cui sta trovando crescente applicazione l'AM è quello farmaceutico [54]. Le principali tecnologie coinvolte (*Figura 37*) comprendono diverse applicazioni come, ad esempio, impianti a rilascio di farmaci stampati in 3D. Questi devices vengono utilizzati non solo per supportare strutture anatomiche ma anche per rilasciare in maniera controllata e prolungata nel tempo delle sostanze che vanno ad interagire in maniera più mirata con la controparte biologica. Trovano impiego ad esempio a seguito di interventi chirurgici quando si rende necessario rilasciare antibiotici per prevenire infezioni post-operatorie, o anche per il rilascio di chemioterapici in prossimità della zona tumorale.

L'AM interviene nella loro realizzazione consentendo una regolazione precisa della dose dei farmaci e degli ingredienti attivi combinati, nonché del rilascio nel tempo.

La SLA consente ad esempio la fabbricazione di compresse ingeribili stampate in 3D con dettagli finemente realizzati richiedenti precisione a livello millimetrico.

Con lo stampaggio tramite AM diventa infatti più facile controllare la geometria e la porosità di tali impianti; in particolare, manipolando la porosità, si riesce a controllare la superficie di contatto e a facilitare la diffusione del farmaco nei tessuti obiettivo.

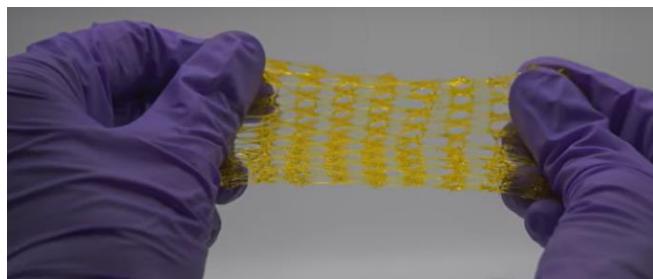
Inoltre la stampa 3D consente di utilizzare biomateriali che siano biocompatibili evitando reazioni avverse nell'organismo. Si cerca anche di creare modelli di organi bio-stampati che replichino, seppur in parte, la funzione metabolica dell'organo reale per testare nuove terapie farmacologiche.

Molto spesso per la somministrazione dei farmaci per via orale o iniettiva si propone come valida alternativa il rilascio transdermico, una tecnica non invasiva che per mezzo di cerotti stampati in 3D o array di microneedle permette un assorbimento del farmaco attraverso la pelle ed un suo rilascio graduale direttamente nel sistema circolatorio.

Questo approccio apre a nuove soluzioni terapeutiche soprattutto nel trattamento di condizioni croniche come il diabete e la stampa 3D è diventa uno strumento vantaggioso nel facilitare la realizzazione di questi dispositivi [60] [61].



(A)



(B)

FIGURA 37 - APPLICAZIONI FARMACEUTICHE STAMPATE IN 3D :

(A) LA PRIMA PILLOLA STAMPATA IN 3D, SPRITAM (LEVETIRACETAM) ; (B) BAND-AID STAMPATO IN 3D PER IL CUORE

2.4 Fatica e difetti di stampa nelle componenti AM

Differentemente dai prodotti finali ottenuti tramite tecnologie convenzionali, quelli stampati in 3D presentano meccanismi di danno in presenza di carichi critici (soprattutto se in condizioni multiassiali di carico) la cui comprensione completa non è ancora stata raggiunta. Infatti le tipologie di difetti presenti nei prodotti di AM e l'impatto dei carichi sulla loro vita a fatica presentano proprie peculiarità.

Già di per sé la variabilità dei prodotti dovuta alla presenza di diverse tecniche AM rende difficile stilare una classificazione sistematica delle forme e delle dimensioni tollerabili dai difetti.

I componenti realizzati mediante manifattura additiva costituiscono una nuova classe di materiali per la quale è richiesta una conoscenza più approfondita in termini di prestazioni meccaniche. Soltanto attraverso uno studio maggiore dell'influenza dei difetti microstrutturali sulle prestazioni meccaniche dei componenti e una più attenta determinazione della loro vita a fatica si garantirebbe una più facile immissione nel mercato delle tecnologie additive. È richiesta dunque per queste tecnologie una maggiore omogeneizzazione in diversi ambiti che vanno dal design strutturale e dallo studio dei criteri di rottura fino alla fase di post-processing caratterizzata dalla sottoposizione del componente a diverse strategie di controllo come trattamenti termici e tecniche o test CND (di controllo non distruttivo) [62].

Sono stati condotti diversi studi comparativi (*Figura 38*) per evidenziare le differenze in termini di comportamento meccanico, in particolare resistenza a trazione, di analisi microstrutturale e cedimento a fatica confrontando campioni realizzati convenzionalmente e campioni ottenuti mediante SLM [63].

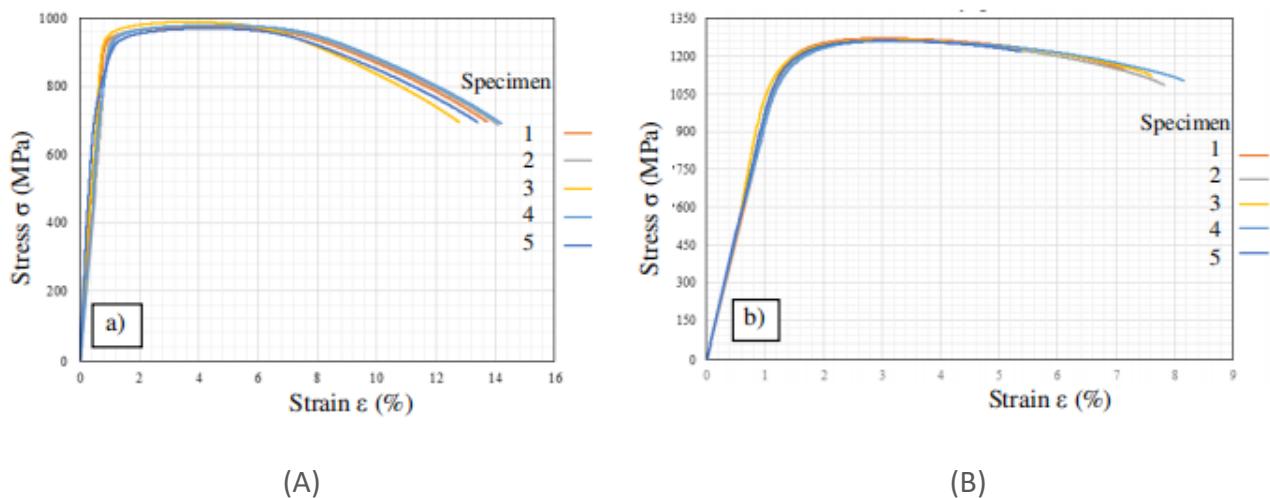


FIGURA 38 - CURVA DI TRAZIONE DI UN PROVINO DI Ti6Al4V:
(A) PROVINO FORGIATO ; (B) PROVINO OTTENUTO TRAMITE SLM

Utilizzando provini realizzati con lo stesso materiale (ad esempio lega di titanio Ti6Al4V) è possibile confrontare le loro proprietà quando essi vengono ottenuti usando tecniche differenti.

È stato evidenziato sperimentalmente come la produzione AM consenta sì la creazione di parti geometricamente complesse e prestazioni meccaniche migliori in termini di resistenza allo snervamento e resistenza ultima alla trazione ma i suoi componenti risultano comunque maggiormente fragili.

È la presenza nei provini AM di martensite¹² a maggiore porosità ad avere causato una riduzione della deformabilità del materiale ed una concentrazione degli sforzi sotto condizioni di carico (*Figura 40*). I campioni ottenuti invece per colata o forgiatura presentano una microstruttura bimodale che attribuisce loro maggiore duttilità (*Figura 39*).

Le imperfezioni indotte dal processo di fusione laser visibili sulle superfici di frattura risultano determinanti nel comportamento macroscopico a frattura. La necessità di controllare l'aspetto microstrutturale nei processi di fabbricazione additiva si rivela dunque fondamentale [64] [63].

¹² Per quanto riguarda una lega di titanio Ti6Al4V, è corretto parlare di una microstruttura aciculare o martensitica α' che può essere creata grazie ai processi di fabbricazione additiva, ma essa non corrisponde alla stessa martensite che si trova negli acciai. Questa fase α' martensitica è nota per il suo elevato rapporto di resistenza, ma può influire negativamente sulla duttilità e sulla tenacità. È possibile parlare di martensite anche per il titanio (o in generale per altri metalli) quando il raffreddamento brusco (non diffusivo, cioè non dipendente dal tempo di permanenza) porta ad una fase instabile.

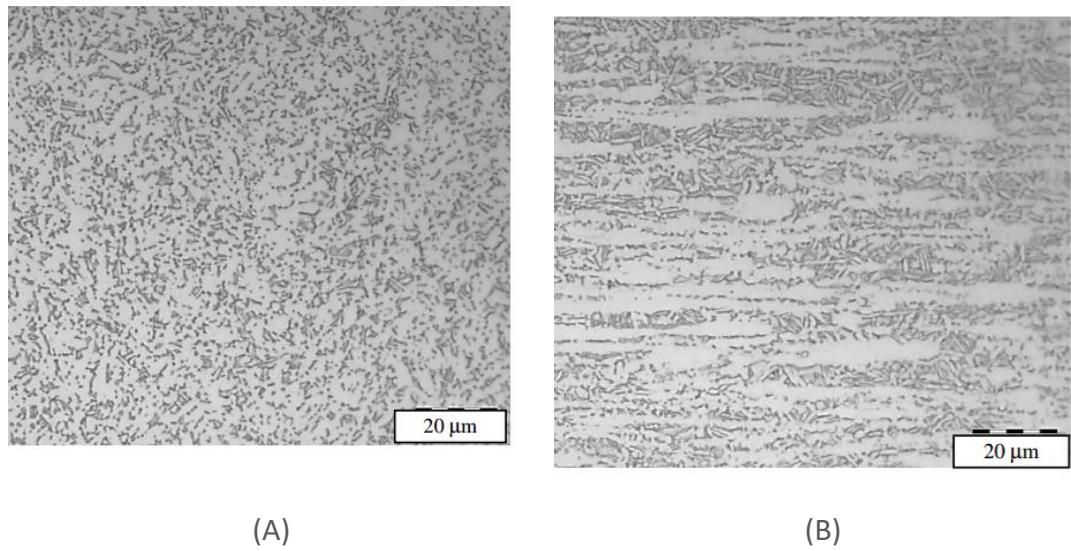


FIGURA 39 - MICROSTRUTTURA DEL CAMPIONE IN Ti6Al4V

OTTENUTO TRADIZIONALMENTE PER FORGIATURA:

- (A) MORFOLOGIA BIMODALE CON GRANI FINI NELLA SEZIONE TRASVERSALE;
(B) DETTAGLI DEI GRANI ALLUNGATI TRASFORMATI NELLA SEZIONE LONGITUDINALE

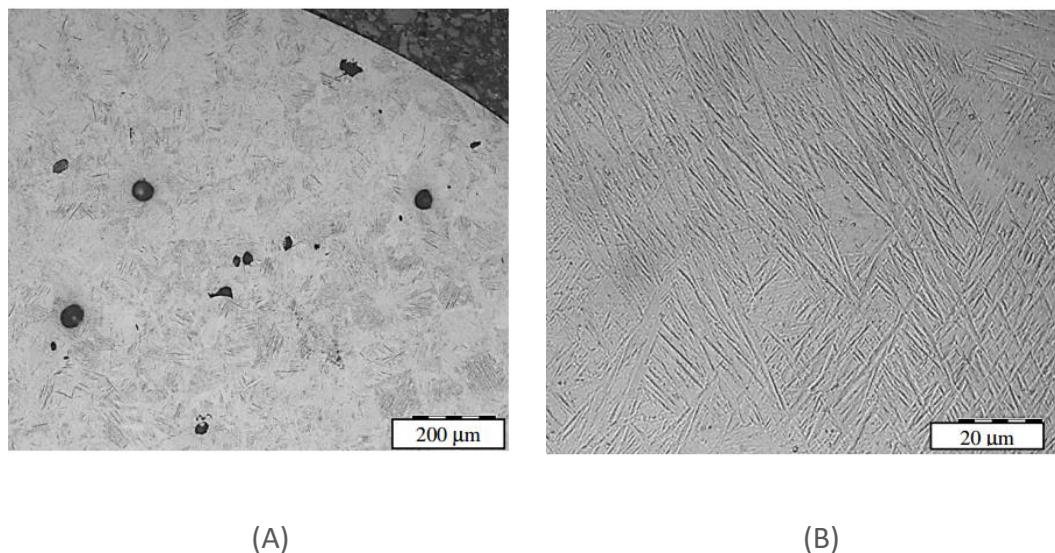


FIGURA 40 - MICROSTRUTTURA DEL CAMPIONE Ti6Al4V DOPO SLM:

- (A) SEZIONE TRASVERSALE CON PORI, MORFOLOGIA DELLA STRATEGIA DI SCANSIONE E AGHI DI MARTENSITE; (B) DETTAGLIO DELLA STRUTTURA ACICULARE DELLA MARTENSITE

La presenza di difetti svolge un ruolo alquanto significativo nell'influenzare le prestazioni meccaniche dei componenti ottenuti per AM, soprattutto se si considera la loro vita a fatica.

Il termine "difetti" ingloba l'insieme delle imperfezioni che possono essere proprie del materiale, che si generano come conseguenza del suo processo produttivo o ancora che si formano durante la sua vita in esercizio, dopo essere stato immesso nel mercato (*Figura 41*).

Esistono diverse tipologie di difetto [65]:

- Pori e vuoti;
- Regioni non fuse;
- Microfessure simili a crepe;
- Inclusioni non metalliche;
- Irregolarità dovute a fenomeni di rugosità superficiale;

Non sono soltanto la dimensione e la varietà dei difetti ad influenzare il comportamento a fatica del componente, ma ci sono anche altre caratteristiche da dover prendere in considerazione. Ad esempio, la diversa nocività della cricca dipende anche dalla vicinanza alla superficie o dalla microstruttura cristallografica.

I prodotti di stampa 3D vedono le proprie caratteristiche meccaniche essere influenzate inoltre da diversi parametri di processo quali problemi legati alla fusione, porosità, cracking termico e presenza di stress residui.

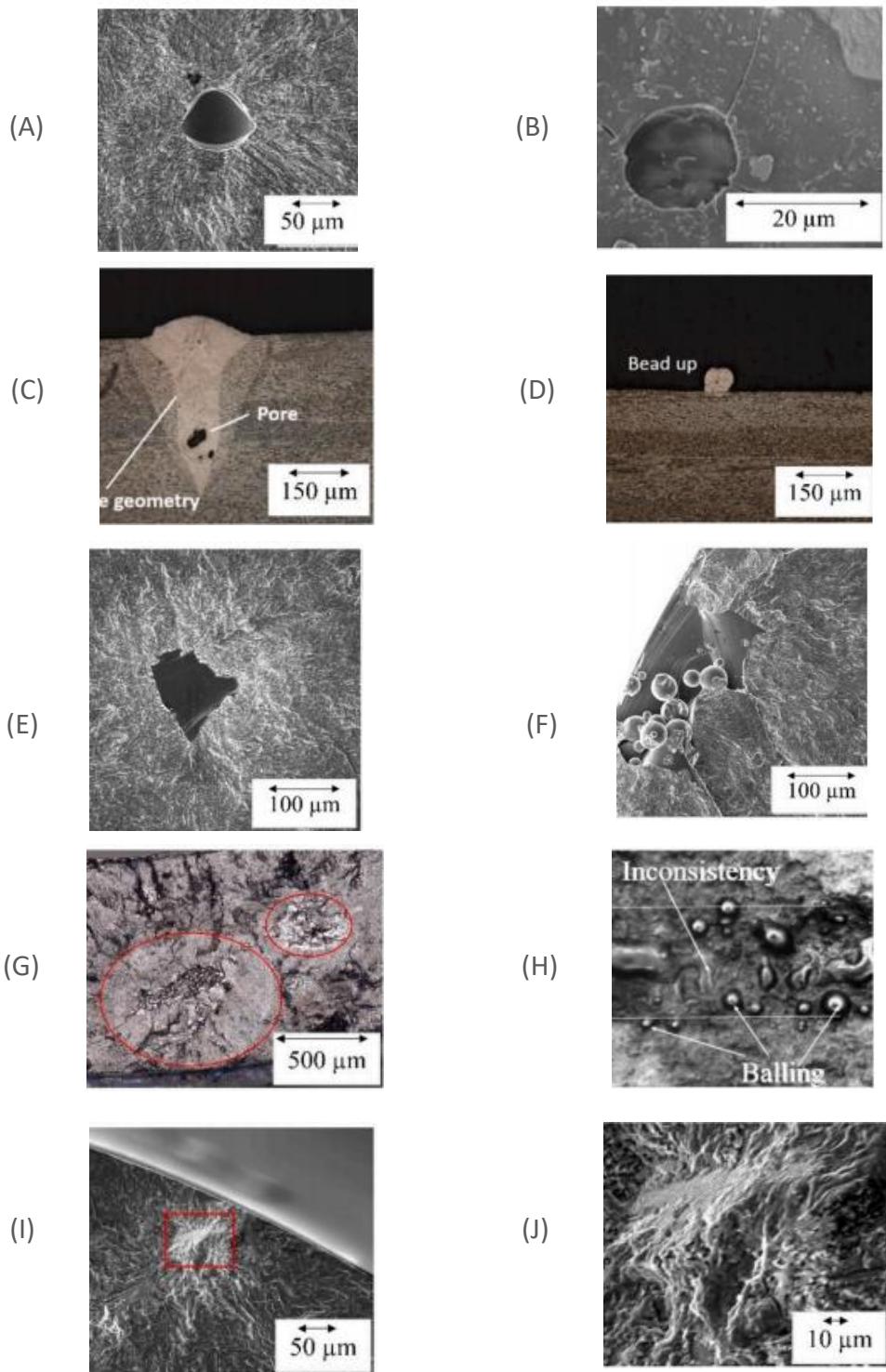


FIGURA 41 - ESEMPI DI CRICCHE DA FATICA IN Ti6Al4V REALIZZATO IN SLM:
(A-B) PORI QUASI CIRCOLARI CAUSATI DA GAS INTRAPPOLATO; **(C-D)** BEADS;
(E-F-G) DIFETTI LOF; **(H)** INCONSISTENZA E BALLING; **(I-J)** CRICCHE DA FASI ALFA.

Il processo di fabbricazione additiva, specialmente quello di fusione a letto di polvere (PBF) e di deposizione diretta di energia (DED), prevede una deposizione strato su strato del materiale ed una sua successiva fusione attraverso un fascio di energia.

Tale fascio potrebbe subire delle variazioni in termini di energia tali da formare zone di discontinuità strutturale nel materiale, alternando aree non fuse con aree parzialmente fuse. Il carico (ma più propriamente è la geometria) con cui poi il componente viene sollecitato porterebbe tali zone a fungere da punti di concentrazione dello sforzo, e quindi a formare cricche in grado di propagarsi fino a causare il cedimento del componente. È proprio la presenza di difetti ed irregolarità superficiali a compromettere l'integrità e la coesione strutturale del componente aumentando il rischio di distacchi strutturali sotto condizioni di carico.

Vi è anche la possibilità che l'apporto energetico del fascio risulti in alcuni casi insufficiente e quindi tale da causare l'intrappolamento di gas all'interno del materiale, provocando la formazione di vuoti e bolle d'aria. Anch'esse fungono da zone di debolezza meccanica e favoriscono in tal modo la rottura del componente sotto carico. Si presuppone che comunque vengano compiuti processi industriali atti alla mitigazione di tale fenomeno, ma se non si conosce quali zone del materiale hanno una certa microstruttura piuttosto che un'altra allora si giunge ad avere concentrazione di tensioni interne al materiale, inneschi di cricca e rottura imprevedibile. Inoltre, l'ingresso di agenti esterni e l'avvio di fenomeni di corrosione e degradazione indesiderati, capaci di compromettere la tenuta del materiale, potrebbero essere causati proprio da una maggiore porosità.

Anche la presenza di gradienti di temperatura disomogenei, che può essere dovuta al raffreddamento rapido subito dal materiale fuso durante il processo, è un altro fattore da dover prendere in considerazione e da evitare.

Ciò è plausibile soprattutto se le condizioni di carico sono elevate. Inoltre i gradienti di temperatura e le elevate velocità di raffreddamento causano a loro volta la presenza di tensioni residue bloccate all'interno del materiale a livello microstrutturale, anch'esse causa della comparsa di difetti e perciò da indagare.

La loro esistenza è indipendente dalle condizioni di carico e questo ne giustifica ancor più la necessità di eliminarle nelle regioni di sezione piana del componente o quanto meno di minimizzarne gli effetti.

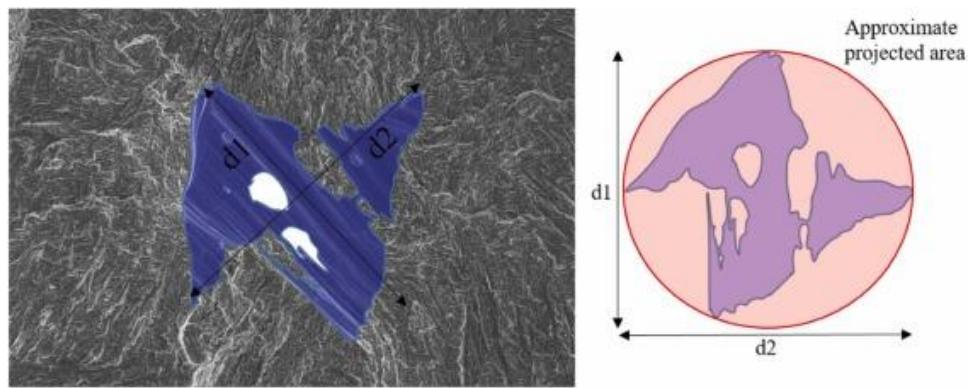
Dal punto di vista della scala dimensionale in cui agiscono è possibile fare una loro classificazione che va dal tipo I (livello atomico) al tipo III (livello microscopico).

Anche sulla base della scala di lunghezza si cui agiscono (però in riferimento solo al tipo I) è possibile distinguerle in breve, medio e lungo raggio.

Nei componenti realizzati tramite manifattura additiva tale fattore risulta più evidente, seppur sia presente comunque anche nei metodi di produzione tradizionali. Il motivo è da ricercarsi nella natura intrinsecamente 3D dei campi di tensione e della variabilità dei valori di range assunti da tali stress [66].

Per aumentare l'accuratezza nella valutazione dell'impatto di tali parametri sulla vita a fatica dei componenti si tende a seguire un approccio olistico: poiché la complessità del fenomeno rende difficile una loro predizione ed analisi, si cerca di tener conto oltre che dei parametri di processo anche della geometria del componente e delle proprietà del materiale.

Esistono già degli strumenti classici che consistono in strategie di mitigazione aventi l'obiettivo di diminuire gli effetti negativi sulle prestazioni meccaniche causati dalle cricche e ottimizzare i componenti dal punto di vista della sicurezza. Ormai è infatti consolidato sfruttare tecniche di caratterizzazione microstrutturale (*Figura 42 - Figura 43*) come tecniche di routine, tra cui la radiografia a raggi X o la tomografia computerizzata. Esse consentono non soltanto un monitoraggio continuo delle discontinuità del materiale ma risultano eventualmente in grado di restituire come feedback delle informazioni relative ai parametri di processo [67] [68] [69].



**FIGURA 42 - DIMENSIONI DI UN DIFETTO E AREA EFFETTIVA
OTTENUTE TRAMITE RADIOGRAFIA**

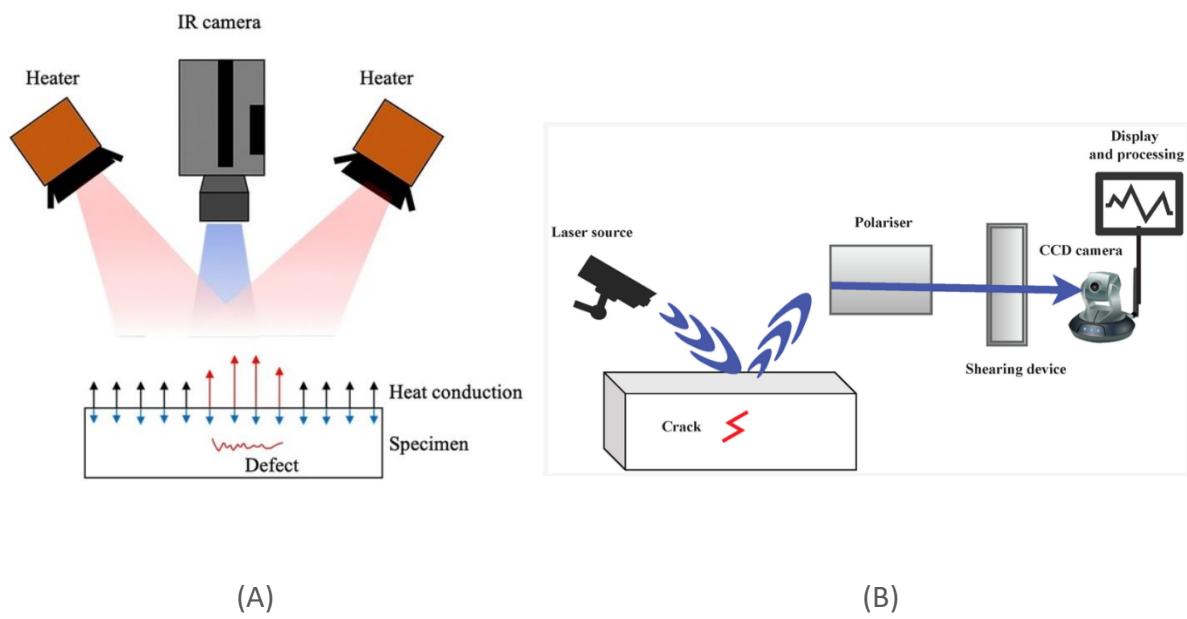


FIGURA 43 - ILLUSTRAZIONI SCHEMATICHE DI TEST CND :
(A) TIPICO SETUP SPERIMENTALE DI UNA TERMOGRAFIA AD INFRAROSSI ATTIVA;
(B) TEST DI SHEROGRAFIA

Esiste anche una parte di ricerca che dedica il proprio lavoro allo studio di trattamenti di post-fabbricazione volti a migliorare la tenacità e l'affidabilità delle componenti realizzate. Essi includono trattamenti termici e di rifinitura superficiale, i quali sarebbero capaci di allungare i tempi di commercializzazione se però venissero adottati per le componenti AM.

Il trattamento delle tensioni residue presuppone una conoscenza della loro distribuzione spaziale nel componente in modo da poter stimare una valutazione dell'integrità di quest'ultimo. Generalmente gli studi tendono a confrontare questa situazione tra i giunti saldati e quelli ottenuti per AM, nonostante per quest'ultimi le elevate velocità di raffreddamento rendano più evidenti tali effetti.

L'approccio che si segue di solito prevede che gli stress solidi non superino la resistenza a trazione propria del materiale, ignorando però il fenomeno dell'ammorbidimento ciclico in caso di ciclicità di carico e il ruolo dell'indurimento per deformazione. A volte gli stress residui possono essere sfruttati, introducendoli volutamente mediante martellatura, risultando "benefici" (perché compressivi) per compensare quegli sforzi che potrebbero formarsi in vicinanza della superficie.

Uno stato compressivo tende a chiudere le cricche che si formano in superficie, migliorando la resistenza a fatica. Sono poi i trattamenti superficiali e i carichi ciclici di servizio a garantire un rilassamento sia degli sforzi tensionali residui che di quelli chiamati a compensarli [70].

Sebbene esistano dunque diverse tecniche avanzate di caratterizzazione (come la diffrazione a raggi X) che permettano una qualificazione dei componenti, per quelli realizzati tramite AM risulta più difficile assicurare una validazione in tal senso e le ricerche al riguardo sono in continua evoluzione [65].

Indipendentemente dalla particolare tecnologia di fabbricazione AM applicata non esistono strategie generalmente valide per minimizzare del tutto gli effetti indotti dalla presenza di cricche. La mancanza di una comprensione sistematica dei fenomeni esaminati e l'incompletezza di indagine che ancora caratterizza le parti AM ne ostacola un utilizzo regolare nelle applicazioni presenti in mercato.

Questo perché risulta impensabile caratterizzare meccanicamente un materiale senza tener conto della tecnica di fabbricazione adoperata e dei suoi effetti sulla performabilità del componente durante la sua vita di esercizio.

È ancora in corso ad esempio uno studio sugli effetti dell'anisotropia delle proprietà meccaniche sul comportamento al danno delle componenti AM.

L'individuazione di strategie nuove e più attendibili, capaci di rilevare i difetti ed esaminarne l'entità seguendo le regole teoriche della meccanica della frattura, è ancora in corso. La strada per comprendere l'effetto della presenza dei difetti dovuti alla fabbricazione additiva è dunque ancora da percorrere ma la tendenza seguita consiste sempre in un monitoraggio sia a seguito della fabbricazione che in condizioni operative. Soprattutto per quest'ultime si cerca di collegare in maniera sinergica il potenziale dei criteri di validazione a fatica con gli efficaci strumenti di simulazione.

Per quanto riguarda la vita a fatica delle componenti AM, queste sono chiamate ad operare sotto diverse condizioni di carico, sia statico che dinamico e multiassiale.

Andare quindi ad indagare le prestazioni a fatica di queste componenti costituisce un passo fondamentale da svolgere. Le tipologie di difetto legate a fenomeni di fatica possono essere dovute inizialmente a fenomeni locali di concentrazione degli sforzi ma possono poi degenerare causando il cedimento strutturale delle componenti.

La capacità di eliminare la loro presenza in maniera certa attraverso processi di mitigazione dei difetti non è ancora del tutto perseguitibile. Assodato ciò, conviene ancora affidarsi a tecniche di previsione delle prestazioni a fatica dei componenti, soprattutto quelli *safety critical*.

Per le applicazioni industriali si è soliti fare utilizzo di modelli fenomenologici e semi-empirici con lo scopo di indagare sulla natura dei difetti e sulle loro caratteristiche.

Tali modelli diventano però inadeguati in presenza di difetti irregolari, proprio quelli ottenuti per fusione. Si cerca allora di trovare nuovi modelli predittivi , come quei modelli che si rifanno alla cristallografia plastica nel continuo, i quali per caratterizzare i difetti indagano sul materiale a livello microstrutturale. Anche questi, però, difettano di verifiche sperimentaliste estensive, il che li rende ancora non facilmente compresi.

Come ultimo approccio si sta tentando allora di farsi aiutare dalla modellazione computazionale e multiscala, soprattutto grazie alla ormai potenza computazionale resa disponibile oggigiorno, garantendo una analisi delle prestazioni a fatica in presenza di difetti mediante soluzioni virtuali meno costose e più facili da modellare.

I parametri principali che caratterizzano le parti realizzate con AM e che influiscono enormemente sulla loro vita a fatica sono la rugosità superficiale (*Figura 44*), le tensioni residue, i difetti interni, l'anisotropia e la disomogeneità strutturale [65].

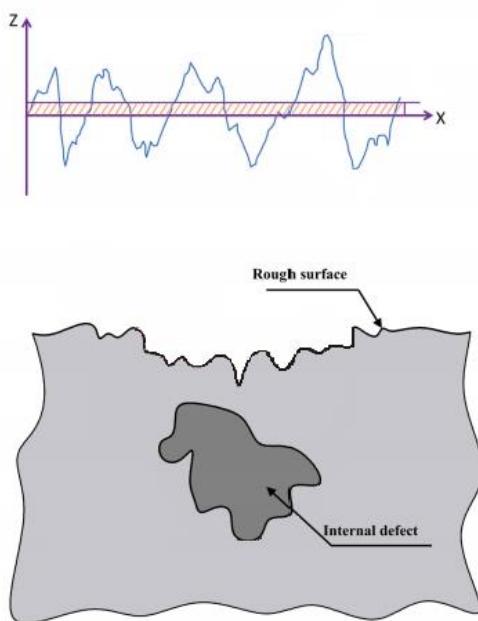


FIGURA 44 - INFLUENZA DELLA RUGOSITÀ SUPERFICIALE SUL COMPORTAMENTO A FATICA IN PRESENZA DI CRICCA

Per quanto riguarda la lavorazione meccanica, essa può avere conseguenze sulla vita a fatica di componenti AM nelle quali si distribuiscono internamente dei difetti, in dipendenza dalle condizioni di carico. I processi post-produttivi adoperati per la minimizzazioni dei difetti non riescono ad eliminare del tutto le rugosità superficiali che potrebbero risultare dannose per la vita a fatica del componente.

Generalmente, quando il difetto è localizzato più superficialmente è capace di innescare intensificazioni degli sforzi maggiori rispetto a quando si trova più internamente, anche se ci si trova in condizioni di uniassialità.

Degli studi [65] inoltre evidenziano come questa condizione diventi maggiormente significativa in condizioni di carico torcente e/o multiassiale (*Figura 45*). In questo caso agiscono sforzi di taglio dovuti alla presenza di forti gradienti di stress. Questo è il motivo per cui la rugosità superficiale è considerata uno dei fattori più critici nell'influenzare negativamente il comportamento a fatica delle componenti AM.

I maggiori effetti di influenza sulla fatica li si osserva a trazione più che a compressione. Spesso si è anche osservato come, andando a sfruttare tecniche di post-processing in grado di eliminare tali rugosità, si sia arrivati a spostare involontariamente gli inneschi delle cricche al di sotto dello strato superficiale, portando ulteriori difetti a formarsi internamente.

Tali ricerche hanno evidenziato una maggiore potenzialità dannosa dei difetti superficiali verso vite a fatica più brevi (a basso numero di cicli) e dei difetti interni verso componenti soggetti a fatica ad alto numero di cicli.

Seppure una mitigazione introdotta dalle tecniche di rimozione della rugosità risulti apprezzabile, essa diventa comunque difficile da adoperarsi essendo i componenti ottenuti tramite stampaggio caratterizzati da geometrie più complesse.

Un aspetto fondamentale da considerare per il fenomeno di propagazione a fatica delle cricche è poi l'anisotropia. I grani colonnari che caratterizzano microstrutturalmente i componenti AM li rendono maggiormente disposti ad allungarsi lungo la direzione di costruzione. È stato infatti osservato in [65] come la resistenza del componente in presenza di difetti paralleli alla direzione di costruzione risulti inferiore a quando la loro propagazione avviene normalmente a tale direzione. Succede anche che il percorso di avanzamento di difetti di ridotte dimensioni sia più facilmente interrotto anche dalla presenza di difetti di dimensioni più grandi.

In ogni caso la dipendenza dall'orientamento e i suoi effetti potenzialmente dannosi in termini di fatica necessitano di ulteriori conferme: non ci sono ancora molti studi che osservino differenze significative tra campioni costruiti sotto diverse orientazioni.

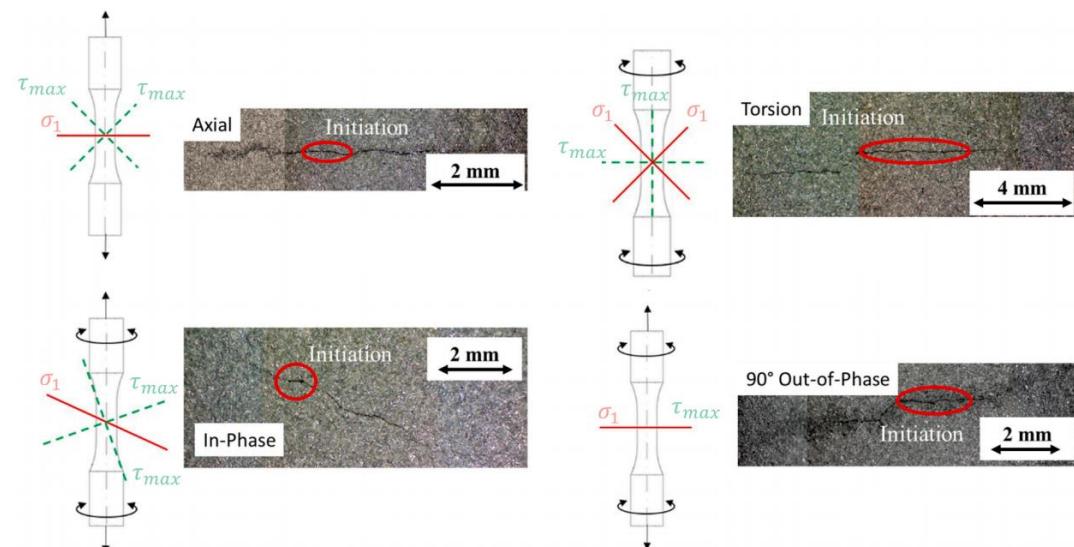


FIGURA 45 - EFFETTO SULL'INNESCO DELLA CRICCA DI ROTTURA IN CONDIZIONI DI CARICO ASSIALE, TORSIONALE, ASSIALE-TORSIONALE IN FASE E FUORI FASE DI 90°

La maggior parte degli studi [65] ha anche evidenziato che, in relazione alla crescita a fatica dei difetti nella regione descritta dalla legge di Paris, non ci sia convergenza di comportamento tra le parti ottenute per AM e i materiali lavorati convenzionalmente. Nei primi, inoltre, gli effetti dei difetti sulla vita a fatica risulta più difficile da valutare e per questo richiede ulteriori chiarificazioni, soprattutto perché si è in presenza di difetti di piccole dimensioni e in vicinanza di zone ad alta intensificazione degli sforzi, dove la presenza di una zona plastica a piccolo raggio potrebbe invalidare la meccanica della frattura lineare elastica.

La propagazione della cricca è comandata dal massimo sforzo principale. Il criterio di Von Mises, che consiste nell'individuazione del valore di sforzo equivalente, è risultato inadatto in presenza di carichi non proporzionali tra loro ma comunque efficiente nel descrivere il comportamento fragile dei materiali, come quelli ottenuti per AM. Tutto questo sottolinea il ruolo svolto dall'approccio adottato dalla meccanica della frattura che rimane quello di maggior interesse nella valutazione della tolleranza al danno, soprattutto per la realizzazione di componenti critici, per i quali è essenziale assicurare prestazioni sicure anche in presenza di difetti. Esso, infatti, grazie alla individuazione delle tre regioni della curva di Paris, monitora con efficacia la propagazione del difetto in termini di velocità e definisce i limiti entro i quali mantenersi per non incombere nel cedimento a fatica del componente [64].

La meccanica della frattura risulta vantaggiosa perché studia la crescita dei difetti e il loro impatto sul cedimento a fatica andando a considerare oltre che la lunghezza iniziale del difetto anche la tenacità a frattura e la direzione di carico, nonché l'energia di rilascio energetico e l'intensità localizzata degli sforzi.

È lecito anche ricordare come i modelli presenti in letteratura [64] siano soliti indagare il comportamento a fatica e la propagazione dei difetti sotto condizioni uniaxiali di carico, mentre andrebbero maggiormente approfondite anche le situazioni in cui il componente sia soggetto a carichi multiassiali.

Quest'ultime risultano poi quelle che maggiormente si manifestano nelle applicazioni reali ed è lecito studiarle soprattutto nei punti critici e sotto condizioni operative di servizio. L'indagine sullo stato di stress multiassiale ha trovato poca diffusione in passato soprattutto perché la diffusione delle tecnologie AM risulta più recente e ciò ha limitato la presenza di dati sperimentali significativi.

Oggi la sfida risiede nella capacità di trasferire i risultati ottenuti su provini standardizzati a componenti reali durante le sperimentazioni che vengono condotte, dato che le loro prestazioni a fatica potrebbero differire. Lo studio di tale comportamento direttamente sui componenti reali risulterebbe costoso e troppo complesso, perciò, ha preso sempre più piede l'analisi agli elementi finiti come alternativa di indagine vantaggiosa nel facilitare la valutazione degli sforzi e delle deformazioni nei punti critici, anche sperimentando carichi multiassiali [64].

2.5 Protesi d'anca stampata in 3D

Focalizzando l'attenzione sulla medicina ortopedica, la stampa 3D possiede la capacità di realizzare design complessi e personalizzati (*Figura 46*) . Non solo si cerca di sfruttarla in generale nella produzione di applicazioni ortopediche, come le protesi spinali, ma anche e soprattutto essa apre a nuove possibilità nella progettazione degli steli femorali di protesi d'anca [71]. Questo perché la personalizzazione offerta dalla stampa 3D risulta vantaggiosa nel tentativo di adattare ed integrare più facilmente il componente protesico con il tessuto circostante.

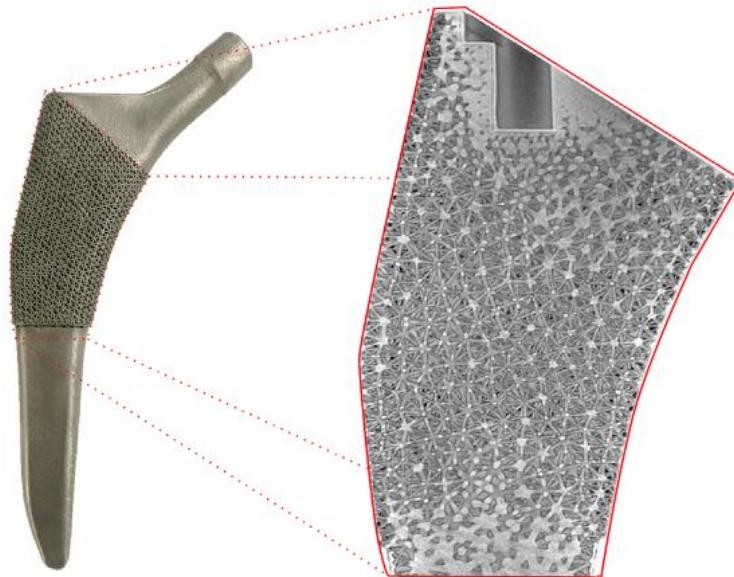


FIGURA 46 - STELO FEMORALE OTTENUTO TRAMITE SLM

Una tecnica di fabbricazione additiva che potrebbe essere sfruttata per la produzione dello stelo femorale di una protesi d'anca potrebbe essere la PBF, adatta proprio per la produzione 3D di componenti metallici.

Essa prevede che la deposizione per fusione degli strati di materiale in realizzazione possa avvenire lasciando che gli strati sottostanti, raffreddandosi, si solidifichino.

Ovviamente questo genera significativi gradienti termici capaci di portare alla possibile formazione di difetti nel componente.

Di solito gli effetti nefasti dovuti a tali stress termici possono essere minimizzati realizzando supporti di costruzione che ancorano il componente alla piattaforma fin quando il trattamento termico post-produzione non finisce di alleviare tali gradienti.

Non è possibile però decretare con certezza l'assoluta scomparsa degli stress termici post-trattamento. Si è soliti dunque inglobare durante la progettazione anche il modello di Johnson-Cook che consente uno studio di propagazione delle cricche atti ad esprimere lo stress equivalente in funzione della deformazione plastica, della velocità di deformazione plastica e della temperatura [72].

Altri studi di progettazione dello stelo femorale stampato in 3D e realizzato in lega di titanio Ti-6Al-4V hanno avuto come obiettivo l'aumento della resistenza a fatica del componente e la riduzione del fenomeno dello *stress shielding* andando a sfruttare la porosità introdotta dal processo di fabbricazione adoperato. Seguendo un approccio numerico computazionale si riescono a valutare le prestazioni ottimizzate capaci di bilanciare la resistenza strutturale con l'apporto tensionale verso i tessuti biologici circostanti. Simulando carichi compressivi uniassiali è possibile ottenere le proprietà meccaniche effettive a seconda della tipologia di stelo adottata. Se invece si decide di compiere uno studio a fatica, tale indagine di stabilità viene di solito affrontata secondo l'approccio di Soderberg [33].

Questi diversi approcci di studio esprimono dunque la necessità di continuare con l'analisi della vita a fatica dei componenti fabbricati mediante stampa 3D, proprio come lo stelo femorale. Essi evidenziano l'importanza di un processo completo di progettazione, capace di combinare la simulazione e la validazione attraverso modelli FEM con la prototipazione delle parti offerta dai parametri di processo ottimali caratterizzanti le tecniche di fabbricazione additiva.

Come è già stato descritto, le condizioni di carico cui è sottoposta l'anca sono diverse, già soltanto durante l'adempimento delle normali attività quotidiane.

In generale le tipologie di deformazioni subite possono essere dovute a carichi di compressione, con conseguente diminuzione dello spazio tra le superfici articolari dell'anca, e di stretching, portando ad un allungamento dei tessuti muscolare e connettivo circostanti.

Un'analisi delle diverse direzioni di carico necessaria a comprendere appieno la funzionalità motoria articolare richiede una attenta valutazione dei movimento compiuti dal corpo durante la camminata. Generalmente si è fatto utilizzo di parametri cinematici e spazio-temporali, adatti alla descrizione dell'attività muscolare durante il movimento corporeo. Si tende invece a considerare quelli dinamici quando si ha volontà di raccogliere più informazioni riguardo i momenti e delle forze agenti durante la camminata. Va però considerato come l'intervento chirurgico abbia la potenzialità di alterare la cinematica del movimento e di questo va dunque tenuto conto durante tale valutazione.

L'obiettivo nella progettazione della protesi deve essere quello di imitare per quanto più sia possibile la condizione reale dell'articolazione funzionante assicurando una distribuzione uniforme degli sforzi che non alteri il campo tensionale fisiologico minimizzando risposte immunitarie e perdita ossea.

2.6 Additive manufacturing e simulazione numerica

Oggiorno, il metodo agli elementi finiti (FEM) si propone come una tecnica numerica fondamentale alla risoluzione di diversi problemi ingegneristici, eseguendo un'analisi strutturale, termica, fluidodinamica e di altro tipo ancora. Ovviamente per lo svolgimento di una simulazione FEM che indaghi le condizioni di carico cui è sottoposta la protesi d'anca nelle diverse attività svolte richiede una conoscenza necessaria della distribuzione ottimale degli sforzi. Quest'ultima garantirebbe un aiuto nella identificazione delle aree di sovraccarico durante il normale funzionamento ma anche di eventuali anomalie di sforzo, potenzialmente rivelatrici di condizioni non fisiologiche.

La modellazione numerica (*Figura 47 - Figura 48*) può dunque essere sfruttata per ragionare in termini progettuali su un componente protesico realizzato mediante manifattura additiva. Il FEM ha già trovato impiego nel campo della fabbricazione additiva per l'effettuazione di una simulazione strutturale dei componenti stampati. Il fine è proprio quello di ottimizzare i parametri di processo, massimizzare la resistenza del componente prodotto e andare a minimizzare la presenza di difetti [73].

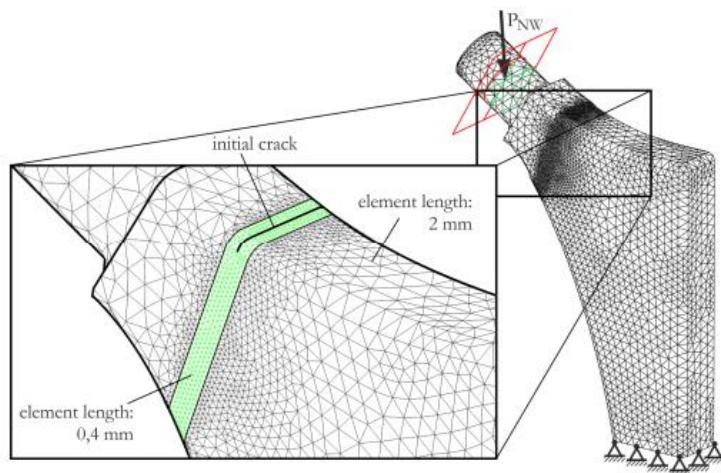


FIGURA 47 - MODELLO FEM DI UNO STELO FEMORALE CON I SUOI DETTAGLI DI MESH E LE SUE CONDIZIONI AL CONTORNO

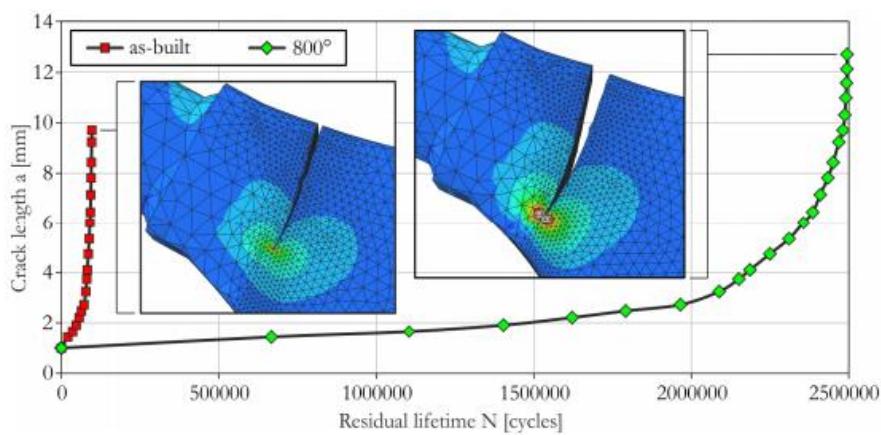


FIGURA 48 - SIMULAZIONE NUMERICA DELLA CRESCITA DELLA CRICCA IN DIPENDENZA DELLE CARATTERISTICHE DEL MATERIALE

I fenomeni fisici che si verificano durante o a seguito dei processi di AM e che agiscono su molteplici scale spaziali e temporali possono essere quindi modellati e compresi proprio attraverso dei metodi numerici di simulazione.

Gli strumenti della simulazione numerica trovano larga applicazione nei processi di AM perché riescono a trovare il giusto ponte tra le prestazioni meccaniche macroscopiche e le caratteristiche possedute dal materiale a livello microstrutturale.

La modellazione agli elementi finiti termomeccanici consente la simulazione a livello numerico delle tensioni residue indotte nel processo di AM e la propagazione delle cricche che da esse si generano. Anche fenomeni non meccanici, ma che comunque si verificano nel processo di fabbricazione in atto, come le fasi di fusione e raffreddamento, la conduzione diffusiva tra gli strati, trovano modelli numerici in grado di descrivere la loro evoluzione e la fisica che risiede dietro questi meccanismi.

Inoltre esistono già degli approcci innovativi in grado di integrare la simulazione FEM con il software di slicing utilizzato nelle apparecchiature di AM: questo assicura una comprensione più accurata dei requisiti strutturali e una più giusta applicazione delle condizioni di carico. Riuscire infatti ad individuare le zone soggette a maggiori sforzi significa adoperare per esse una diversa densità di riempimento del materiale e un più efficiente orientamento delle fibre, riducendo oltretutto i costi e ottimizzando l'efficacia del processo produttivo.

Una limitazione con cui sicuramente bisogna fare i conti utilizzando la simulazione numerica riguarda però le basse velocità di calcolo disponibili per i software commerciali. Esse non consentono a volte di gestire nel modo migliore la complessità dell'AM [74]. Ovviamente la scelta del tipo di solutore da utilizzare va sempre fatta in funzione del problema da trattare e del tempo di cui si ha a disposizione.

Nel contesto della meccanica della frattura e dei componenti prodotti tramite stampa 3D, si prevede generalmente di creare innanzitutto il modello CAD della parte da stampare. Successivamente, considerando la geometria, il materiale e le condizioni di carico, grazie al FEM si valuta il comportamento meccanico del componente durante le sue condizioni operative. I risultati ottenuti dalla simulazione e relativi alla distribuzione degli sforzi, anche di quelli residui interni, consentono di individuare le regioni critiche in cui le elevate tensioni potrebbero influenzare la propagazione dei difetti. Idealmente si dovrebbe ricercare una situazione in cui l'intero volume del componente sia ricoperto da una distribuzione simmetrica ed uniforme degli sforzi. A questo punto, entrano in gioco la meccanica della frattura lineare elastica e quella elastoplastica, le quali valutano il valore del fattore di intensificazione degli sforzi (SIF) in modo da studiare la velocità di propagazione della cricca nel tempo.

Il FEM garantisce quindi un'analisi progettuale per comprendere quali design e parametri di processo risultano ottimali così da ottimizzare la resistenza a frattura dei componenti stampati in 3D e mitigarne i potenziali problemi di affidabilità meccanica.

Le nuove soluzioni [74] che stanno avanzando recentemente non risolvono soltanto il problema termo-meccanico. Una strategia fa ad esempio utilizzo di meshing adattivi nella simulazione della deposizione del metallo o di scansioni effettive, consentendo mesh più raffinate nei dintorni della zona di lavorazione rispetto al restante dominio di lavoro. Una tale strategia comporta però una perdita accurata di informazioni nelle regioni già fabbricate, lì dove la rifinitura della mesh è minore.

Si possono utilizzare come strumento compensativo dei termini di correzione della mesh, i quali garantiscono prestazioni simili al caso di uniformità della mesh riducendo al contempo l'onere computazionale. Un tale approccio rimane comunque troppo semplificato nel simulare processi di produzione di componenti di interesse industriale: esso separa l'analisi dell'ultimo strato stampato da quella relativa alla parte restante già fabbricata.

2.7 Nuove ricerche e sviluppi futuri

Nel settore biomedicale le prime implementazioni tecnologiche a strati sono emerse già da vari anni. Sebbene questa prospettiva sia interessante, va evidenziato come la ricerca sul miglioramento del design dei componenti e sull'estensione della gamma di materiali di utilizzo rimanga comunque attiva. La rivoluzione apportata dall'AM nel settore biomedicale seppur sia stata rivoluzionaria di per sé continua ancora a farlo, aprendo sempre più la strada a nuove innovazioni [75].

Si è rivelata una tecnologia dirompente capace di introdurre modificazioni significative nel ciclo di vita dei prodotti tradizionali introducendo nuove sfide a modelli di business già consolidati: l'impatto sociale della diffusione della stampa 3D è consistito in cambiamenti nella qualità e nell'intensità del lavoro, nelle modalità di occupazione e nella necessità di dover acquisire nuove competenze [54].

Nonostante i numerosi vantaggi della manifattura additiva, le sfide che essa deve ancora affrontare, soprattutto in ambito medico, risultano diverse.

Le principali difficoltà prevedono la scelta limitata dei materiali, specialmente se adibiti alla fabbricazione di parti simili a tessuti umani per la stampa di organi; anche per quanto riguarda la proprietà meccaniche, esse possono rimanere insufficienti per i prodotti post-stampa di tipo biomimetico, in termini di resistenza a compressione e trazione; anche il problema del ritiro volumetrico, e quindi di una bassa precisione dimensionale, non risulta del tutto risolto.

Inoltre, sebbene la personalizzazione del design costituisca un vantaggio significativo in un ambito di approccio clinico sempre più paziente-specifico, si dimostra comunque limitante per il fatto che i prodotti non sono riutilizzabili per altri pazienti.

Altre difficoltà sono legate ad esempio ai costi ancora elevati delle stampanti 3D o alla impossibilità di produzione su larga scala e ai lunghi tempi di post-lavorazione [48].

L'acquisizione di immagini e l'elaborazione dei dati richiedono tempo, e i tempi di fabbricazione del modello dipendono fortemente dalla particolare tecnologia di AM che viene adottata. Ci sono macchine per la stampa 3D che impiegano anche 24 ore per completare il processo di stampa per modelli standard [76].

Le prospettive future dell'AM sono però sempre più incoraggianti. Il suo continuo sviluppo si prevede porterà la ricerca biomedica a diminuire i costi della parte hardware e a scoprire nuovi biomateriali e bio-inchiostri, in parallelo con le innovazioni nel campo della ingegneria tissutale e delle applicazioni rigenerative.

Negli ospedali e nei centri di ricerca sta diventando meno difficoltoso realizzare parti stampate termoplastiche con stampanti 3D a basso costo. Nonostante stia prendendo sempre più piede la produzione di unità funzionali di base (organoidi) su imitazione degli organi umani (*Figura 49*), il traguardo finale rimarrà sempre la possibilità di stampare un organo in 3D completamente funzionante, direttamente trapiantabile nel corpo del paziente. Ovviamente il percorso da compiere è ancora duro e richiede di superare limitazioni come la micro-vascolarizzazione e la non longevità dei bio-inchiostri, ma è comunque lecito pensare che ben presto la bio-stampa sarà in grado di raggiungere il suo pieno potenziale [54] [77].

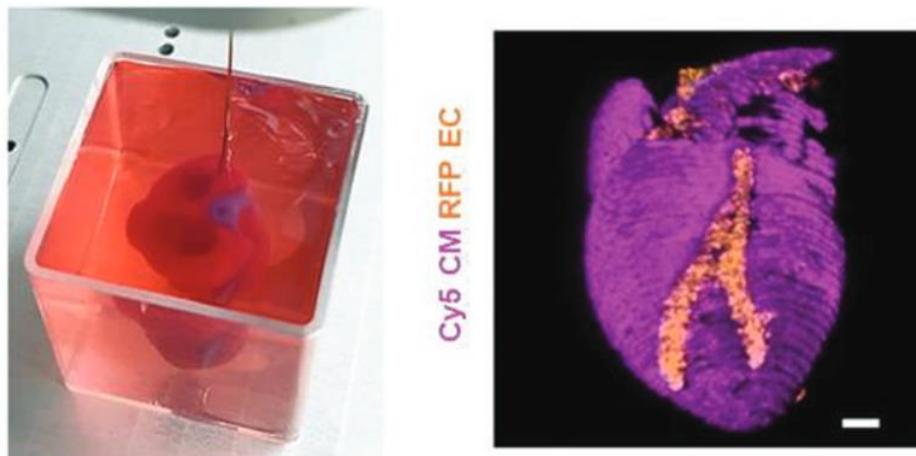


FIGURA 49 - CUORE PERSONALIZZATO IN IDROGEL BIO-STAMPATO CONTENENTE VASI SANGUIGNI E RELATIVA IMMAGINE CONFOCALE 3D

CAPITOLO III: MECCANICA DELLA FRATTURA

3.1 Introduzione

In ambito ingegneristico la meccanica ha sempre cercato di studiare le condizioni che potessero portare al cedimento di elementi strutturali.

L'approccio tradizionale di progettazione prevedeva il confronto tra il valore di tensione esercitato sul componente e il valore limite di sforzo ammissibile dal materiale con cui viene realizzato. Nel corso degli anni si sono verificati però fenomeni, come i casi eclatanti delle Navi Liberty e degli Aerei Comet [78], in cui pur ammettendo la correttezza delle verifiche progettuali sono stati osservati cedimenti del tutto improvvisi ed imprevisti di alcune strutture, senza che si potessero apprezzare premonitorie deformazioni macroscopiche e a livelli di sollecitazione minori rispetto a quelli di rottura del materiale.

Ha preso così piede una nuova disciplina detta “Meccanica della Frattura” che, vedendo nella presenza dei difetti, di cricche, la causa principale di questi incidenti disastrosi, è andata a valutare gli effetti che essi comportano sullo stato tensionale dei componenti analizzati. I difetti, o cricche, non sono altro che delle discontinuità che provocano effetti indesiderati, aventi geometrie e dimensioni non controllabili dal progettista ma solo rilevabili, e che sono dovute ad inclusioni, corrosioni o carichi a fatica. Rispetto all'approccio di progettazione tradizionale che cerca di eliminare a tutti i costi la presenza delle cricche pensando in questo modo di assicurare la stabilità dei componenti, è nata una nuova filosofia di progettazione (“*damage tolerant*”) che invece ammette la possibile presenza dei difetti purché se ne valuti la pericolosità, cercando di capire se, pur in sua presenza sia possibile o meno continuare ad utilizzare il componente.

Il difetto non viene visto come un punto di intrinseca debolezza, ma come un modificatore dello stato di sforzo che va manipolato al punto da minimizzarne gli effetti disastrosi. Oltre quindi allo sforzo applicato, è importante valutare la tenacità del materiale e le caratteristiche dimensionali del difetto.

3.2 Meccanica della frattura lineare-elastică (LEFM)

Nel corso degli anni sono stati diversi gli studiosi e gli ingegneri che hanno tentato di fornire una trattazione teorica [78] di base atta a descrivere quantitativamente i fenomeni di meccanica della frattura. Essi hanno avanzato leggi di previsione e relazioni quantitative capaci di trovare un legame matematico tra dimensione dei difetti, sforzo applicato e caratteristiche del materiale.

L'approccio che è stato utilizzato inizialmente parte dall'assunto che il materiale resti in regime lineare elastico nei dintorni della cricca e che le deformazioni risultino proporzionali agli sforzi. Si assume che il materiale sia in grado di sopportare il carico senza una deformazione plastica significativa ed è per questo che si parla di meccanica della frattura lineare elastica (*Linear Elastic Fracture Mechanics*, LEFM).

La sua validità si limita ai casi in cui le dimensioni della zona plastica (area deformata plasticamente attorno alla punta della cricca) sono piccole rispetto alla geometria della struttura o del componente considerato. In tali condizioni, è possibile usare leggi lineari che semplificano la descrizione del campo di tensione vicino alla cricca.

Inglis (*Figura 50*), ad esempio, è riuscito a definire lo sforzo massimo presente all'apice della cricca trovando un legame con la dimensione stessa del difetto, senza però considerare la presenza di una zona plastica all'apice di quest'ultimo e la ridistribuzione tensionale che da essa deriva.

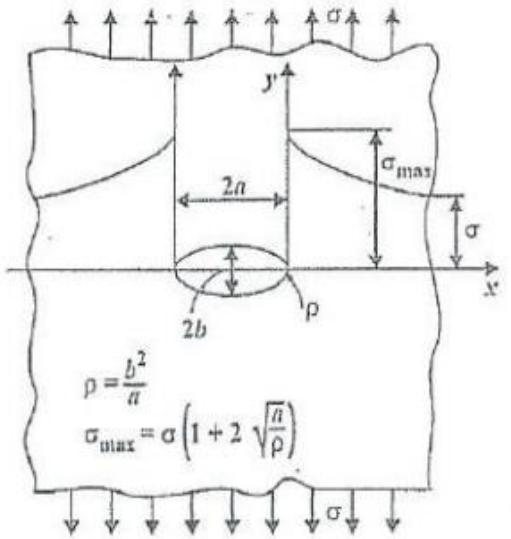


FIGURA 50 - LASTRA SOTTILE CON FESSURA PASSANTE DI TIPO ELLITTICO STUDIATA DA C.E. INGLIS

Basandosi su un approccio del tutto energetico, a Griffith (*Figura 51*) si deve invece la formalizzazione di una condizione critica a frattura che parte dal principio di conservazione dell'energia. La condizione critica si raggiunge con variazione nulla dell'energia totale; quindi, di fatto il difetto si genera, o se c'è cresce, a partire da una condizione di equilibrio: cioè quando l'energia disponibile alla frattura, definita dal rateo di rilascio energetico G , supera quella necessaria alla frattura, legata alla resistenza stessa del materiale, R .

$$\frac{dE}{dA} = \frac{d\Pi}{dA} + \frac{dW_s}{dA} = 0 \quad (5)$$

dove:

- E = energia totale
- Π = energia potenziale somma di energia di deformazione U e lavoro delle forze esterne F
- W_s = lavoro necessario per creare nuove superfici della cricca
- A = area della cricca

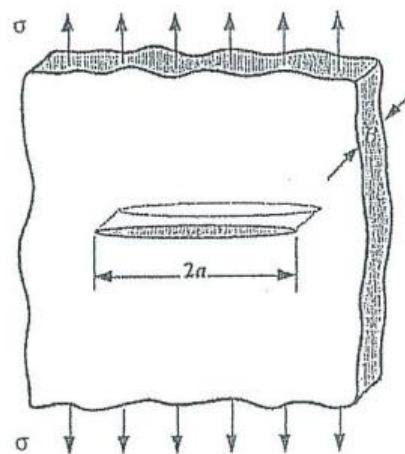


FIGURA 51 - DIFETTO PASSANTE IN UNA LASTRA INFINITAMENTE GRANDE

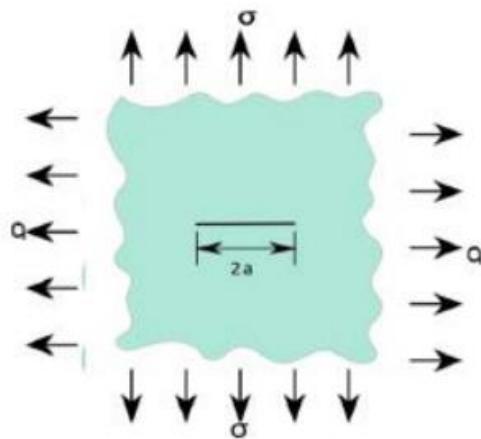
Infine Irwin (*Figura 52*) ha permesso di formalizzare la distribuzione del campo di sforzi nei dintorni dell'apice della cricca mediante l'introduzione di un parametro, detto SIF (fattore di intensificazione degli sforzi, indicato con K), che tiene conto della geometria, del carico applicato e delle dimensioni della cricca. Questo parametro non solo è legato al rateo di rilascio energetico ed è possibile calcolarlo una volta noto il materiale da prendere in considerazione, ma è importante perché può essere sfruttato come criterio di rottura.

Esiste un valore molto importante del SIF, che prende il nome di tenacità a frattura, e indicato con K_c , che indica il valore limite che può essere supportato da una struttura cricciata realizzata con un determinato materiale.

È un valore di riferimento quindi, diverso per ciascun materiale, superato il quale la cricca propaga in maniera instabile fino a portare alla rottura del componente, secondo la condizione:

$$K \geq K_c \quad (6)$$

Si cerca dunque di rimanere al di sotto di tale valore affinché si possa ammettere in sicurezza la continuazione della messa in esercizio di un componente pur presentando questi un difetto.



**FIGURA 52 - PIASTRA PIANA INFINITAMENTE ESTESA
PRESENTANTE DIFETTO E CARICATA IN MANIERA EQUIBIASSIALE**

Nella seguente tabella (*Tabella 4*) si vogliono rappresentare in maniera schematica i vari approcci di studio fin qui descritti:

TABELLA 4 - SCHEMATIZZAZIONE DEI DIVERSI APPROCCI LEFM

| | | |
|-----------------|--|---|
| Inglis | $\sigma_{max} = \sigma \cdot \left(1 + 2 \cdot \sqrt{\frac{a}{\rho}}\right)$ (7) | <i>Studio del campo di sforzi attorno a un difetto ellittico</i> |
| Griffith | $G \geq R$ (8) $G = -\frac{d\Pi}{dA}$ (9) $R = \frac{dW_s}{dA}$ (10) | <i>Condizione critica basata sull'energia e principio di conservazione dell'energia</i> |
| Irwin | $K_I = Y \left(\frac{a}{W}\right) \sigma_0 \sqrt{\pi a}$ (11) | <i>Distribuzione del campo di sforzi attorno alla cricca e introduzione del SIF</i> |

dove:

- σ = sforzo applicato alla lastra
- a = lunghezza della cricca
- ρ : raggio della punta della cricca (per il modello di Inglis)
- G = rateo di rilascio energetico (*crack driving force*)
- R = resistenza del materiale (*resistance*)
- Y = fattore geometrico di forma
- W = larghezza

È bene dire che la tenacità a frattura non assume un vero e proprio significato fisico: il raggiungimento di un determinato valore di K non implica necessariamente la frattura, ma questa avviene solo se i valori di sforzo aumentano così tanto da non poter più essere sopportati dal materiale.

L'individuazione di diversi valori di tenacità a frattura in presenza dello stesso materiale ha portato a pensare che in realtà tale valore dipenda anche dallo spessore e dal tipo di analisi meccanica che si conduce, se di sforzo piano (quando cioè si considera nulla la componente di sforzo lungo l'asse z) o di deformazione piana (questa volta si considera nulla sull'asse z la componente di deformazione). Se si confrontano i due casi (*Figura 53*), c'è differenza sia nell'estensione della zona plasticizzata che nel valore assunto dallo sforzo.

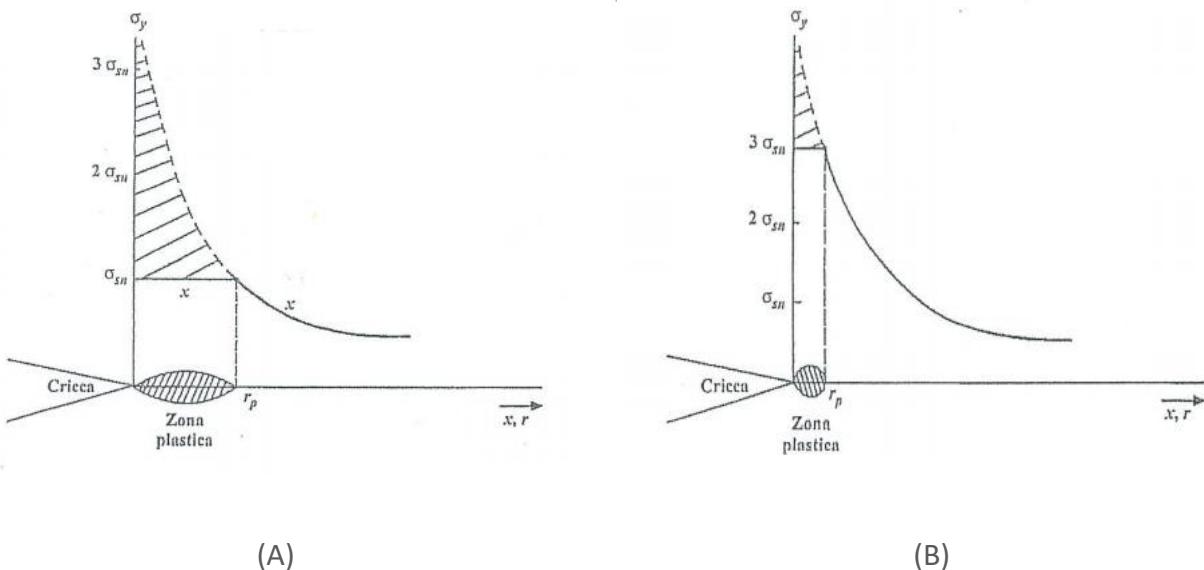


FIGURA 53 - VALORE DI SFORZO ED ESTENSIONE DELLA ZONA PLASTICA IN CASO DI :
(A) SFORZO PIANO; (B) DEFORMAZIONE PIANA

Il valore del raggio plastico, diverso nei due casi, dipende dal valore assunto dal parametro α , come illustrato in *Tabella 5*:

TABELLA 5 – DIVERSO RAGGIO PLASTICO NEI CASI DI SFORZO PIANO E DI DEFORMAZIONE PIANA

| | | |
|---------------------------|--------------|--|
| Sforzo piano | $\alpha = 1$ | $r_p = \frac{K^2}{\alpha \pi \sigma_y^2}$ (12) |
| Deformazione piana | $\alpha = 3$ | |

Poiché però si decide di associare un valore univoco di tenacità a frattura a ciascun materiale, che non subisca l'influenza dei parametri dimensionali del componente considerato, si è scelto per convenzione quello relativo allo stato di deformazione piana.

Inoltre, il valore del SIF può presentare un pedice diverso, K_I , K_{II} o K_{III} , a seconda del modo di carico (*Figura 54*): rispettivamente modo *I*, se il carico viene applicato in direzione normale al piano della cricca; modo *II*, se il carico è di taglio ed è applicato nel piano della cricca; modo *III*, se il carico, di taglio, è applicato nel piano normale alla cricca.

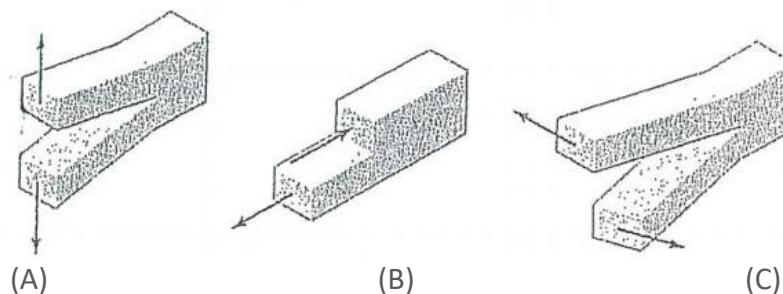


FIGURA 54 - DIFFERENTI MODI DI CARICO PER LA CRICCA:
 (A) MODO I DI TRAZIONE; (B) MODO II DI TAGLIO; (C) MODO III DI LACERAZIONE

3.3 Meccanica della frattura elasto-plastica (EPFM)

L'impossibilità di avere sforzi infiniti in prossimità dell'apice della cricca apre all'idea che sia necessaria la presenza di una zona di plasticizzazione.

In caso di trascurabilità dell'estensione di quest'ultima è possibile valutare il SIF con una buona accuratezza. Si definisce infatti zona di *singolarità dominante* quella in cui il raggio plastico r_p è sufficientemente piccolo da poter sfruttare le relazioni trovate della LEFM per la stima dei valori di sforzo all'apice della cricca.

In caso contrario, l'analisi lineare elastica risulta inaffidabile. In particolare è bene distinguere due diverse situazioni: nella prima (*Figura 55*), i parametri lineari elastici sono ancora utilizzabili entro certe estensioni previo apporto di dovute correzioni (secondo l'approccio di Irwin o di Dugdale¹³); nella seconda, invece, diventa opportuno considerare altri parametri che tengano conto del reale comportamento del materiale [78].

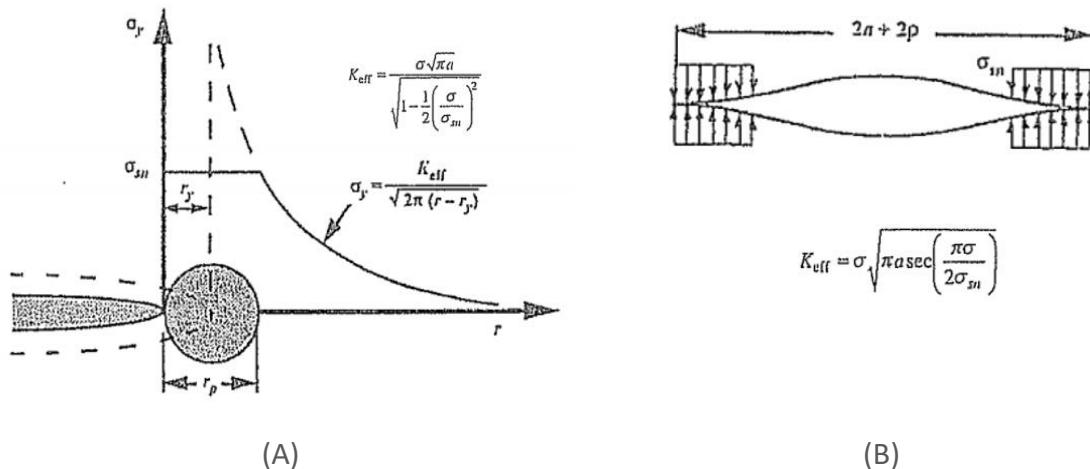


FIGURA 55 - CORREZIONI PER CONSENTIRE L'UTILIZZO DEI PARAMETRI LEFM:
(A) IRWIN ; (B) DUGDALE

¹³ Mentre Irwin introduce un valore di K_{eff} assumendo una maggiore lunghezza del difetto, il modello di Dugdale definisce anch'esso un K_{eff} ma considerando una striscia di materiale plasticizzato di lunghezza p , un difetto di lunghezza $2a + 2p$ e che il materiale non incrudisca in modo da avere uno sforzo di compressione pari a quello di *yielding* nel tratto plasticizzato.

La Figura 56 permette di confrontare i valori di SIF ottenuti tramite LEFM e quelli secondo Irwin e Dugdale.

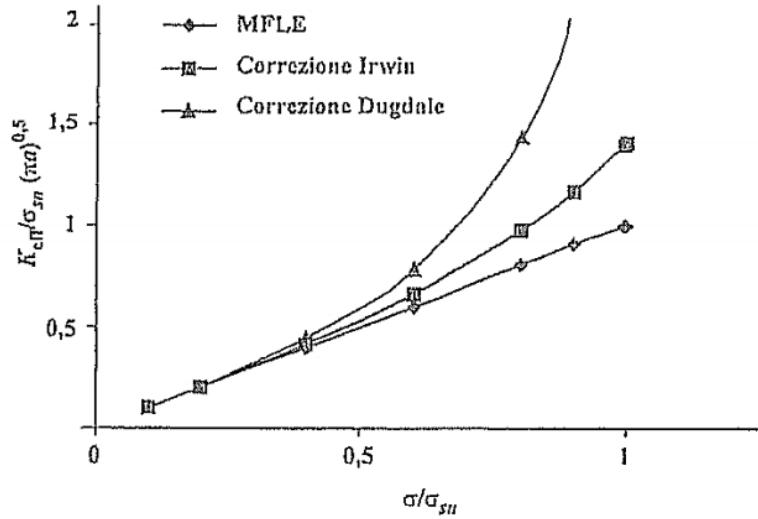


FIGURA 56 - CONFRONTO TRA IL VALORE DI K (LEFM) E I VALORI DI KEFF SECONDO IRWIN E DUGDALE

Inoltre, è necessario considerare un altro fenomeno per capire quali parametri poter utilizzare nell'analisi degli effetti della cricca sul componente, e cioè il collasso plastico. A volte, quest'ultimo può ritenersi anche più pericoloso della stessa propagazione instabile del difetto. Motivo per cui la presenza di una cricca nel componente richiede sempre la verifica di entrambe queste condizioni di criticità, sia della propagazione instabile che del collasso plastico.

Il collasso plastico prevede che la deformazione plastica attorno all'apice del difetto si estenda fino a coinvolgere una parte significativa del componente. Questo porta alla perdita di capacità di sostegno del carico prima che avvenga una frattura netta. In questo modo, il materiale non raggiunge la rottura per propagazione della cricca ma cede a causa della deformazione plastica generalizzata e quindi per il raggiungimento del punto di cedimento strutturale [78].

La condizione secondo cui si raggiunge il collasso plastico prima della propagazione instabile, e che si verifica quando la tenacità è molto elevata, lo snervamento è basso e la cricca molto piccola, prevede:

$$\frac{\sigma_{sn}(W - 2a)}{W} < \frac{K_{IC}}{Y\sqrt{\pi a}} \quad (13)$$

In particolare, esiste uno schema generale (Figura 57) per capire se vi sia la possibilità di sfruttare il parametro K come espressione dello stato tensionale all'apice della cricca o se è necessario procedere con una trattazione non lineare.

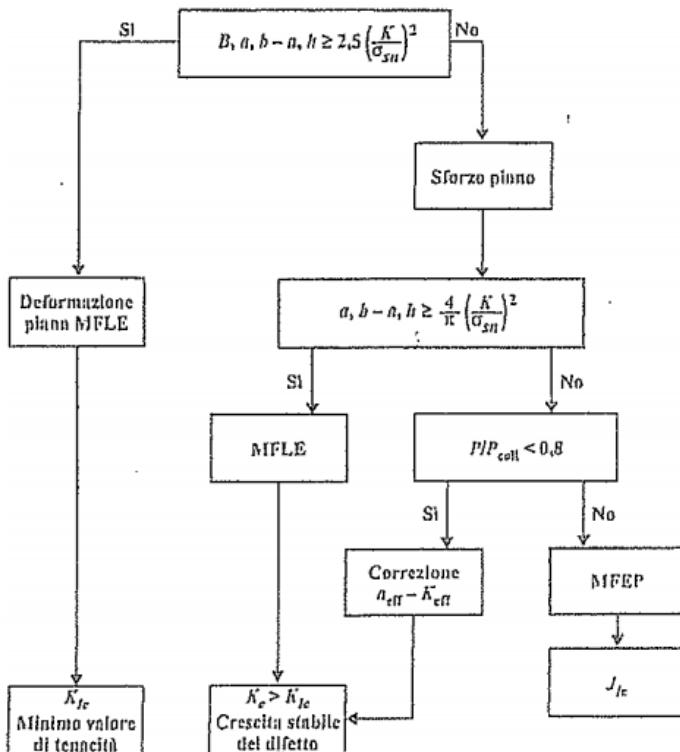


FIGURA 57 - SCHEMA RIASSUNTIVO DELLE VERIFICHE DIMENSIONALI PER CAPIRE QUALE TRATTAZIONE SEGUIRE (LEFM O EPFM) E QUALI PARAMETRI UTILIZZARE PER VALUTARE GLI EFFETTI DOVUTI ALLA PRESENZA DELLA CRICCA

La possibilità di utilizzare ancora i parametri della LEFM dipende anche dalla verifica di alcune formule empiriche legate a limitazioni di tipo dimensionale.

Inizialmente occorre valutare la condizione dimensionale di deformazione piana secondo cui:

$$B, a, b - a, h \geq 2.5 \left(\frac{K}{\sigma_y} \right)^2 \quad (14)$$

Nel caso in cui tale condizione non dovesse verificarsi, la valutazione del campo di sforzi tramite K può avvenire (questa volta però in condizioni di sforzo piano), verificando:

$$a, b - a, h \geq \frac{4}{\pi} \left(\frac{K}{\sigma_y} \right)^2 \quad (15)$$

In questo modo è possibile determinare un valore di tenacità K_C superato il quale si giunge a frattura. Se però neanche questa condizione è verificata, allora occorre valutare ancora un'altra condizione, quella di collasso plastico:

$$\frac{P}{P_{coll}} < 0.8 \quad (16)$$

In caso di verifica di quest'ultima il parametro K consente ancora di definire il campo tensionale all'apice del difetto, mentre in caso contrario non si può ricorrere più alla LEFM ma occorre introdurre nuovi parametri relativi alla Meccanica della Frattura Elasto-Plastica (MFEP) [78].

Prima di introdurli, è necessario però capire cosa si intende per comportamento elasto-plastico. Esistono numerosi studi che attribuiscono la stessa risposta meccanica a materiali dal diverso comportamento: anche quando lo stato di sforzo è composto e gli sforzi aumentano monotonamente, è accettabile ritenere tra loro equivalenti i materiali elasto-plastici con materiali elastici non lineari.

Questi materiali presentano infatti due diverse curve $\sigma - \epsilon$, caratterizzate dalla stessa fase di carico ma da una diversa fase di scarico, come è possibile vedere in Figura 58.

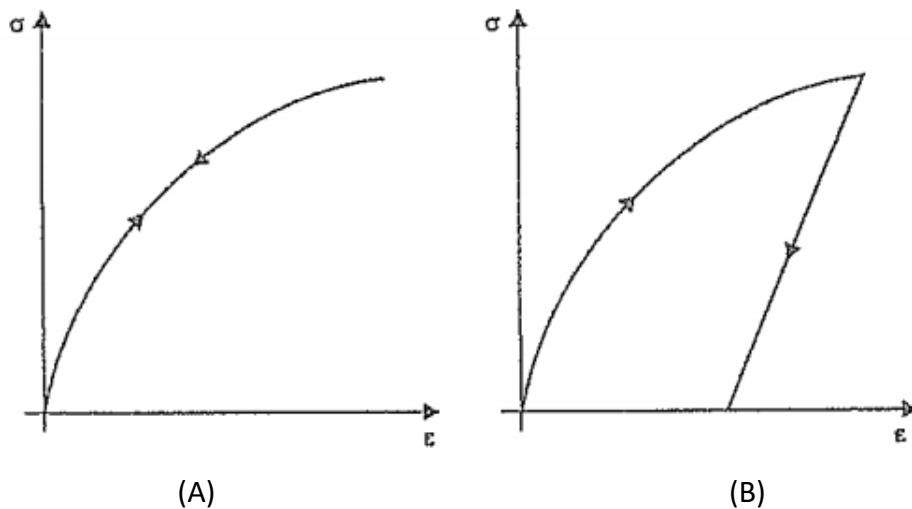


FIGURA 58 – CURVE $\sigma - \epsilon$:
 (A) MATERIALE ELASTICO NON LINEARE (B) MATERIALE ELASTO-PLASTICO

In base però alla loro equivalenza in termini di risposta meccanica, la presenza di una corrispondenza biunivoca tra sforzi e deformazioni per i materiali elastici non lineari consente di poterli utilizzare per una opportuna trattazione al posto di quelli elasto-plastici, i quali purtroppo non godono della stessa proprietà.

Questo è il motivo per cui diversi studiosi come *Rice* e *Wells* hanno preferito utilizzare, invece che i materiali elasto-plastici, quelli elastici non lineari per lo studio delle cricche in campo non lineare [78].

Ragionando prima da un punto di vista energetico, è possibile riscrivere il criterio di propagazione instabile del difetto (8), $G \geq R$, adattandolo al campo non lineare [78].

Il bilancio energetico infatti rimane sempre uguale, ciò che invece cambia è il legame sforzo-deformazione che non è più dato dalla *legge di Hooke*, $\sigma = E \epsilon$.

A tal proposito, per descrivere il modello comportamentale del materiale, si considera la *legge di Ramberg-Osgood*:

$$\epsilon = \frac{\sigma}{E} + \left(\frac{\sigma}{K}\right)^m \quad (17)$$

Riscrivendo G , che corrisponde ad una energia per unità di spessore e lunghezza di difetto [J/m], come J e riscrivendo R come J_R , si ottiene:

$$J \geq J_R \quad (18)$$

Se poi ci si ricorda l'espressione di G per una lastra molto grande con difetto centrale passante, e la si combina con la (17), considerando si ottiene:

$$\pi Y^2 = H \quad (19)$$

$$G = \frac{\pi Y^2 \sigma^2 a}{E} \quad (20)$$

$$\frac{H\sigma^2 a}{E} + \frac{H\sigma^{m+1} a}{K^m} = J_R \quad (21)$$

Questa espressione così ottenuta consente quindi di esprimere il criterio energetico in campo elasto-plastico.

Il primo ricercatore che nel 1961 propose un nuovo parametro, il *Crack Tip Opening Displacement (CTOD)*, per lo studio della frattura in presenza di cricca in acciai dal comportamento duttile è stato Wells [78].

Trovando difficoltà nella determinazione sperimentale della tenacità per i materiali duttili (per i quali le limitazioni LEFM legate allo spessore risultano eccessive), con il *CTOD* si può invece disporre di una grandezza valida da poter utilizzare sia in campo lineare che in quello non lineare.

Nei materiali duttili infatti la zona attorno all'apice della cricca subisce una significativa deformazione plastica prima che inizi la propagazione instabile della stessa. Tale parametro rappresenta una misura diretta dell'apertura che si ha all'apice del difetto quando il materiale è sotto sforzo e si sta deformando plasticamente.

Per estensione, informando sulla capacità del materiale di assorbire deformazioni plastiche senza far propagare la cricca, fornisce indicazioni sulla resistenza alla frattura in presenza di deformazioni elasto-plastiche.

Approssimativamente il CTOD può essere calcolato come:

$$\delta = \frac{K_I^2}{m\sigma_y E'} \quad (22)$$

dove:

- In stato di sforzo piano: $m = 1$ $E' = E$
- In stato di deformazione piana: $m = 2$ $E' = \frac{E}{1-v^2}$

La massima apertura della punta della cricca può essere indicata con δ_c e può essere utilizzato come criterio di tenacità a frattura dato che rappresenta l'apertura limite precedente ad una propagazione instabile del difetto. Un suo superamento potrebbe portare al cedimento del componente.

Un altro parametro della EPFM che invece è stato introdotto da *Rice* nel 1968 e che permette anch'esso di descrivere un comportamento non lineare è il *J-integral*.

Lo si può definire in diversi modi, ma si è soliti definirlo innanzitutto come un integrale di linea:

$$J = \int_{\Gamma} \left(W dy - T_i \frac{\partial u_i}{\partial x} ds \right) \quad (23)$$

dove:

- W = energia di deformazione;
- T_i = vettore dello sforzo normale al contorno;
- u_i = componenti del vettore spostamento;
- ds = elemento infinitesimo del percorso di integrazione;

Grazie agli studi di *Rice* si è dimostrato non solo che tale integrale risulta indipendente dal percorso ma anche che nella EPFM tale parametro presenta lo stesso significato di G nella LEFM; quindi, può essere definito tramite l'equilibrio energetico.

Il legame tra K e J può quindi essere espresso :

$$K = \sqrt{E' J} \quad (24)$$

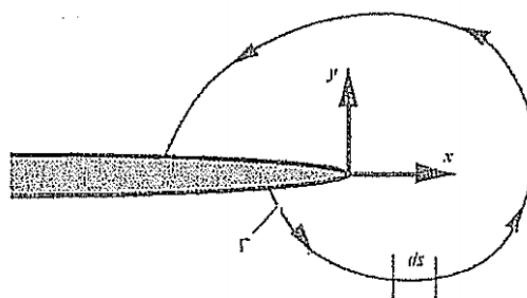


FIGURA 59 - J-INTEGRAL COME INTEGRALE DI LINEA SCEGLIENDO COME PERCORSO UN CERCHIO DI RAGGIO R AVENTE IL CENTRO IN CORRISPONDENZA DELL'APICE DEL DIFETTO

In seguito il lavoro svolto da *Hutchinson, Rice e Rosengren (HRR)* ha dimostrato come il valore di J possa caratterizzare per i materiali elastici non lineari lo stato di sforzo all'apice della cricca. Nel contesto della EPFM, infatti, l'approccio lineare elastico basato sul valore di K risulta insufficiente per descrivere il campo tensionale nei dintorni del difetto. Il *J-integral* può invece assumere un ruolo simile al K in un contesto elasto-plastico. Considerando dei materiali duttili, è possibile individuare diverse zone attorno alla *tip* della cricca, ognuna caratterizzata da un proprio comportamento di singolarità.

Nel caso di plasticizzazioni limitate, quindi poco estese, è possibile distinguere:

- *zona vicina alla punta*: le deformazioni sono elevate e si verifica il fenomeno del *blunting*, ovvero di arrotondamento della punta della cricca; ciò fa sì che il valore degli sforzi sia ridotto non permettendo una previsione tramite singolarità HRR.
- *zona intermedia*: la singolarità HRR domina e gli sforzi possono essere descritte con le equazioni derivanti da tale singolarità.
- *zona più esterna*: il comportamento elastico prevale su quello plastico; dunque, conviene ancora servirsi del valore di K .

Nel caso elasto-plastico, invece, in cui le plasticizzazioni risultano più estese, proprio a causa di questa estensione, sia nella zona intermedia che in quella più lontana dalla cricca, il valore di J diventa l'unico parametro affidabile per la previsione della frattura dovuta a cricca. Infine, nel caso estremo in cui le plasticizzazioni si trovano ad essere su larga scala non esiste un unico parametro applicabile universalmente e il comportamento a frattura dipende dalle dimensioni e dalla geoemtria del provino. Dunque, tutto questo dimostra come la scelta del modo in cui rappresentare il comportamento della cricca e degli sforzi che su di essa agiscono, se usando K o J , dipenda in realtà dalla estensione della zona plastica.

3.4 Propagazione dei difetti a fatica

In molti settori dell'ingegneria industriale il fenomeno della fatica e lo studio che su di essa è stato svolto hanno ottenuto nel corso del tempo una certa rilevanza. Conferire ai componenti la capacità di resistere meccanicamente quando vengono sottoposti a carichi ciclici garantisce loro una lunga durata ed un corretto funzionamento.

Generalmente è difficile dover considerare difetti di elevate dimensioni già presenti nel componente: in questo caso occorre gestire già la fase di propagazione del difetto e non partire da quella di nucleazione. È molto più comune invece che, o a seguito di una cattiva finitura superficiale post-produzione o durante la vita di esercizio, la comparsa di difetti microstrutturali o macrostrutturali possa portare sotto carichi variabili ad una crescita della cricca fino al cedimento strutturale dovuto alla sua propagazione instabile. È bene sottolineare come in questo contesto la presenza di difetti già esistenti non provochi necessariamente una compromissione meccanica del componente: fin quando la dimensione del difetto non raggiunge determinati livelli di criticità, oltre i quali avviene la rottura catastrofica del pezzo, il difetto mantiene una certa stabilità per un determinato numero di cicli.

È anche vero che non tutte le verifiche a fatica considerano la necessaria presenza di difetti, ma è comunque possibile individuare diversi approcci. L'approccio più tradizionale basato sulla *vita infinita* prevede un dimensionamento dei componenti che consenta ai valori di sforzo di rientrare entro dei valori limite garantendo una durata del componente virtualmente illimitata. Altre volte, invece, accade che alcuni componenti non vengano continuamente sollecitati in maniera ciclica ma è possibile accettare per essi un limite di fatica predeterminato, portando quindi a seguire un approccio basato sulla *vita finita* anche detto *safe-life*.

Esistono altri campi, come quello aeronautico, in cui invece i requisiti richiesti prevedono una riduzione del peso strutturale ed una garanzia di sicurezza. Questo richiede l'utilizzo di approcci più sofisticati come il *fail-safe* secondo cui, ipotizzando l'eventuale presenza di difetti, si opta per un monitoraggio continuo al fine di minimizzarne gli effetti.

È proprio da questo approccio che deriva quello *damage tolerant* il quale, sfruttando i parametri della meccanica della frattura, valuta la pericolosità dei difetti in crescita e ne previene il raggiungimento di dimensioni critiche. Secondo tale approccio, l'applicazione di tecniche non distruttive (usando radiografie o ultrasuoni) consente una ispezione continua sul componente atta a rilevare la presenza e la dimensione dei difetti, in particolare la dimensione minima di rilevo del difetto (a_d). Ogni tecnica di *detection* presenta poi una propria soglia minima di rilevamento, oltre la quale bisogna capire se il difetto rilevato possa portare al cedimento, previo superamento della dimensione critica legata alla instabilità del difetto. Ci sono poi casi più complessi, come per i recipienti in pressione o le strutture civili, in cui diventa proprio necessario ipotizzare la presenza di difetti minimi per poi effettuare stime di fatica sulla durata del componente. Se ad esempio non si rileva la presenza di un difetto conviene considerare la situazione peggiore, ovvero ritenere vero che sia comunque presente un difetto di dimensione a_d e calcolare la vita prevista per esso.

Quando vengono applicati carichi ciclici variabili nel tempo (tra un valore minimo P_{min} ad uno massimo P_{max}) e la struttura presenta un difetto, è molto probabile che quest'ultimo possa propagare. Anche l'apice del difetto vede il materiale plasticizzare in maniera ciclica e man mano che il difetto cresce viene a formarsi una striscia di materiale plasticizzato (onda plastica) (*Figura 60*). Nel caso in cui tale zona plasticizzata risultasse compresa nella zona di singolarità elastica è ancora possibile individuare in maniera univoca il SIF caratterizzante la crescita a fatica del difetto.

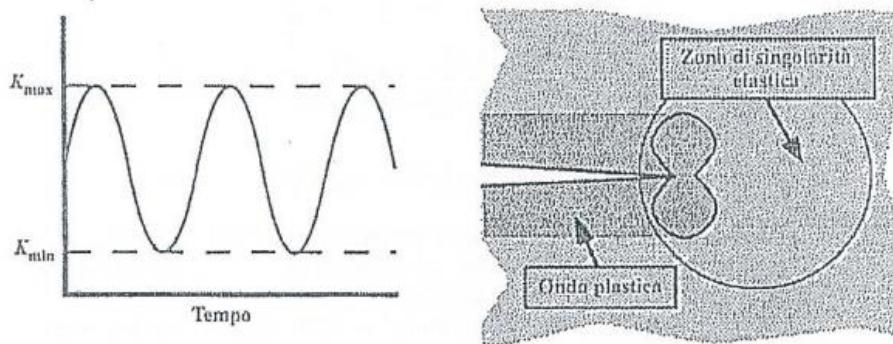


FIGURA 60 - ONDA PLASTICA E ZONA DI SINGOLARITÀ ELASTICA

È bene però andare a considerare cosa succede ad ogni ciclo di carico (*Figura 61*), durante il quale la cricca propaga di una dimensione Δa (accrescimento del difetto per ciclo): nella fase di carico, l'apice subisce degli scorrimenti e degli arrotondamenti mentre in quella di scarico riassume un aspetto acuto mediante il ripristino delle condizioni iniziali.

Ovviamente il valore di Δa aumenta, provocando una maggiore apertura della cricca, all'aumentare dell'ampiezza di sforzo $\Delta\sigma = \sigma_{max} - \sigma_{min}$ e, per estensione, all'aumentare dell'ampiezza di carico $\Delta P = P_{max} - P_{min}$. Di conseguenza, anche il valore di K varia durante un ciclo di carico tra un minimo ed un massimo.

$$K_{min} = \sigma_{min} Y \sqrt{\pi a} \quad \Rightarrow \quad \Delta K = \Delta\sigma Y \sqrt{\pi a} \quad (25)$$

$$K_{max} = \sigma_{max} Y \sqrt{\pi a}$$

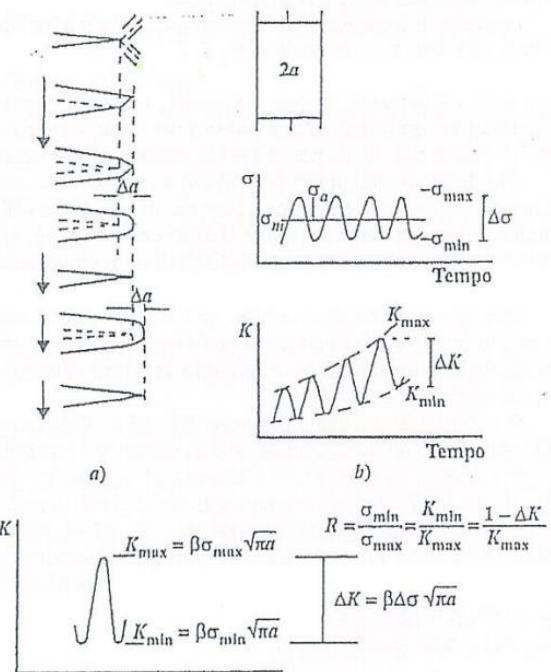


FIGURA 61 - MECCANISMO DI PROPAGAZIONE DELLA CRICCA E ANDAMENTO DEGLI SFORZI E DI K RISPETTO AL TEMPO

Se poi si definisce anche il rapporto di carico, esprimibile in funzione dei valori minimo e massimo del fattore di intensificazione, è possibile parlare anche di velocità di propagazione, cioè di crescita del difetto.

$$R = \frac{\sigma_{min}}{\sigma_{max}} = \frac{K_{min}}{K_{max}} = \frac{1 - \Delta K}{K_{max}} \quad (26)$$

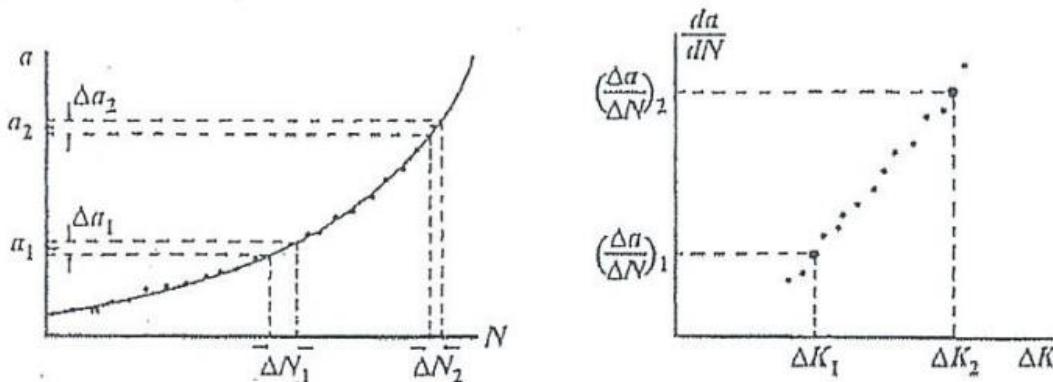
Quest'ultima è legata sia a ΔK che a K_{max} , con quest'ultimo variabile al variare della dimensione della cricca. È preferibile allora far dipendere la velocità di propagazione da ΔK e da R , essendo quest'ultimo parametro costante in presenza di ampiezza di carico costante.

$$\frac{da}{dN} = f(\Delta K, R) \quad (27)$$

La dipendenza di da/dN da ΔK e da R non può essere conosciuta a priori ma occorre eseguire prove sperimentali sul materiale che viene preso in esame.

Durante queste prove occorre misurare continuamente la dimensione del difetto a per ottenere il suo andamento in funzione del numero di cicli di carico N .

Ad ogni variazione $\Delta a - \Delta N$ viene associato il valore da/dN . Facendo poi corrispondere il valore di ΔK al determinato valore di dimensione del difetto, è possibile infine associare a ogni valore da/dN un valore di ΔK (Figura 62).



**FIGURA 62 - DETERMINAZIONE SPERIMENTALE DELLA CURVA A-N
E DEFINIZIONE DELL'ANDAMENTO DI DA/DN RISPETTO A ΔK**

Uno dei primi ricercatori ad investigare l'effetto della ripetuta applicazione dei carichi sull'avanzamento di una cricca è stato Paris [78].

Egli, infatti, ha osservato i dati sperimentali (Figura 63) ottenuti riguardo gli avanzamenti del difetto sotto diverse condizioni (di carico o di lunghezza iniziale della cricca). Applicando una ampiazza di carico costante, ha considerato diversi valori di lunghezza iniziale di cricca ottenendo la stessa dimensione critica del difetto ma a durate differenti. Applicando invece sempre la stessa lunghezza iniziale di cricca, ha applicato un'ampiezza di carico crescente, ottenendo a carichi maggiori lunghezze critiche di cricca minori.

Ha poi fatto caso (*Figura 64*) a come gli avanzamenti del difetto da/dN fossero in grado di compattarsi in un'unica curva su un diagramma doppio logaritmico in funzione della variazione del fattore di intensificazione degli sforzi ΔK [79].

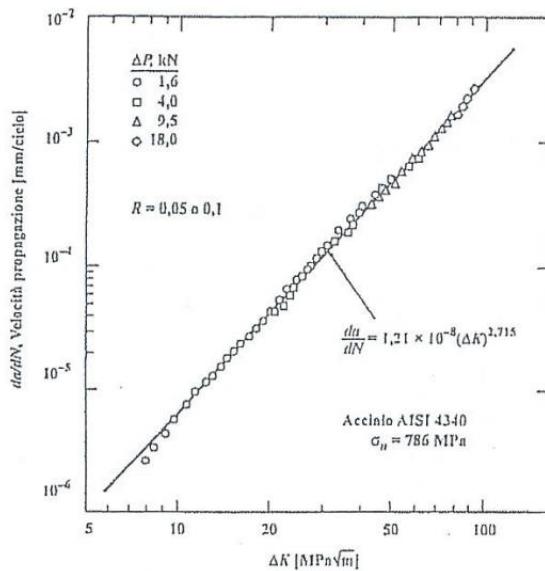


FIGURA 63 - PUNTI Sperimentali ottenuti graficando la velocità di propagazione del difetto in funzione della variazione del SIF

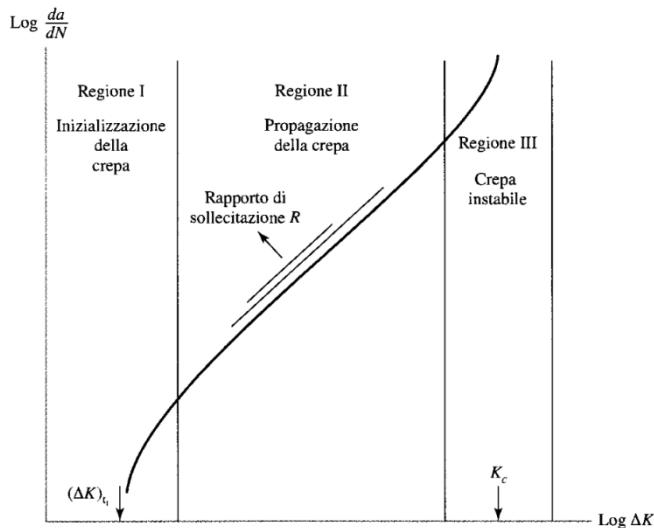


FIGURA 64 - CURVA DI PARIS

Sono tre le regioni che si possono individuare su tale curva e che rappresentano un diverso comportamento:

- *Zona I* : a bassi valori di ΔK , la curva molto ripida tende a diventare un asintoto verticale corrispondente al valore ΔK_{th} detto fattore di intensificazione degli sforzi di soglia che corrisponde al valore limite al di sotto del quale la propagazione del difetto non risulta apprezzabile;
- *Zona II* : zona lineare in cui il legame tra da/dN e ΔK risulta rappresentabile con una retta in un diagramma doppio logaritmico;
- *Zona III* : ad elevati valori di ΔK , la curva diventa di nuovo molto ripida tendendo al valore di fracture toughness K_C (in caso di plasticizzazioni poco estese). A causa di una crescita molto veloce del difetto si giunge così alla frattura del componente.

Nella zona lineare la relazione che lega da/dN e ΔK è detta *legge di Paris*:

$$\frac{da}{dN} = C\Delta K^m \quad (28)$$

I parametri C ed m sono costanti che dipendono dal materiale in esame e che vengono ottenute mediante prove eseguite su provini.

È importante dire che non c'è solo l'influenza del carico applicato verso i valori della velocità di propagazione: una volta settate le condizioni di prova (R) la velocità di propagazione dipende solo dal valore di ΔK e pur modificando le dimensioni dei provini si devono ottenere gli stessi valori per C ed m .

La velocità di crescita dei difetti è invece notevolmente dipendente dal valore di R : all'aumentare del rapporto di carico anche da/dN aumenta.

Come è possibile vedere in *Figura 65*, le curve vengono spostate verso sinistra all'aumentare di R rimanendo parallele (con la stessa pendenza m) in un diagramma doppio logaritmico.

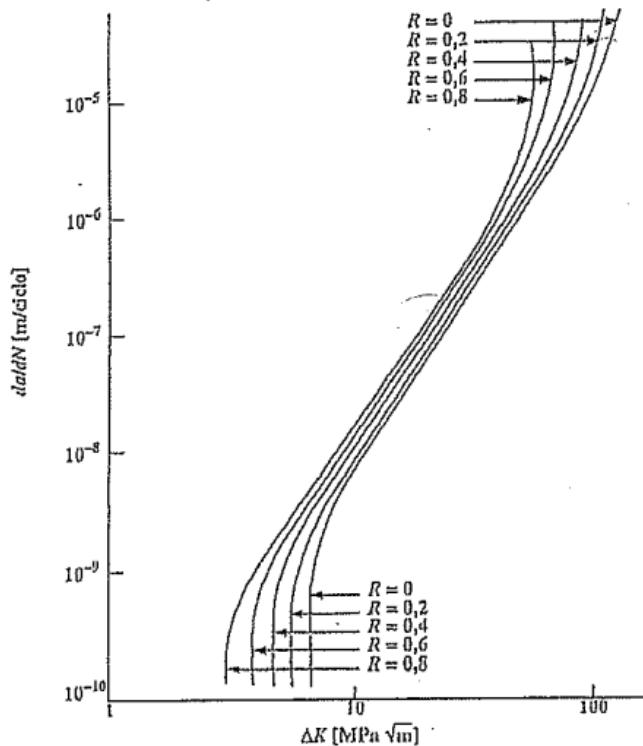


FIGURA 65 - INFLUENZA DI R SULLA VELOCITÀ DI CRESCITA DEI DIFETTI

Anche il valore di soglia ΔK_{th} risulta influenzato dal valore di R .

Due ricercatori, *Barsom* e *Rolfe*, hanno condotto prove sperimentali su diversi tipi di acciai da cui è stato possibile estrapolare una relazione che lega ΔK_{th} e R .

$$\begin{aligned} \Delta K_{th} &= 6.0 \text{ MPa}\sqrt{m} & R < 0.17 \\ \Delta K_{th} &= 1.0(1 - 0.85R) \text{ MPa}\sqrt{m} & R \geq 0.17 \end{aligned} \quad (29)$$

La stima della vita a fatica per ampiezze di carico costanti prevede l'esecuzione di una integrazione della legge di Paris: poiché a $\Delta\sigma$ costante, all'aumentare di a aumenta ΔK allora un tale integrale fornisce il numero di cicli richiesto perché la cricca propaghi da a_i ad a_f .

Se $C, Y, \Delta\sigma$, ed m sono costanti, e ponendo $m' = m/2 - 1$, allora si può scrivere:

$$\int_{N_i}^{N_f} dN = N_{if} = \int_{a_i}^{a_f} \frac{da}{C(Y\Delta\sigma\sqrt{\pi}a)^m} = \frac{1}{C(Y\Delta\sigma\sqrt{\pi})^m} \int_{a_i}^{a_f} a^{-\frac{m}{2}} da$$

$$N_{if} = \frac{a_i^{-m'} - a_f^{-m'}}{C(Y\Delta\sigma\sqrt{\pi})^m m'} \quad (\text{con } m \neq 2) \quad (30)$$

$$N_{if} = \frac{\log\left(\frac{a_f}{a_i}\right)}{C \pi (Y\Delta\sigma)^2} \quad (\text{con } m = 2)$$

Oltre alla legge di Paris esistono formulazioni alternative per descrivere il comportamento di una cricca sollecitata a fatica.

Ad esempio, per descrivere la curva nelle zone II e III si può utilizzare l'espressione di *Forman* o di *Wertemann*:

$$\text{Forman} \quad \frac{da}{dN} = \frac{C\Delta K^{m-1}}{\frac{K_c}{K_{max}} - 1} \quad (31)$$

$$\text{Wertemann} \quad \frac{da}{dN} = \frac{C\Delta K^m}{K_c^2 - K_{max}^2} \quad (32)$$

Per tenere conto della presenza anche di un ΔK_{th} , senza considerare però la dipendenza di ΔK_{th} da R , anche *Klesnil* e *Lucas* hanno proposto una loro espressione:

$$\text{Klesnil e Lucas} \quad \frac{da}{dN} = C(\Delta K^m - \Delta K_{th}^m) \quad (33)$$

CAPITOLO IV: SIMULAZIONE NUMERICA

4.1 Introduzione

Nei capitoli precedenti (*Capitoli I e II*) è stato spiegato come, nell'ambito della chirurgia ortopedica, la realizzazione di protesi d'anca tramite *Additive Manufacturing* costituisca un passo significativo in termini di personalizzazione protesica e migliore integrazione biologica. Tuttavia, la comparsa di difetti dovuta agli stessi processi AM è in grado di compromettere inevitabilmente la durabilità della protesi e la sua affidabilità durante la vita di esercizio (*Capitolo III*).

Risulta dunque essenziale una valutazione biomeccanica approfondita del comportamento a lungo termine delle protesi prodotte con AM.

In letteratura diversi sono gli studi che hanno utilizzato il metodo agli elementi finiti per indagare da un punto di vista meccanico la resistenza strutturale della protesi d'anca e di componenti simili [80] [81].

Il presente lavoro si basa su una tesi di primo livello [82] già realizzata dallo scrivente, e si sviluppa come sua estensione, in cui l'obiettivo era stato quello di validare la metodologia FEM per lo studio della meccanica della frattura su un modello di protesi specifico.

Attraverso simulazioni preliminari di verifica svolte sul software *MSC Marc Mentat*, si era dimostrata l'efficacia dell'approccio FEM nel garantire una caratterizzazione meccanica della protesi in presenza di un difetto di diversa lunghezza e di carichi statici, ponendo le basi per ulteriori approfondimenti.

In questa tesi, si è deciso di continuare ad approfondire quanto già verificato in precedenza in modo da avere una visione più completa e rappresentativa della situazione in esame.

Per fare ciò i precedenti studi hanno preso come riferimento un ulteriore progetto di tesi [83] che invece ha realizzato un modello di co-simulazione multi-body (MB) e FEM, utilizzando il software *MSC Adams*, capace di rappresentare realisticamente la complessità dinamica della camminata. Quest'ultimo lavoro ha restituito direttamente le forze calcolate nel modello multi-body ad un più complesso modello FEM per garantire un'analisi strutturale completa.

L'intento principale di questa tesi consiste quindi nella valutazione dell'influenza dei difetti AM sull'integrità strutturale del modello FEM di protesi, accresciuto in complessità grazie anche all'aggiunta del cemento e del femore, e quindi nell'utilizzo di criteri di meccanica della frattura e di analisi del danno per analizzare la propagazione delle cricche sotto carichi fisiologici di camminata.

4.2 Studi preliminari

Prima di entrare nel vivo della trattazione vera e propria sul lavoro di simulazione svolto, è opportuno rimarcare alcuni concetti chiave relativi agli studi effettuati in precedenza, e dai cui risultati la presente tesi prende avvio.

4.2.1 Studio di riferimento su Marc Mentat

Il lavoro di tesi precedente [82], di cui questo costituisce una continuazione, era partito dalla considerazione di diverse geometrie di stelo femorale di protesi d'anca e, dopo averle sottoposte a diverse condizioni di carico statico presenti in letteratura e di lunghezze di cricca (*Figura 66*), aveva potuto affermare in via conclusiva la possibilità di svolgimento di un'analisi di meccanica della frattura (*Figura 67*).

L'analisi effettuata ha portato alle seguenti considerazioni:

- La simulazione è stata svolta in campo lineare-elastico considerando uno stelo femorale realizzato in Ti-6Al-4V e sottponendolo a condizioni di carico statico secondo normativa ISO;
- La cricca è stata posizionata lungo lo *shaft* dello stelo, lì dove era stato riscontrato il massimo sforzo principale;
- Definendo diverse lunghezze di cricca, è stato possibile determinare per ciascuna di esse il valore corrispondente del SIF ;

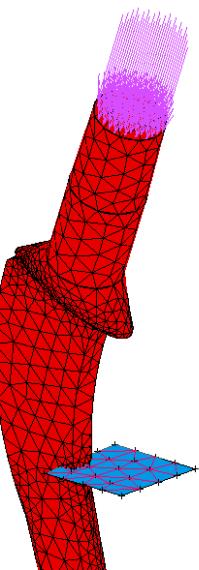


FIGURA 66 - MODELLO DI STELO FEMORALE ORIGINARIO SOTTO CONDIZIONI DI CARICO E DI CRICCA

| SIMULAZIONE | SIF $K [MPa\sqrt{mm}]$ | SIF $K [MPa\sqrt{m}]$ | PROFONDITÀ DI CRICCA $a [mm]$ |
|-------------|---------------------------|--------------------------|----------------------------------|
| 1 | 48.8 | 1.54 | 1.5 |
| 2 | 58.1 | 1.84 | 4.0 |
| 3 | 89.7 | 2.84 | 6.0 |
| 4 | 90.9 | 2.87 | 8.0 |
| 5 | 96.8 | 3.06 | 10.0 |

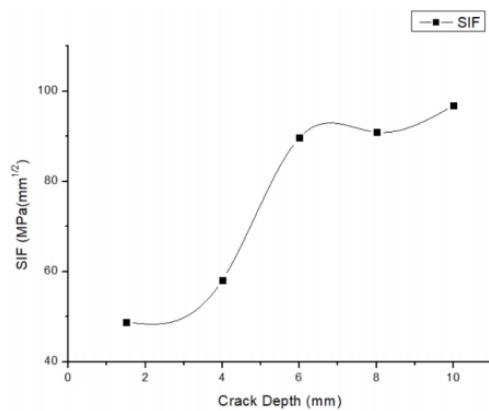


FIGURA 67 - RISULTATI DI MECCANICA DELLA FRATTURA RELATIVI AL MODELLO DI STELO FEMORALE ORIGINARIO

Inoltre, per trovare maggiore concordanza con quanto affermato dalla meccanica della frattura, si era visto come, considerando valori di carico più elevati, tipici non di pesi statici ma di eventuali attività di movimento, i valori del SIF aumentassero ulteriormente (*Figura 68*). Questo è a dimostrazione di come sia necessario indagare ulteriormente condizioni di carico più vicine alla realtà, proprio come la camminata.

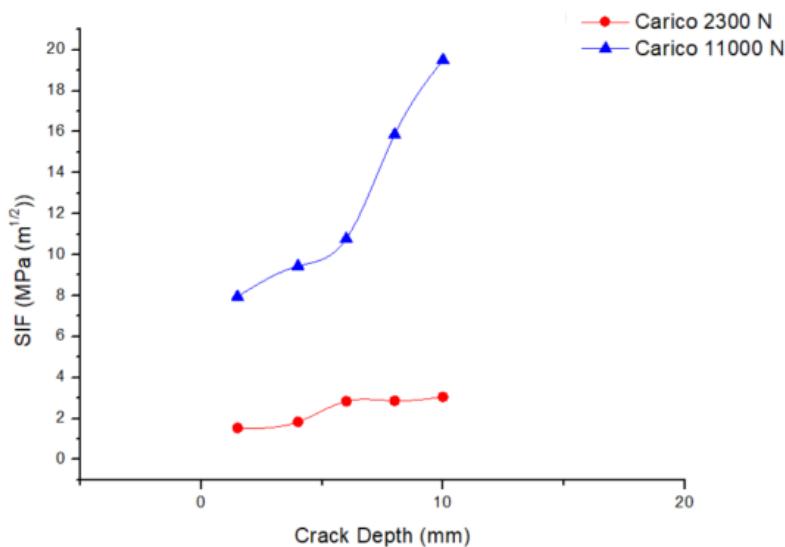


FIGURA 68 - AUMENTO DEI VALORI DEL SIF ALL'AUMENTARE DELLE CONDIZIONI DI CARICO

A tal proposito, i risultati ottenuti dall'analisi multi-body relativi all'ulteriore lavoro di tesi considerato [83], hanno permesso di intraprendere una valutazione dinamica capace di restituire condizioni di carico più appropriate.

La possibilità mediante la co-simulazione di integrare la risposta meccanica del sistema con altri moduli di simulazione, come quello FEM, garantisce infatti una analisi più accurata del comportamento del sistema sotto carichi ciclici.

Se poi a questo studio si vanno ad aggiungere, come è appunto l'intento del presente lavoro, anche le condizioni a fatica in presenza di cricca, diventa allora più accurato simulare correttamente il reale comportamento dinamico dello stelo protesico.

4.2.2 Studio di riferimento di co-simulazione Adams - Marc Mentat

L'integrazione sinergica di diverse discipline attraverso la co-simulazione (*Figura 69*) permette di migliorare l'accuratezza e la praticità di simulazioni complesse, per le quali altrimenti si richiederebbero tempi e costi elevati o arrivando a volte addirittura a non convergere. In particolare, combinando nella simulazione la dinamica multi-body (MB) e l'analisi agli elementi finiti (FEM) non lineare è possibile descrivere sistemi meccanici complessi con maggiore aderenza alla realtà applicativa.

La co-simulazione MB-FEM segue un approccio a domini multipli secondo cui deve avvenire uno scambio di variabili di interfaccia (come spostamenti o forze) tra i modelli grazie al supporto di algoritmi avanzati di gestione asincrona. Il software *MSC CoSim* funge dunque da “collante” nel coordinamento delle comunicazioni tra i due programmi, trattando ciascuna disciplina con il passo di integrazione adeguato: *Adams* per la dinamica dei corpi e *Marc* per la risposta strutturale.

Questo significa che durante una simulazione *Adams* fornisce a *Marc* i dati sui movimenti del sistema in termini di matrici di spostamento, quindi di forze, mentre *Marc* risponde restituendo le matrici di rigidezza. Lo scambio avviene seguendo un processo bidirezionale consentendo al modello MB di aggiornarsi volta per volta in base alla risposta strutturale del modello FEM. Questo consente di gestire in maniera ottimale l'interazione tra componenti, garantendo la convergenza della simulazione anche con elevati gradi di libertà e offrendo un livello di controllo difficile da ottenere con esperimenti fisici.

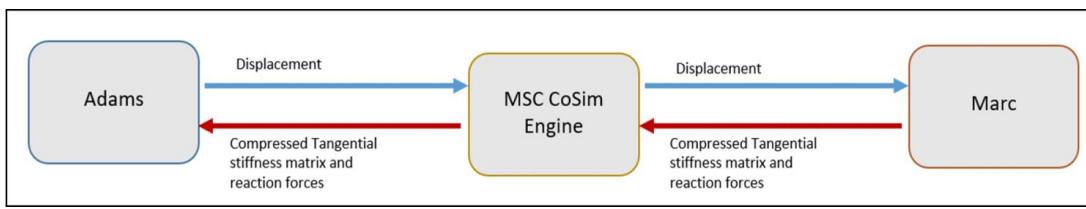


FIGURA 69 - SCHEMA ILLUSTRATIVO DEL PROCESSO DI CO-SIMULAZIONE ADAMS-MARC

Nel lavoro di tesi [83] è stato possibile sviluppare su *MSC Adams* un modello 3D di corpo umano (*Figura 70*) composto da un insieme di corpi rigidi (o “parti”), i quali in generale possono essere sottoposti nello spazio a vincoli, leggi di moto e carichi. Ciascun corpo rigido rappresenta uno specifico segmento corporeo, ognuno avente caratteristiche inerziali e di massa prelevate da database antropometrici.

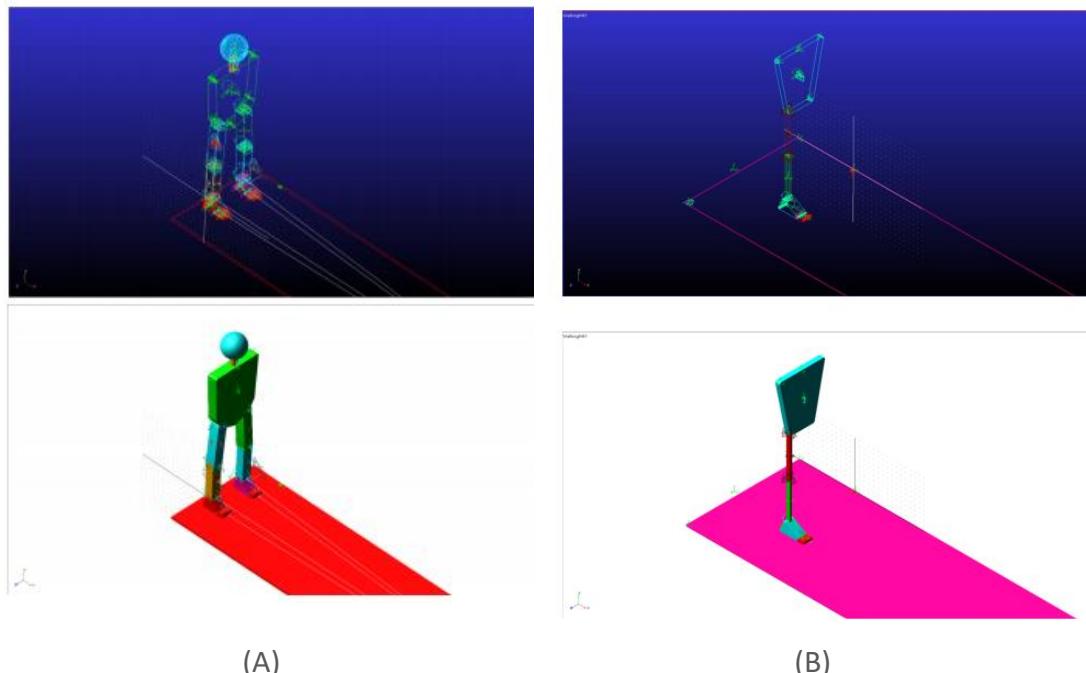
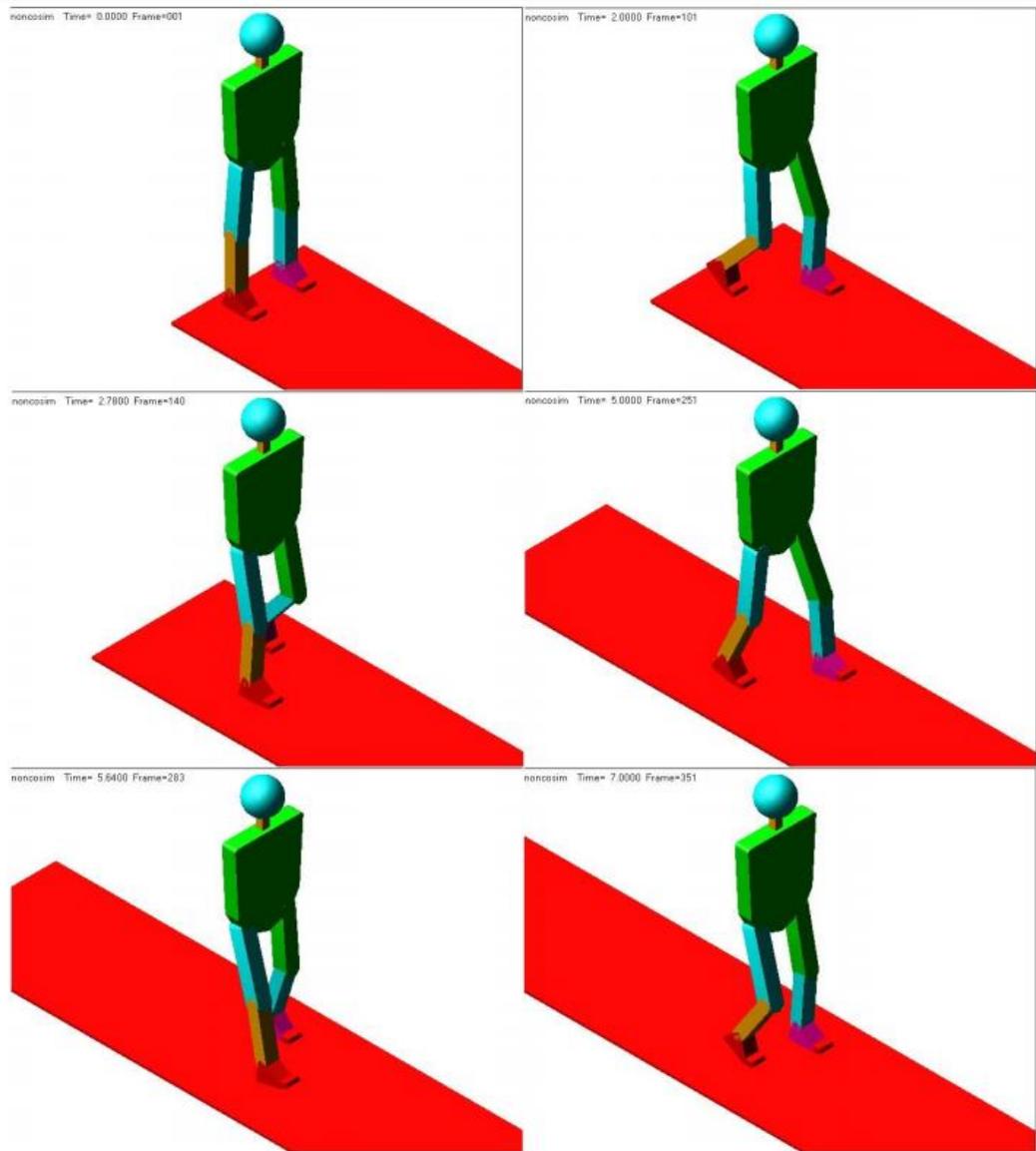


FIGURA 70 - MODELLI 3D DEL CORPO UMANO SU ADAMS:
(A) MODELLO COMPLETO ; (B) MODELLO SEMPLIFICATO

Il modello che è stato utilizzato nella co-simulazione di tesi per il ciclo di gait analysis (*Figura 72*) è quello completo di *Figura 70 - A*. Il corpo rigido in rappresentanza della coscia destra (“*Thigh*”) corrisponde a quello su cui va applicata la protesi in esame e quindi va sostituito con una parte flessibile corrispondente al modello FEM in Marc. È necessario quindi inserire al posto della parte ‘*Thigh*’ due parti ausiliarie denominate ‘*AUX_Hip*’ e ‘*AUX_Knee*’ perché capaci di fornire correttamente al modello Marc le condizioni al contorno nei giunti ‘*Revolute*’ di anca e ginocchio (*Figura 71*). Queste parti sono localizzate nei marker in corrispondenza delle suddette articolazioni e sono soggette alle stesse leggi di moto della parte “*Thigh*”.

| <i>Vincolo</i> | <i>Tipo</i> | <i>Parte 1</i> | <i>Parte 2</i> |
|-----------------------|-------------|----------------|----------------|
| <i>JOINT_Hip</i> | Revolute | BodyFull | Thigh |
| <i>JOINT_Knee</i> | Revolute | Thigh | Leg |
| <i>JOINT_Ankle</i> | Revolute | Leg | Foot |
| <i>JOINT_FootTip</i> | Revolute | Foot | FootTip |
| <i>JOINT_LHip</i> | Revolute | LThigh | BodyFull |
| <i>JOINT_LKnee</i> | Revolute | LThigh | LLeg |
| <i>JOINT_LAnkle</i> | Revolute | LLeg | LFoot |
| <i>JOINT_LFootTip</i> | Revolute | LFoot | LFootTip |
| <i>JOINT_Floor</i> | Fixed | Floor | ground |
| <i>JOINT_Neck</i> | Fixed | Neck | BodyFull |
| <i>JOINT_Head</i> | Fixed | Head | Neck |
| <i>JPRIM_1</i> | Orientation | BodyFull | ground |

FIGURA 71 - INSIEME DEI VINCOLI DEL MODELLO 3D SU ADAMS
DURANTE LA SIMULAZIONE DI CAMMINATA

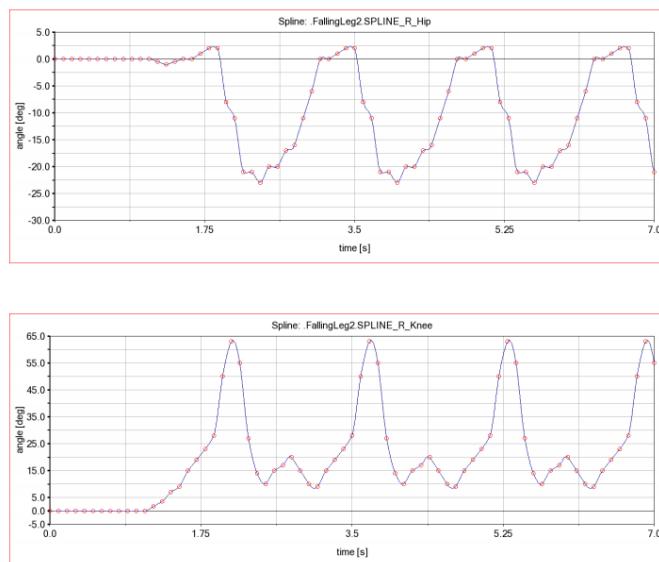


**FIGURA 72 - MODELLO 3D IN MOVIMENTO SU ADAMS
DURANTE LA SIMULAZIONE DI CAMMINATA DI 7 SECONDI**

Quindi, da un lato (su Adams), *AUX_Hip* e *AUX_Knee* sono due parti collegate al resto del modello MB tramite i vincoli e seguono le leggi di moto impostate, mentre dall'altro (su Marc) queste parti sono in grado di interfacciarsi con i nodi di simulazione del modello FEM tramite forze di interfaccia denominate '*GFORCE*', applicate su Adams nei rispettivi centri di massa.

Per assicurare uno scambio bidirezionale, non solo Adams fornisce al modello su Marc i valori di forza da applicare sui propri nodi, ma a sua volta riceve informazioni inerziali. A tal fine, al modello su Adams vengono aggiunte altre due parti ausiliarie, '*AUX_Mass*' e '*AUX_Mass_2*', tali da riprodurre le caratteristiche di massa ed inerzia del modello FEM. Fissate ad '*AUX_Hip*' tramite un giunto fisso, esse assicurano che la massa del modello FEM contribuisca a sua volta alla simulazione su Adams.

Su Adams l'assegnazione delle leggi di moto ai giunti consiste in rotazioni relative tra le parti connesse dai giunti stessi. Tali rotazioni vengono realizzate tramite leggi di moto *spline* derivanti da dati sperimentali interpolati, rappresentativi del movimento articolare specifico durante la camminata (*Figura 73*).



In [83] la simulazione complessiva svolta su Adams copre un intervallo di 7 secondi. Le varie simulazioni di camminata sono state eseguite con vari *time step* per ottimizzare i risultati fino a decidere di selezionare un intervallo di 0.02 secondi, rivelandosi quello migliore in termini di precisione e minimizzazione di movimenti indesiderati. Inoltre, in tale lavoro è stato notato come l'introduzione di un elemento di *bushing* tra 'AUX_Hip' e 'AUX_Knee' contribuisse a stabilizzare la simulazione e a migliorare la fedeltà del modello MB.

Grazie alla co-simulazione è possibile calcolare su *Marc* la risposta strutturale in termini di sforzo della parte flessibile (coscia destra su cui è applicato il modello di protesi) in seguito al movimento definito su *Adams*.

In altre parole, le leggi di moto di tipo *spline* applicate su *Adams* generano movimenti che possono tradursi su *Marc* in carichi applicati ai corrispondenti nodi FEM di co-simulazione. Viene mostrato in *Figura 74* l'andamento dello sforzo principale massimo in funzione del tempo ottenuto su *Marc* ed influenzato dalle leggi di moto di *Adams* durante un singolo ciclo di camminata (corrispondente ad 1.2 secondi rispetto ai 7 s dell'intera simulazione).

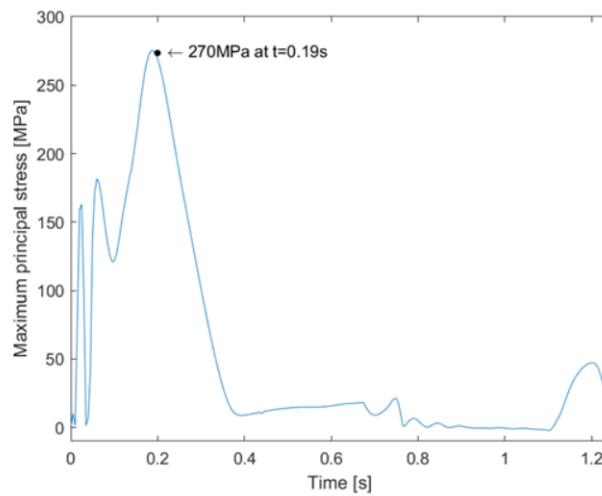


FIGURA 74 - VISUALIZZAZIONE SU MARC IN RISPOSTA AD ADAMS DELL'ANDAMENTO DEL MASSIMO SFORZO PRINCIPALE IN FUNZIONE DEL TEMPO

4.3 Descrizione del nuovo modello FEM

Nel seguente paragrafo viene descritto dettagliatamente il nuovo modello FEM utilizzato su *Marc Mentat* per l'analisi simulativa del presente lavoro di tesi.

L'intento è quello di fornire una spiegazione accurata, passaggio dopo passaggio, dell'insieme di operazioni che sono state svolte su *Marc Mentat*. Queste comprendono l'importazione dei solidi, la parametrizzazione del modello per una sua precisa caratterizzazione meccanica e il settaggio delle condizioni operative in cui è chiamato a lavorare (*Figura 75*).

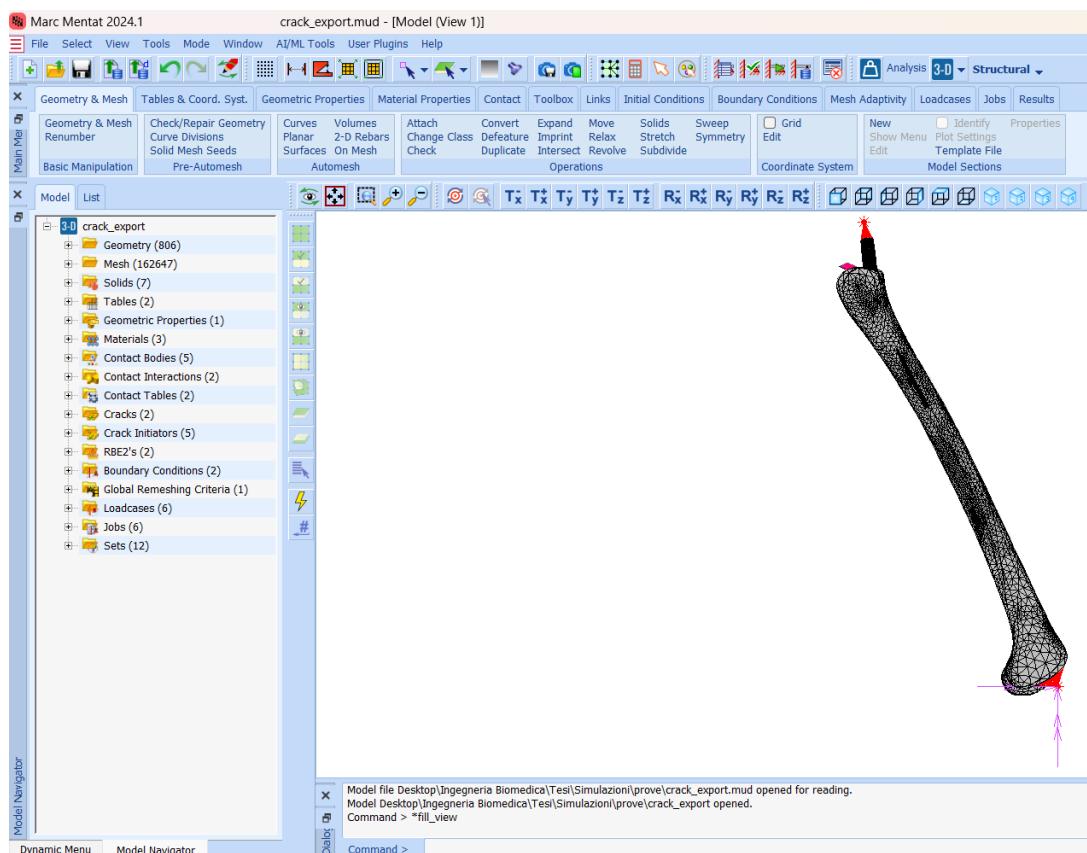


FIGURA 75 - SCHERMATA PRINCIPALE DEL SOFTWARE MARC MENTAT

4.3.1 Geometry e mesh

Innanzitutto bisogna far notare come il modello 3D considerato risulta più complesso di quello adottato nel precedente lavoro [82], nel quale si era presa in considerazione la sola componente protesica di stelo femorale (si veda *Figura 66*).

Nel presente lavoro, invece, si è preferito adottare un approccio più completo (*Figura 76*): non soltanto si considera un unico design geometrico per lo stelo (e cioè quello più snello chiamato “Geometria B” in [82]) ma ad esso si aggiungono anche il cemento ed il femore. L’integrazione con questi altri elementi strutturali rende il modello di cui fanno parte più realistico, nonostante ciò aumenti la complessità dell’analisi da svolgere, richiedendo una maggiore accuratezza nella gestione dei contatti e delle condizioni al contorno. La scelta di includere anche cemento e osso è quindi giustificata dalla volontà di ricercare una rappresentazione più accurata delle condizioni di interfaccia e di distribuzione delle forze.

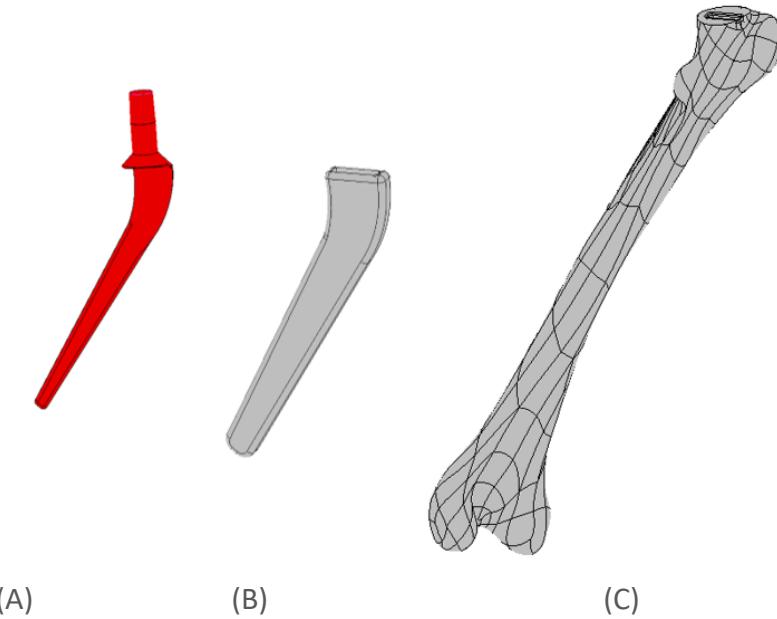


FIGURA 76 - COMPONENTI DEL MODELLO FEM:
(A) STELO FEMORALE DELLA PROTESI D'ANCA ; (B) CEMENTO ; (C) OSSO FEMORALE

Inoltre, come è riportato dall'analisi dei risultati della co-simulazione in [83], in assenza di un cemento specifico, le forze tendono a concentrarsi prevalentemente sul componente protesico a discapito di quello osseo.

Come conseguenza di ciò, aumenta il rischio di avere sforzi flessionali indesiderati sul modello FEM ed elevate sollecitazioni di *Von Mises* all'interfaccia osso-protesi. In altre parole, coerentemente allo studio svolto in [83], l'assenza di cemento è in grado di compromettere a lungo termine la resistenza dell'osso e quindi va compensata.

Per quanto riguarda l'inclusione del femore, questo è un aspetto ormai assodato se l'intento è quello di voler studiare correttamente l'interazione della protesi con l'ambiente biologico di tipo osseo in cui è chiamata ad inserirsi. La sua presenza garantisce maggiore affidabilità dei risultati in termini di distribuzione complessiva degli sforzi, soprattutto nelle zone di interfaccia.

L'importazione delle geometrie avviene aprendo la finestra software principale e cliccando in alto a sinistra su *File* e poi su *Import CAD as Solids*, impostando come *Type* il tipo di software CAD con cui è stata realizzata la geometria, ad esempio *Inventor* in questo caso. Successivamente all'interno della scheda (tab) *Geometry and Mesh*, nel sub-menu *Operations*, è possibile sfruttare i tool *Move* e *Solid* per accoppiare le tre geometrie importate, ottenendo il modello come in *Figura 77*.

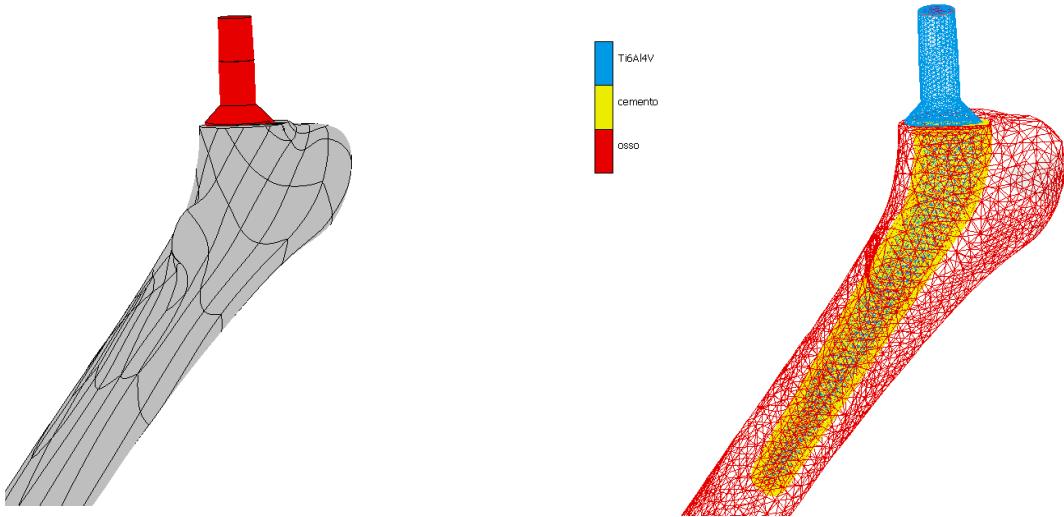


FIGURA 77 - ACCOPPIAMENTO DELLE GEOMETRIE IMPORTATE

Anche se le geometrie sono state importate, Marc richiede che comunque vengano settate delle proprietà geometriche (*Figura 78*) per i componenti considerati. Questo è il motivo per cui nel tab *Geometric Properties* è stato impostato un *Structural 3D Solid*, con le opzioni *Constant Dilatation* ed *Assumed Strain* spuntate, in modo da ottimizzare la simulazione in caso di deformazione.

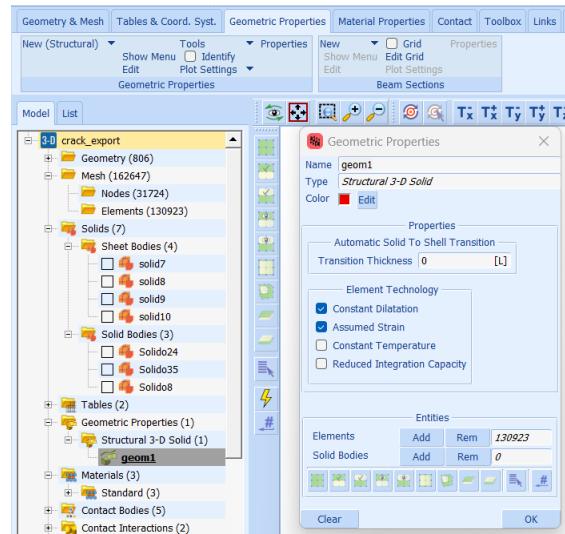


FIGURA 78 - SETTAGGIO DELLE PROPRIETÀ GEOMETRICHE

Per quanto riguarda invece l'operazione di *meshing*, il software *Marc*, in caso di importazione di geometrie già definite, consente di poter applicare una mesh in maniera automatica mediante l'operazione *Automesh Volumes* nella tab *Geometry and Mesh* ottenendo così 130923 elementi e 31724 nodi. In questo caso (Figura 79), per ciascuna geoemtria, si è deciso di adottare un'automesh di tipo *Tetrahedral* e come mesher *Patran*: gli elementi appartengono quindi alla classe *tetra4* e sono di tipo 134. In Tabella 6 a ciascun componente viene associato il numero di elementi corrispondenti, insieme alle proprietà geometriche.

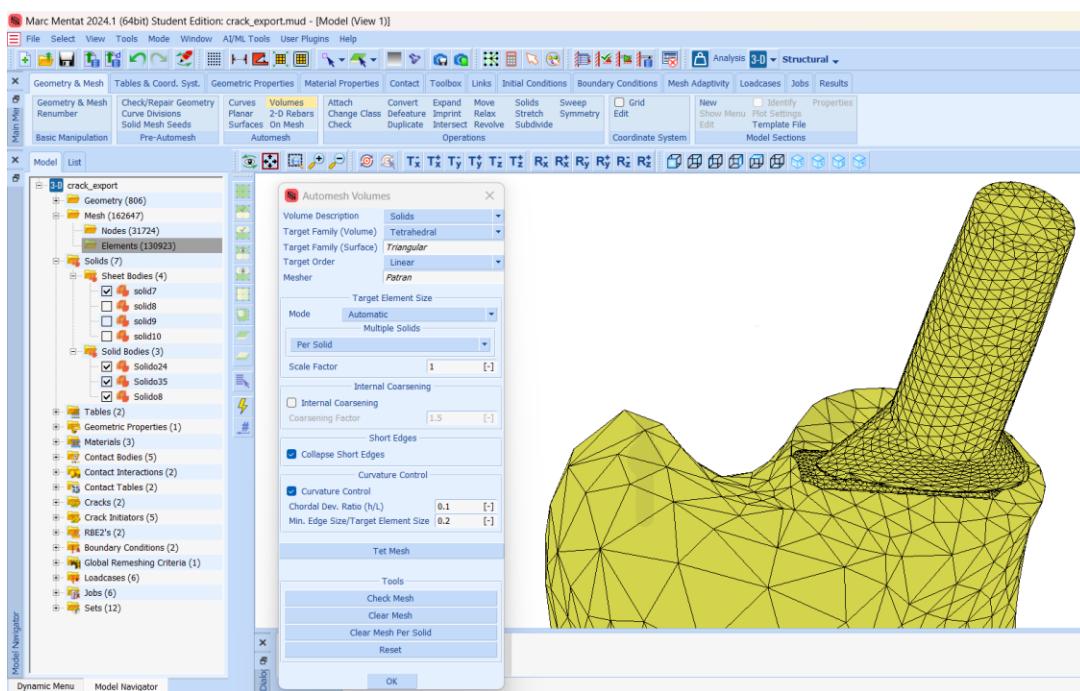


FIGURA 79 - MESHING DI TIPO TETRAHEDRAL MEDIANTE AUTOMESH VOLUMES

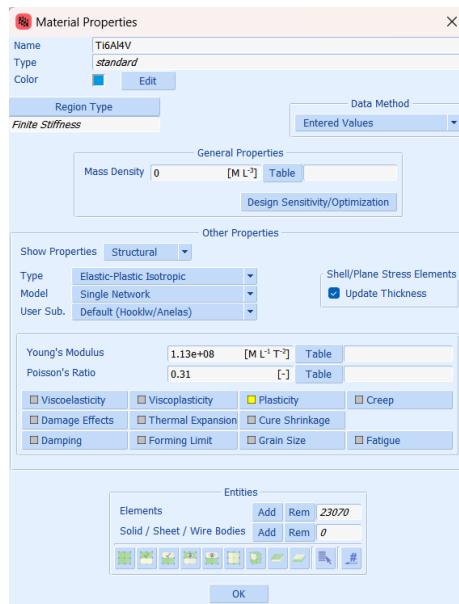
TABELLA 6 – PROPRIETÀ GEOMETRICHE E DI MESHING DEL MODELLO

| | Lunghezza [mm] | Diametro medio [mm] | # Elementi |
|----------------|----------------|---------------------|------------|
| FEMORE | 450 | 25.0 | 31012 |
| CEMENTO | 128 | 16.0 | 76841 |
| PROTESI | 146 | 11.0 | 23070 |

4.3.2 Materiali

Nel modello simulativo è possibile nella scheda *Material Properties* associare a ciascun componente le caratteristiche del materiale con cui è realizzato [15], in modo da rappresentare in maniera realistica il comportamento biomeccanico delle parti coinvolte.

Per i motivi ben noti espressi nel *Capitolo I*, lo stelo femorale della protesi si è scelto di realizzarlo in titanio, in particolare una sua lega, Ti-6Al-4V. I parametri impostati sono dunque un modulo elastico $E = 1.13 \cdot 10^8 \text{ kPa}$ ed un coefficiente di Poisson pari a 0.31 (si veda *Figura 80*). Inoltre, poiché si è deciso (per evitare eventuali picchi di sforzo nel contatto, senza scendere nel dettaglio del comportamento plastico visto che la protesi lavora in regime elastico) di conferire alla lega di titanio un comportamento rigido-plastico/elastico-perfettamente plastico, è stata aggiunta l'opzione *Plasticity* che permette di definire tramite una *table* la relazione *Stress-Equivalent Plastic Strain*.



**FIGURA 80 - CARATTERISTICHE DELLA LEGA DI TITANIO Ti-6Al-4V
USATA PER REALIZZARE LO STELO FEMORALE DELLA PROTESI**

Per quanto riguarda il femore (*Figura 81*), esso è stato modellato come materiale elasto-plastico ortotropo, in modo da rispecchiare l'anisotropia della struttura ossea a causa della quale la risposta meccanica dell'osso corticale presenta comportamenti differenti a seconda della direzione che si considera.

Infine, il componente rimanente e cioè il cemento (*Figura 82*) lo si ipotizza realizzato con materiale polimerico (PMMA) avente come modulo elastico $E = 3.1 \cdot 10^6 kPa$ e coefficiente di Poisson pari a 0.36.

La scelta di una caratterizzazione rigido-plastica riflette la risposta meno anisotropa del cemento rispetto ai materiali naturali come l'osso e garantisce una sufficiente resistenza per distribuire le sollecitazioni senza danneggiarsi.



FIGURA 81 - CARATTERISTICHE MECCANICHE DEL COMPONENTE OSSEO FEMORALE



FIGURA 82 - CARATTERISTICHE DEL PMMA CON CUI SI IPOTIZZA ESSERE REALIZZATO IL CEMENTO

4.3.3 Contatti

In condizioni di carico biomeccanico, è opportuno simulare accuratamente le due interfacce di contatto (osso-cemento e protesi-cemento).

Innanzitutto vanno definiti i tre componenti come *Contact Bodies* (Figura 83), ovvero entità geometriche tra cui stabilire i contatti: *cbodyfemore* per il femore, *cbodyprotesi* per la protesi e *cbodycemento* per il cemento. Li si imposta come *Meshed (Deformable)*, intendendo che si comportano come corpi in contatto aventi una mesh associata e che sono in grado di deformarsi sotto carico (Figura 84).

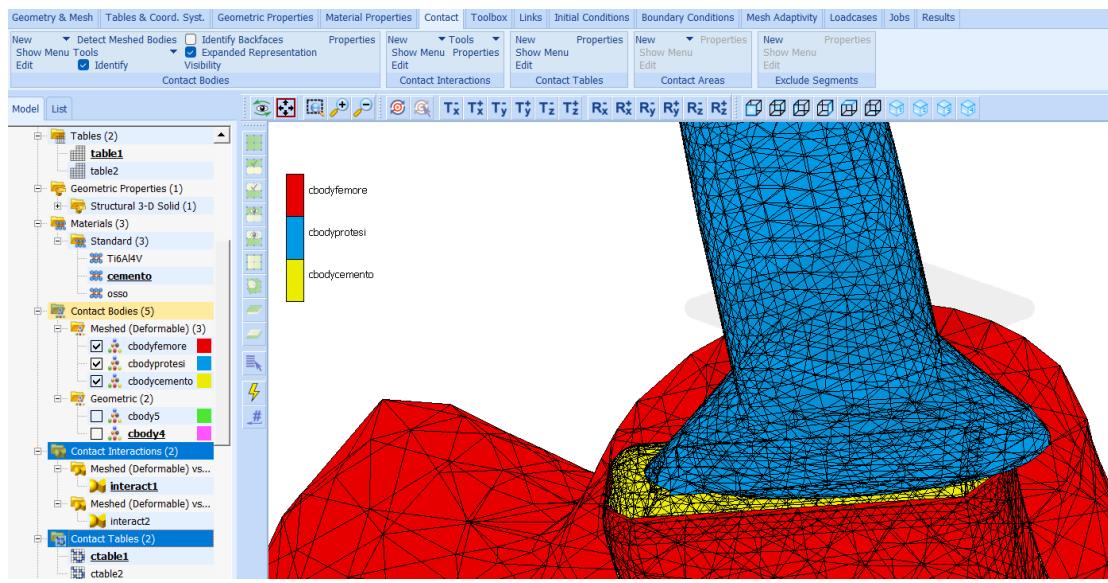


FIGURA 83 - DEFINIZIONE DEI COMPONENTI DEL MODELLO COME CONTACT BODIES

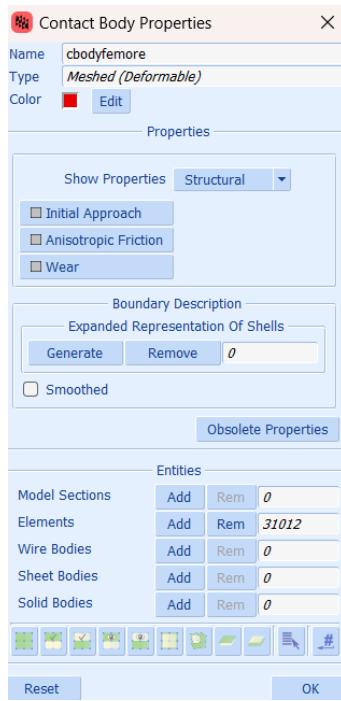


FIGURA 84 - CONTACT BODIES DI TIPO MESHED (DEFORMABLE)

Le *Contact Interactions* definiscono i parametri di contatto tra i corpi *meshed*.

Per ciascuna interazione occorre infatti specificare proprietà come tolleranza, tipologia di contatto e criteri di rottura del contatto.

Questi parametri vengono qui schematizzati:

- *Contact Tolerance e Contact Tolerance Bias Factor*: definiscono la distanza di tolleranza entro cui può dirsi esistente un contatto tra due superfici;
- *Tangential Expansion of Contact Segments*: per migliorare la stabilità del contatto, tale opzione serve ad espandere i segmenti di contatto lungo una tangente;
- *Contact Type (Glued)*: tipologia di contatto tale da mantenere aderenzi le superfici fino a che non si supera una certa soglia di stress, oltre la quale si passa alla tipologia *Touching*, permettendone il distacco;
- *Normal Stress Threshold*: Soglia di stress oltre la quale il contatto di tipo *Glued* si rompe;
- *Touching Contact After Glue Breaking*: opzione che, al passaggio della simulazione in modalità di contatto *Touching*, permette di impostare comunque un contatto di attrito, se specificato.

È stata definita una *Contact Interactions* (*Figura 85*):

- *Interact1 (Meshed-Deformable - Meshed-Deformable)*: questa interazione di contatto simula l'interazione reale tra i materiali del modello (femore, cemento e protesi);

Nel modello le interazioni di interfaccia tra i vari componenti sono state poi specificate tramite definizione di una *Contact table* (*Figura 86*).

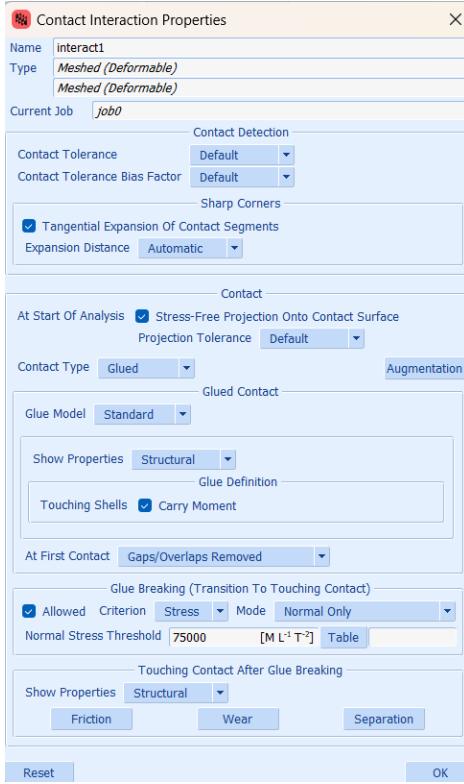


FIGURA 85 – CONTACT INTERACTION: *INTERACT1*

| First | | Second | | | | |
|----------------|---------------------|--------|---|---|---|---|
| Body Name | Body Type | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 1 cbodyfemore | Meshed (Deformable) | | | G | G | |
| 2 cbodyprotesi | Meshed (Deformable) | | | G | | G |
| 3 cbodyemento | Meshed (Deformable) | G | G | | | |
| 4 cbody5 | Geometric | | | | | |
| 5 cbody4 | Geometric | | | | | |

Shown Entries Activate Deactivate Remove Detection Remove Inactive

Populate / Manipulate Full Default Contact Touching Glued

OK

FIGURA 86 - DEFINIZIONE DELLE INTERAZIONI DI CONTATTO NELLA CONTACT TABLE

In *ctable1* si è stabilito che i contatti di tipo “*Glued*” vanno definiti tra protesi-cemento e cemento-femore fino ad una soglia di rottura pari alla resistenza di snervamento del cemento ($7.5 \cdot 10^4 \text{ kPa}$) . Quando tale stress viene superato si passa allora alla modalità di contatto “*Touching*” consentendo il distacco delle superfici.

La finestra delle proprietà della *ctable1* mostra diverse informazioni, inclusi il corpo rigido coinvolto nel contatto ed il nome associato, insieme al tipo di corpo.

Viene poi specificato il secondo corpo con cui avviene l’interazione, che appunto può essere sempre un corpo *meshed* oppure un elemento geometrico. La collocazione della lettera “G” identifica i due corpi in contatto reciproco ed inoltre specifica che il contatto impostato è “*glued*”, come per simulare un’adesione permanente tra i due corpi. Manipolando le opzioni di questa finestra si può regolare con precisione il comportamento di contatto della simulazione assicurando che i componenti interagiscano secondo le necessità del modello.

4.3.4 Condizioni al contorno

In questo paragrafo vengono descritte le *boundary conditions* del modello (*Figura 87*), ovvero le condizioni di vincolo e di carico applicate per simulare il comportamento biomeccanico del componente protesico (*Figura 88*).

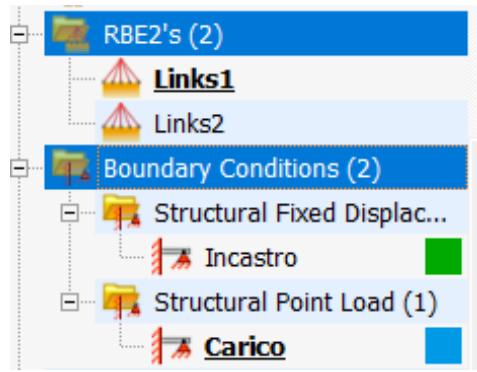


FIGURA 87 - DEFINIZIONE DELLE BOUNDARY CONDITIONS

La connessione con l'articolazione del ginocchio viene simulata applicando come vincolo un incastro (*Fixed Displacement*) al nodo situato al centro della base inferiore del femore, in modo da bloccare così tutti i gradi di libertà. In tal maniera si riesce a simulare il naturale ancoraggio dell'osso nella regione prossimale, assicurando stabilità al sistema. Inoltre, la scelta di non simulare i movimenti articolari del ginocchio è giustificata proprio dal fatto di voler focalizzare l'analisi sulla protesi d'anca, riducendo al contempo la complessità del modello (*Figura 89 - A*).

In alto, invece, sulla base superiore della terminazione dello stelo protesico, è stato applicato un carico puntuale (*Point Load*). Esso rappresenta la connessione con l'acetabolo dell'anca e permette di simulare la trasmissione delle forze fisiologiche attraverso la struttura della protesi (*Figura 89 - B*).

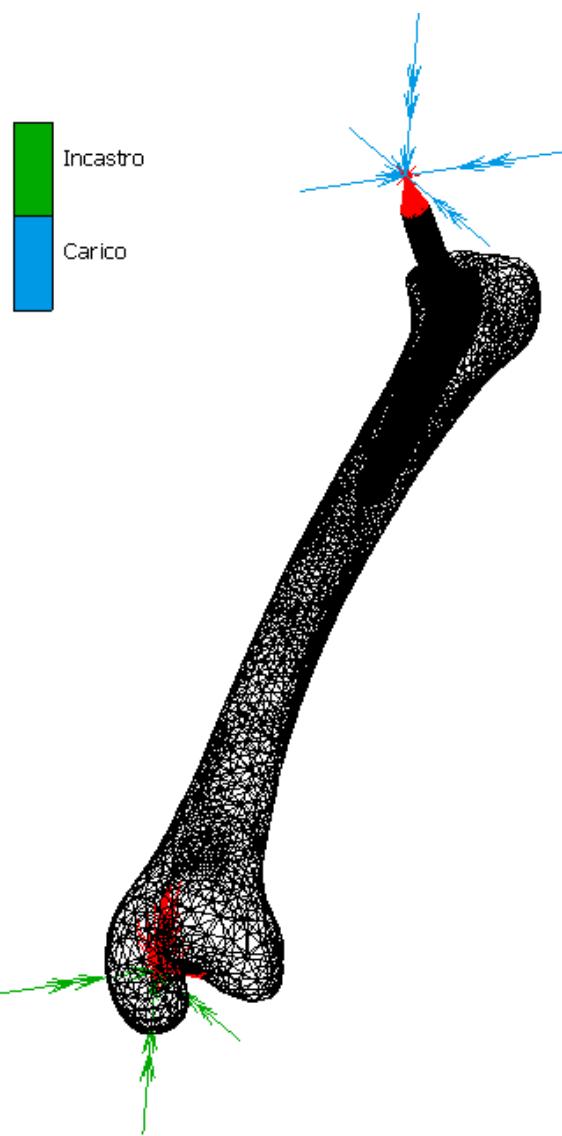


FIGURA 88 - VISUALIZZAZIONE DELLE BOUNDARY CONDITIONS SUL MODELLO

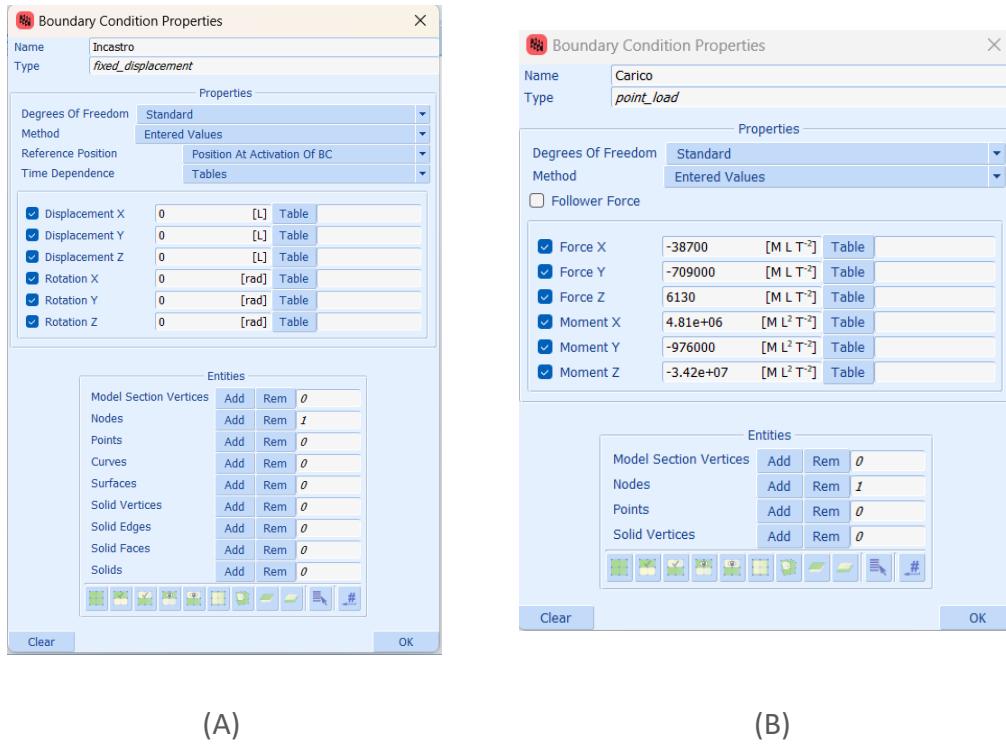


FIGURA 89 - BOUNDARY CONDITIONS: (A) FIXED DISPLACEMENT; (B) POINT LOAD

In questo contesto, anziché utilizzare la co-simulazione per il trasferimento dinamico dei dati tra *Adams* e *Marc*, si è deciso di adottare un approccio semplificativo che prevede appunto l'introduzione manuale dei valori di carico tramite *Point Load*.

In Figura 74, corrispondente al grafico ottenuto da Adams dal progetto di tesi [83], si era osservato l'andamento della sollecitazione massima principale nel tempo, con un picco di 270 MPa a 0.19 secondi. In Adams il massimo sforzo principale è il risultato di una combinazione di forze e momenti che agiscono dinamicamente sull'articolazione d'anca durante il movimento, e che variano nel tempo in funzione della cinematica e delle condizioni di contatto. Invece, su Marc, non ci sono componenti temporali e dunque non si stanno simulando la stessa sequenza temporale e le interazioni dinamiche.

I valori inseriti su Marc nel presente lavoro di tesi permettono di rappresentare questa condizione critica però in termini di scenario statico equivalente, ovvero producendo effetti comparabili a quelli ottenuti dinamicamente in Adams nel momento di massimo carico durante la camminata. In altre parole, i valori di *Point Load* inseriti su Marc (*Figura 89 - B*) costituiscono soltanto un'approssimazione della condizione critica (massimo sforzo durante la camminata) osservato su Adams, e non una corrispondenza esatta.

Infine, per quanto riguarda le *boundary conditions*, è bene sottolineare come l'utilizzo di *Links* di tipo RBE2 (*Figura 90 - Figura 91*) abbia permesso una distribuzione più uniforme dei vincoli e dei carichi su più nodi, minimizzando concentrazioni di stress che si rivelerebbero irrealistiche se fosse presente un carico puntuale.

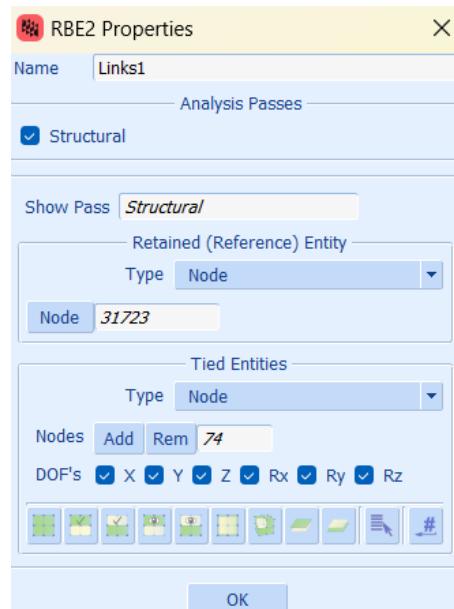


FIGURA 90 – LINKS RBE2 PER I CARICHI: LINKS1

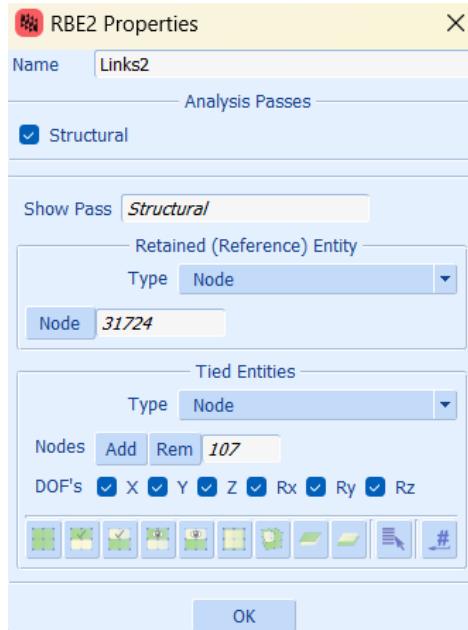


FIGURA 91 – LINKS RBE2 PER L’INCASTRO: LINKS2

4.3.5 Cracks e remeshing

Marc offre diverse opzioni nell’ambito della meccanica della frattura per la valutazione della propagazione delle cricche e del rilascio di energia, tra cui il metodo di separazione dei modi tramite l’opzione *Lorenzi*, la valutazione numerica del *J-integral* e la *Virtual Crack Closure Technique (VCCT)*.

Nonostante quest’ultimo sia quello utilizzato nella presente trattazione (*Figura 92*), conviene descrivere ciascuno di essi:

- *Metodo Lorenzi*: approccio di separazione che permette di ottenere contributi distinti a seconda del modo di frattura (I, II, III); tuttavia la sua implementazione può risultare complessa nella determinazione dei parametri energetici;
- *J-integral*: metodo consolidato per il calcolo dell'energia di frattura che si basa su un approccio integrale ottenendo un'unica misura dell'intensità dello sforzo sulla punta della cricca; tuttavia, può risultare meno intuitivo per applicazioni tridimensionali complesse;
- *VCCT*: approccio più semplice e generale che, a differenza degli altri metodi, si basa su un singolo calcolo del rilascio energetico utilizzando le reazioni di forza e gli spostamenti relativi tra i nodi adiacenti alla punta della cricca, inizialmente chiusa;

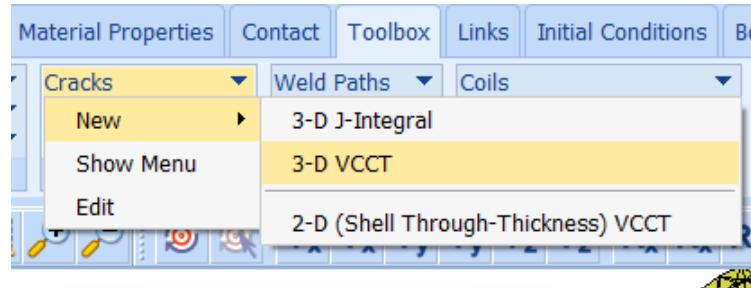


FIGURA 92 - SCELTA DEL 3-D VCCT COME METODO DI ANALISI DEL DIFETTO

Per la simulazione di propagazione della cricca nella protesi, la procedura di creazione della cricca, che avviene nella tab *Toolbox*, prevede due passaggi:

- Creazione del *Crack*: dopo aver scelto il *3-D VCCT* come metodo di calcolo, viene creato un oggetto di tipo *Crack* e compare una finestra *Crack Properties* in cui si possono eventualmente assegnare proprietà inerenti la propagazione della cricca (*Figura 93*);

- Definizione del *Crack Initiator*: rappresenta la condizione di innesto della cricca nel modello; necessita di specificare il corpo in cui inserire la cricca (*Insert Crack in Body*), in questo caso la protesi, poi il *Template Crack* precedentemente creato ed infine la *Faceted Surface* che definisce la forma e la profondità della cricca (*Figura 94*).

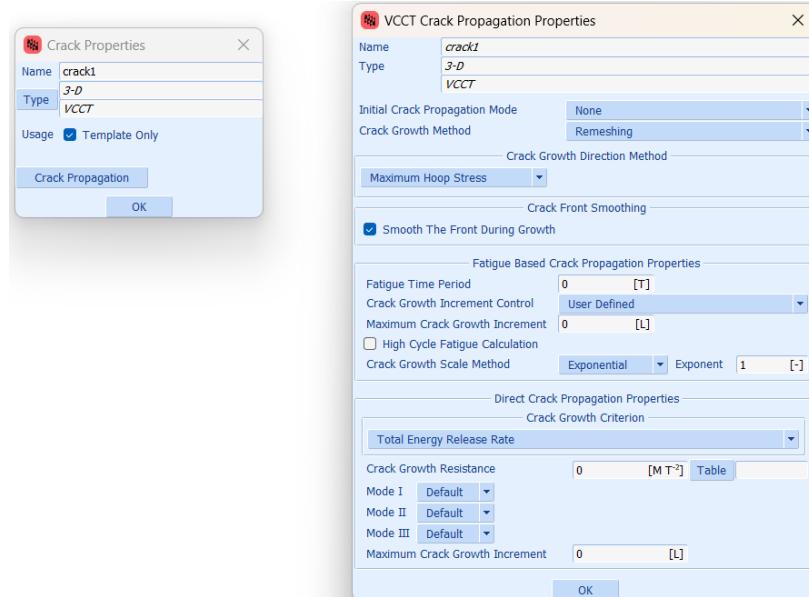


FIGURA 93 - CREAZIONE DEL CRACK

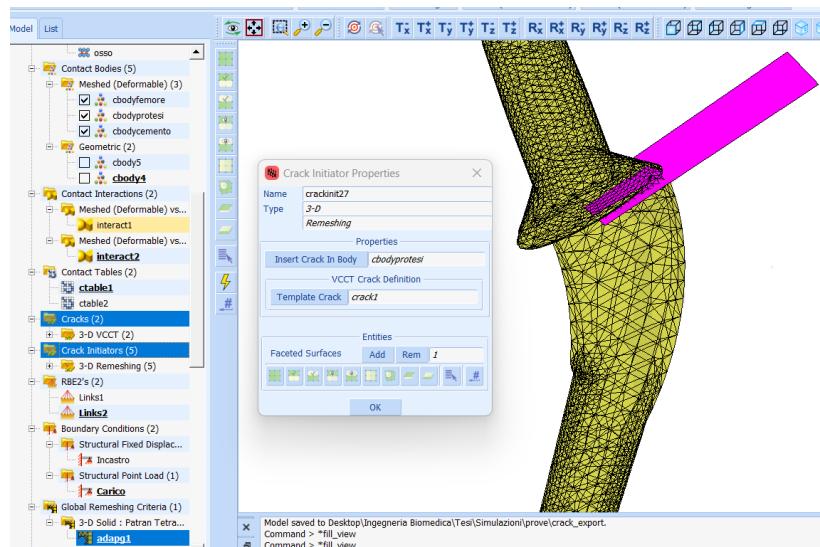


FIGURA 94 - DEFINIZIONE DEL CRACK INITIATOR

Inoltre, per ottenere risultati più precisi, è fondamentale impostare un criterio di *Remeshing* nel tab *Mesh Adaptivity*, come il metodo *Patran Tetra* che risulta specifico per mesh di elementi tetraedrici (*Figura 95*). In questo modo la mesh viene aggiornata automaticamente durante l'analisi e va ad infittirsi nella regione vicina alla cricca, migliorando la risoluzione locale e ottenendo risultati più attendibili.

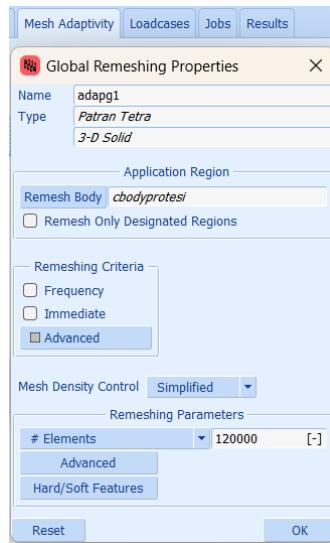


FIGURA 95 - REMESHING TRAMITE IL CRITERIO PATRAN TETRA

4.3.6 Loadcase e job

Il software Marc Mentat consente di configurare la simulazione FEM come quasi-statica e di tipo strutturale in ambiente 3D, mediante definizione di *Loadcase* e *Job* (*Figura 96*).

Il *Loadcase* (*Figura 97*) serve a definire le condizioni di carico e i parametri temporali e di soluzione della simulazione. A tal proposito, il *loadcase* selezionato risulta di tipo *static* e con un *time step* fissato: sono stati impostati 5 passi anche se teoricamente ne basterebbe uno, vista la configurazione “semplice” di contatto glue e il carico statico.

La suddivisione del tempo in passi discreti serve a gestire gradualmente l'applicazione del carico in intervalli fissi e quindi a stabilizzare il sistema migliorando la convergenza della soluzione.

Il *Job* (Figura 98) permette di configurare ed avviare il processo di calcolo, costituendo il punto di partenza della simulazione vera e propria: definisce i parametri utili a gestire il calcolo e produce i risultati utili per l'analisi ingegneristica che si vuole compiere.

In questo caso è stato definito come *Structural*, essendo l'analisi che si vuole compiere di tipo strutturale, e si è spuntata l'opzione *Large Strain*, per tener conto delle grandi deformazioni che possono verificarsi durante la simulazione. Dopo aver scelto il *loadcase* da voler analizzare, nella finestra *Job Parameters* sono stati selezionati i parametri da includere nei risultati: *Stress*, *Equivalent Von Mises Stress*, *Mean Normal Stress*, *Equivalent Plastic Strain*, e *Damage* (fondamentale per l'analisi del danno). Inoltre, per l'analisi di meccanica della frattura, è stato incluso il *VCCT Energy Release Rate*.

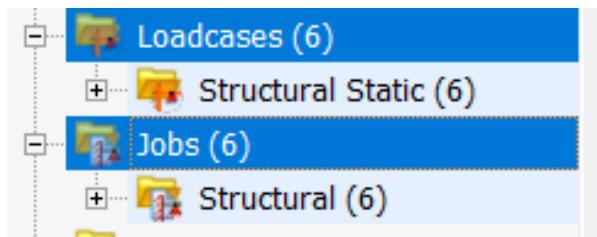


FIGURA 96 – DEFINIZIONE DI LOADCASE E JOB

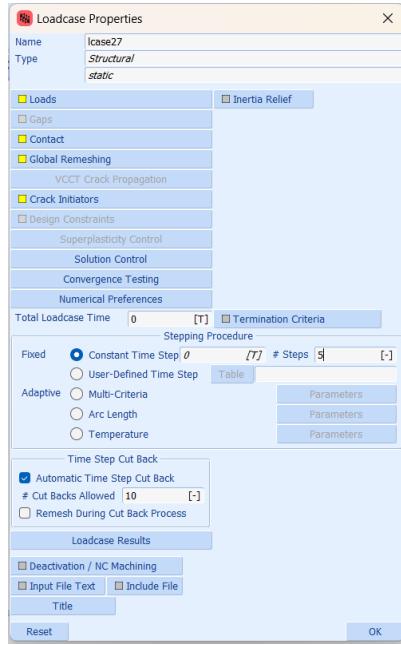


FIGURA 97 – PROPRIETÀ DEL LOADCASE

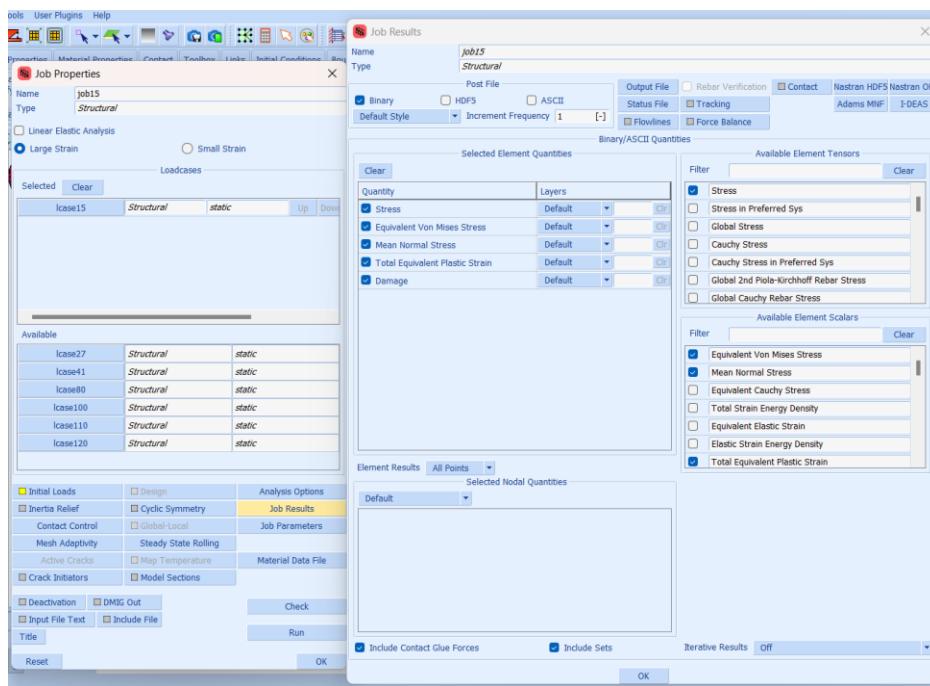


FIGURA 98 – PARAMETRI E RISULTATI DEL JOB

4.4 Analisi di meccanica della frattura

4.4.1 Studio della distribuzione degli sforzi

Lo studio del comportamento a frattura della protesi deve necessariamente prevedere innanzitutto una simulazione FEM eseguita in assenza di cricca, con lo scopo di identificare le zone più sollecitate. Una volta individuate tali zone, è possibile inserire poi la cricca e condurre un'analisi di meccanica della frattura.

Dopo aver creato e scelto il *Job* e aver premuto su *Run*, si apre la finestra *Run Job* da cui è possibile avviare il processo di simulazione cliccando su *Submit*.

In questo modo il file di input viene inviato al solutore Marc che elabora il modello e le impostazioni. Tale solutore inizia a risolvere le equazioni di equilibrio per ogni incremento (*Current Increment Cycle*) in base al tipo di analisi specificata (statica, dinamica, modale/armonica ad esempio o altre). Ad ogni passo incrementale il software verifica se il modello abbia raggiunto l'equilibrio e, in caso contrario, esegue iterazioni finché non raggiunge una convergenza accettabile (*Convergence Ratio*). In questa fase del processo simulativo Marc calcola i campi di spostamento, sforzo e deformazione sui nodi e sugli elementi della mesh, considerando le condizioni al contorno, le proprietà dei materiali e i contatti, tutti definiti in precedenza. Se poi nel modello sono presenti elementi non lineari (come materiali elastoplastici, grandi deformazioni, contatti) allora il solutore applica algoritmi iterativi per risolvere le dovute equazioni.

La visualizzazione dell'avanzamento durante la simulazione permette di osservare, passo dopo passo, l'evoluzione dei risultati. In presenza di eventuali problemi di convergenza, il software può fermarsi nell'elaborazione ed indicare l'errore. Se la simulazione ha raggiunto la convergenza e non sono stati trovati errori di alcun tipo, l'*Exit Number* segna il numero 3004 (*Figura 99*). In *Figura 100* è possibile osservare, cliccando su *Open Binary Post File*, il modello pre e post processamento (all'ultimo passo incrementale dell'analisi).

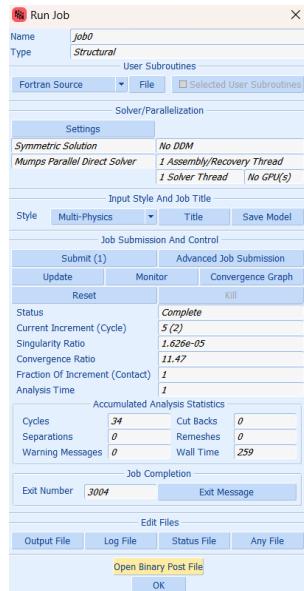


FIGURA 99 – RUN JOB

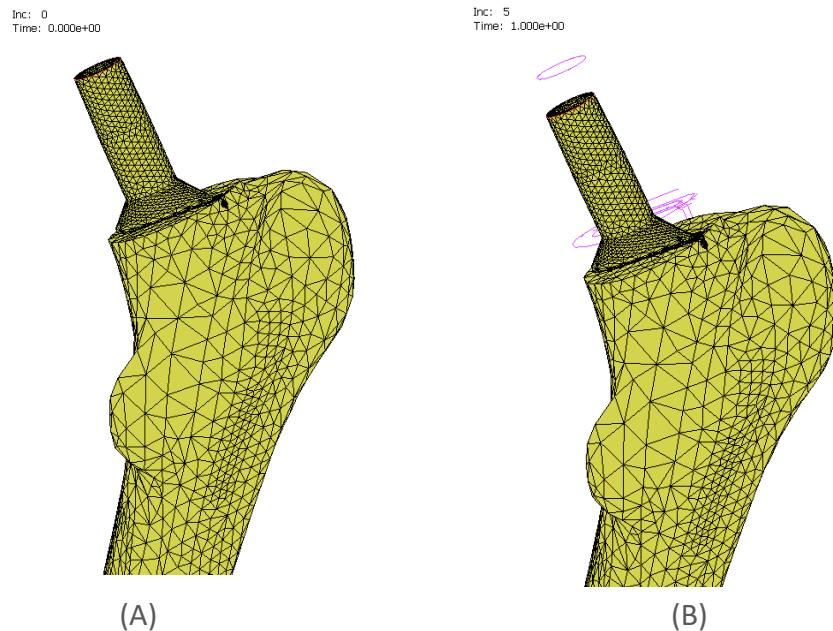


FIGURA 100 – ANALISI DEI RISULTATI: PASSO INCREMENTALE (A) INIZIALE (B) FINALE

La simulazione ovviamente è stata eseguita sul modello completo, comprendente protesi, cemento e femore, ma i risultati sono stati analizzati sia come sistema complessivo sia andando a considerare i singoli componenti in modo da poter valutare il contributo dato da ciascuno alla distribuzione degli sforzi.

La *Figura 101* mostra la distribuzione dello sforzo principale massimo (*Maximum Principal Value of Stress*) lungo l'osso femorale considerando solo la componente ossea (quindi escludendo protesi e cemento), evidenziando delle differenze rispetto alla distribuzione dello sforzo equivalente di Von Mises (*Equivalent Von Mises Stress*), visibile in *Figura 102*.

Mentre lo sforzo equivalente di Von Mises corrisponde ad un valore scalare che combina tutte le componenti di sforzo (sia assiali che di taglio) per la rappresentazione complessiva della tensione, il massimo valore principale di sforzo si riferisce alla tensione principale più elevata lungo una particolare direzione, ignorando le componenti di taglio.

Nelle analisi biomeccaniche, il *Von Mises Stress* viene comunemente utilizzato per valutare la capacità dell'osso di resistere a carichi complessi, come ad esempio quelli assiali e torsionali cui è soggetto il femore durante la deambulazione. In questo modo si riesce a capire come l'osso riesce a resistere alla deformazione complessiva.

Il *Maximum Principal Value of Stress* è invece più indicato per individuare eventuali punti di rischio di frattura in quelle aree soggette a carichi prevalentemente normali. Ad esempio, nelle zone corticali del femore, lì dove il tessuto osseo risulta più rigido e meno duttile, lo sforzo principale massimo può essere indicativo su un eventuale rischio di frattura.

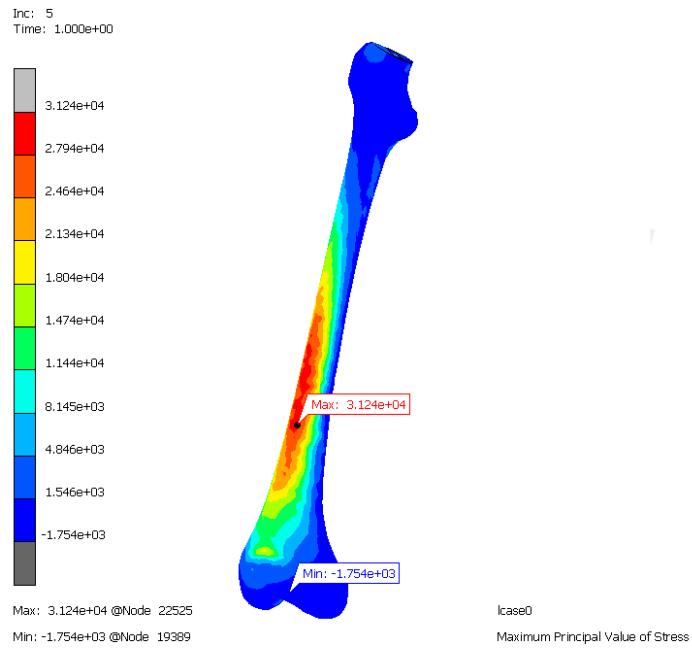


FIGURA 101 – FEMORE: DISTRIBUZIONE DEL MAXIMUM PRINCIPAL VALUE OF STRESS

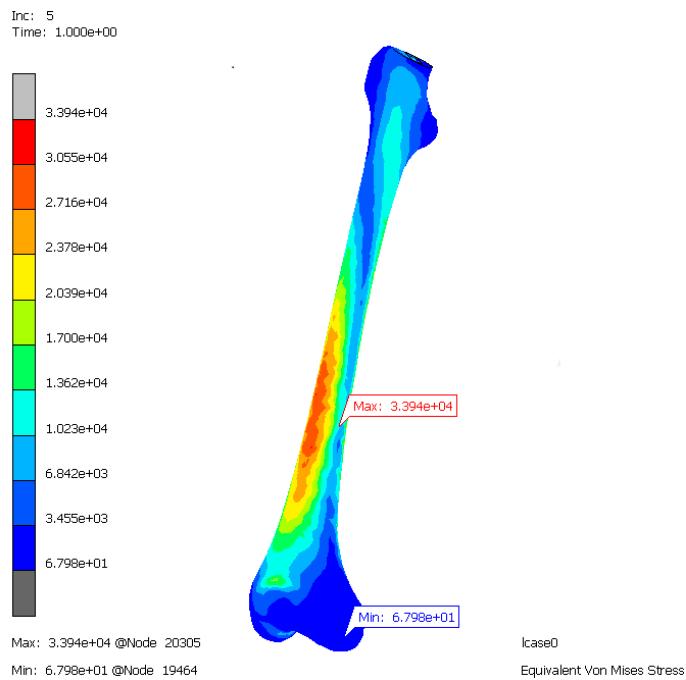


FIGURA 102 – FEMORE: DISTRIBUZIONE DELL' EQUIVALENT VON MISES STRESS

In *Figura 101* la distribuzione dello sforzo principale sul femore riflette la presenza di tensioni più elevate in aree che potrebbero essere soggette a tensioni assiali più dirette, soprattutto lungo l'asse longitudinale dell'osso. Il femore risponde così a carichi direzionali specifici che mettono in compressione aree localizzate.

In particolare, il suo valore massimo di circa $3.124 \cdot 10^4 \text{ kPa}$ viene riscontrato in una zona di elevata sollecitazione normale lungo un piano principale del femore.

Poiché la distribuzione di *Von Mises* descrive meglio come un materiale duttile risponde ad un carico combinato, in *Figura 102* si osserva appunto una sollecitazione massima più verso la zona centrale del femore, dove cioè il carico combinato tende ad essere più elevato.

Il valore massimo dello sforzo equivalente di *Von Mises*, $3.394 \cdot 10^4 \text{ kPa}$, è localizzato nell'area prossima alla metà inferiore del femore, leggermente verso la parte mediana (interna). Questa zona, in vicinanza della porzione centrale del femore, è spesso soggetta a sforzi più elevati in quanto si concentra gran parte del carico trasmesso dal corpo attraverso l'articolazione d'anca.

Il valore minimo corrispondente a $6.798 \cdot 10^1 \text{ kPa}$ viene invece riscontrato in un'area prossima all'estremità inferiore, il che è ragionevole se si pensa che la porzione distale dell'osso, verso il ginocchio, viene anche supportata dalla tibia e dal perone.

Quindi tale distribuzione lascia intuire che il carico principale si concentra sulla parte centrale dell'osso e che gli sforzi vanno man mano a ridursi in vicinanza delle articolazioni alle estremità.

In *Figura 103* ed in *Figura 104* viene invece mostrata la distribuzione degli sforzi per il cemento, sempre in assenza di cricca, e sempre in termini di *Maximum Principal Value of Stress* ed *Equivalent Von Mises Stress*.

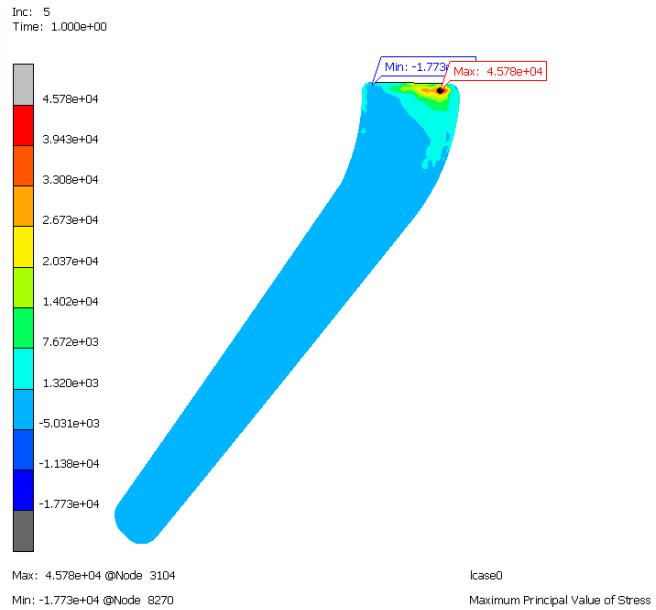


FIGURA 103 – CEMENTO: DISTRIBUZIONE DEL *MAXIMUM PRINCIPAL VALUE OF STRESS*

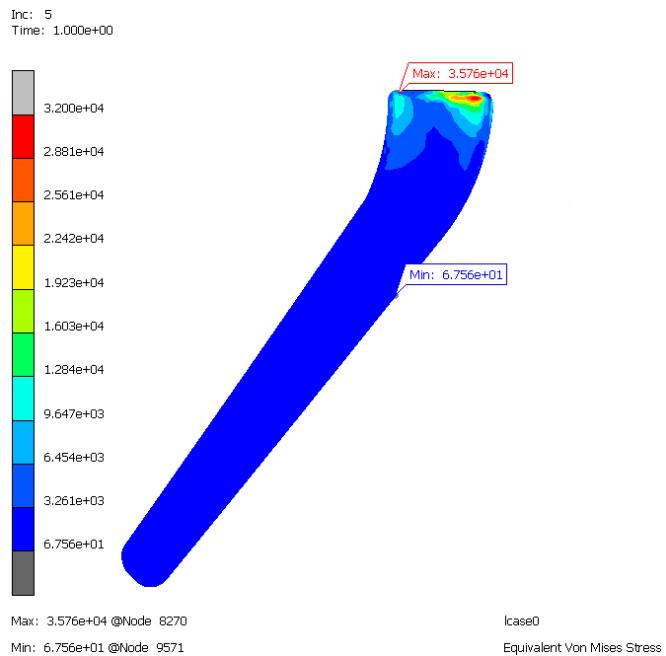


FIGURA 104 – CEMENTO: DISTRIBUZIONE DELL' *EQUIVALENT VON MISES STRESS*

Analizzare tale distribuzione degli sforzi offre importanti indicazioni sulle zone di concentrazione delle tensioni nel cemento utilizzato per la fissazione dello stelo femorale di protesi d'anca.

In *Figura 103* si osserva come il *Maximum Principal Value of Stress* presenti valori più elevati nella zona prossimale del cemento, in prossimità del collo dello stelo protesico. Una tale distribuzione trova concordanza con la condizione operativa in cui si vuole che la protesi lavori, cioè con il carico fisiologico che, agente principalmente sulla testa femorale, viene trasmesso lungo il collo della protesi fino alla zona prossimale del cemento. Quest'ultima viene a trovarsi sotto tensione principalmente a causa del carico di compressione e del momento flettente indotti durante l'attività di carico relativa alla camminata. Dunque, questa distribuzione risulta attesa da un punto di vista biomeccanico perché permette al cemento di trasferire il carico dal metallo della protesi all'osso circostante e il collo della protesi (in particolare la zona subito sottostante) rappresenta un'area di concentrazione di carico.

La distribuzione dell'*Equivalent Von Mises Stress* in *Figura 104* mostra una distribuzione simile, dato che valori di picco dello sforzo sono evidenti nella zona prossimale del cemento, seppure più bassi. Il fatto che tali valori massimi si trovino nella stessa area indica come la combinazione degli sforzi complessivi (tensili e di taglio) agisca maggiormente nella parte superiore del cemento, predisponendo quest'area ad eventuali microfessurazioni o cedimenti strutturali. Ciò diventa probabile nel caso in cui il carico dovesse diventare eccessivo o la qualità di adesione metallo-osso dovesse risultare insufficiente.

Un'analisi degli sforzi di egual tipo, viene condotta considerando anche il solo stelo femorale, come è possibile osservare in *Figura 105* e *Figura 106*.

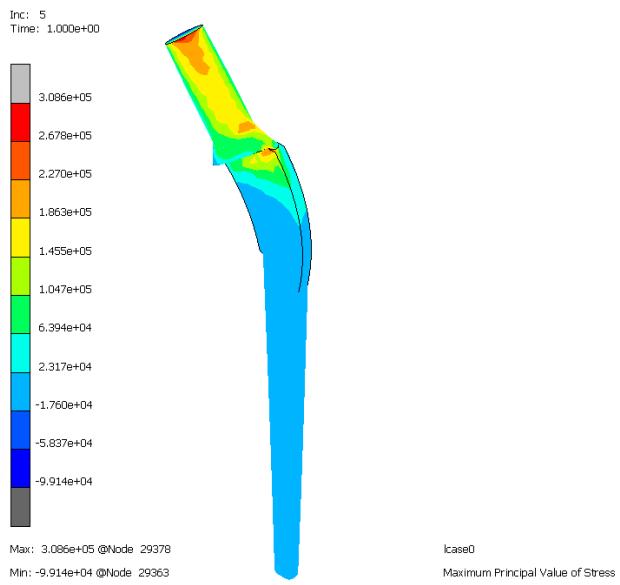


FIGURA 105 – STELO PROTESICO: DISTRIBUZIONE DEL *MAXIMUM PRINCIPAL VALUE OF STRESS*

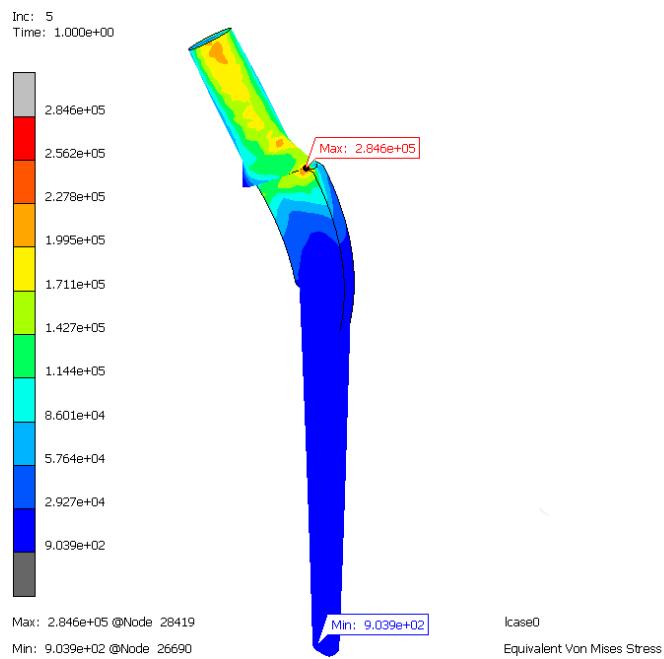


FIGURA 106 – STELO PROTESICO: DISTRIBUZIONE DELL’ *EQUIVALENT VON MISES STRESS*

In *Figura 105* la distribuzione del *Maximum Principal Value of Stress* per lo stelo femorale di protesi d'anca mostra una elevata concentrazione degli sforzi nella zona prossimale dello stelo, in particolare intorno al collo della protesi e alla sua base.

Tale area è quella in cui il componente protesico riceve il carico dalla testa femorale: gli sforzi generati vengono traferiti dalla testa della protesi lungo il collo fino a distribuirsi lungo l'intera struttura dello stelo. Nel compiere ciò la zona del collo costituisce una zona di massima leva e quindi anche di massima sollecitazione.

La distribuzione dell'*Equivalent Von Mises Stress* lungo lo stelo, osservabile in *Figura 106*, prevede picchi di stress simili a quelli già osservati in *Figura 105*.

Anche in questo caso, gli sforzi più elevati sono riscontrati nella zona del collo della protesi e alla sua base. Questa concentrazione di stress riflette quindi la necessità dello stelo di dover sopportare non solo la componente assiale di compressione ma anche eventuali momenti flettenti, soprattutto durante attività che richiedono un carico inclinato, come la camminata.

Infine, la valutazione dello stato tensionale è stato studiato considerando i componenti del modello nel loro insieme (protesi, cemento e femore), quindi provando a dare una panoramica del comportamento meccanico del modello in tutta la sua complessità. Come è possibile vedere in *Figura 107* e in *Figura 108*, che evidenziano le aree critiche soggette a massima sollecitazione nel modello completo, anche in questa condizione generale si nota una chiara concentrazione di stress nella zona bassa del collo della protesi, proprio dove inizia il contatto con il cemento.

Le zone con valori più bassi di stress, al contrario, si distribuiscono più uniformemente lungo il corpo dello stelo e nel femore, disperdendosi poi progressivamente.

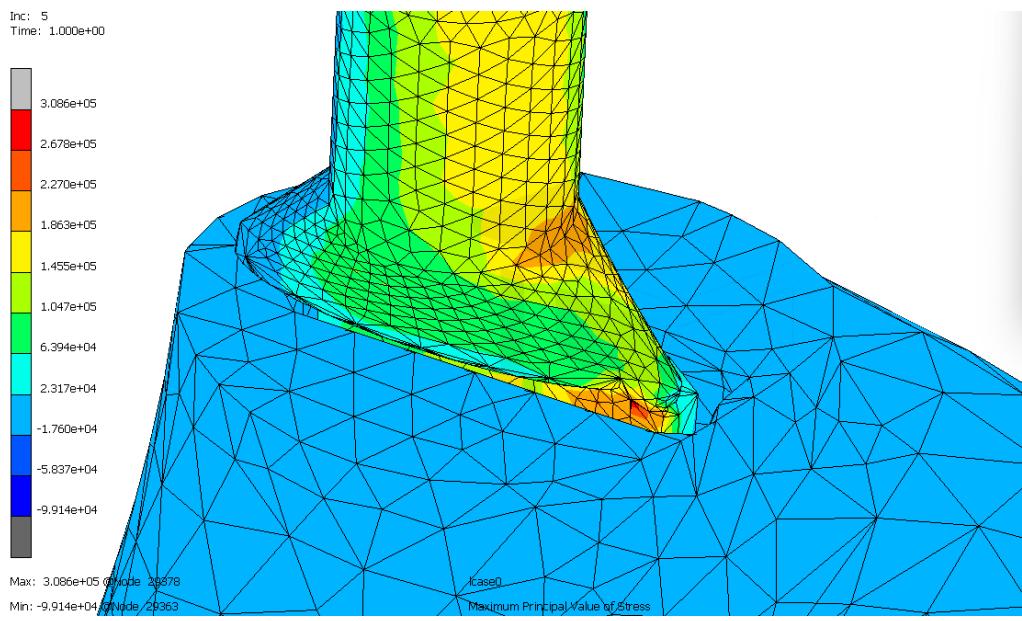


FIGURA 107 – MODELLO COMPLETO: DISTRIBUZIONE DEL *MAXIMUM PRINCIPAL VALUE OF STRESS*

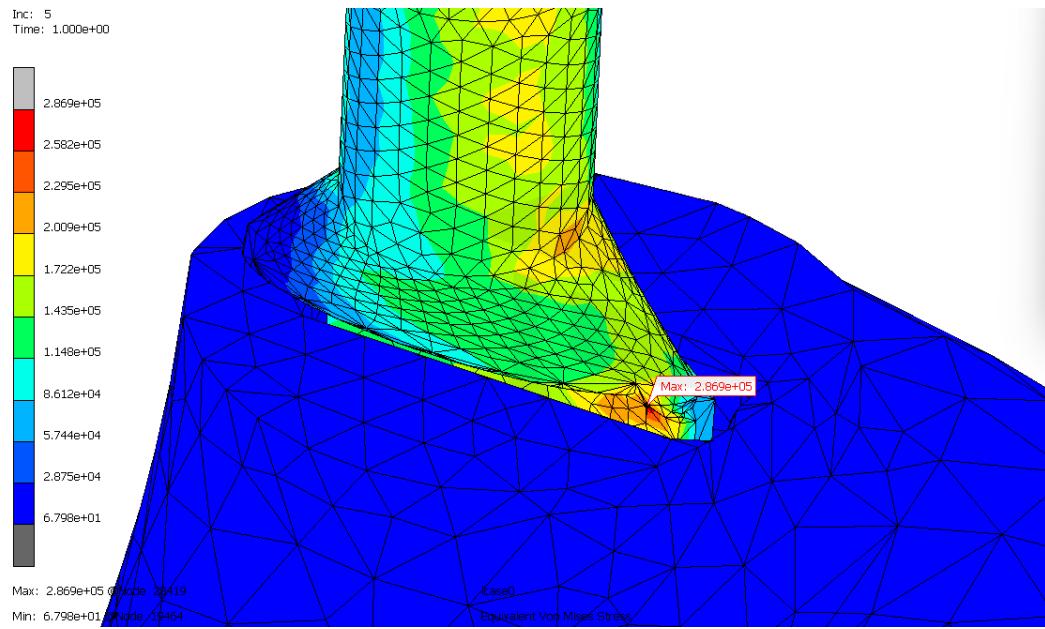


FIGURA 108 – MODELLO COMPLETO: DISTRIBUZIONE DELL' *EQUIVALENT VON MISES STRESS*

4.4.2 Introduzione della cricca nel modello

Sia la distribuzione dell'*Equivalent Von Mises Stress* sia quella del *Maximum Principal Value of Stress* confermano la presenza di altri valori di stress nella zona prossimale, ma con una differenza importante: mentre l'*Equivalent Von Mises Stress* considera lo sforzo complessivo, il *Maximum Principal Value of Stress* fornisce una misura della massima tensione, più critica nel contesto della meccanica della frattura. Poiché le fratture tendono a formarsi lungo il piano di massimo sforzo principale, diventa fondamentale considerare questa distribuzione per identificare la regione a più alto rischio di innesco di una cricca.

Quest'analisi preliminare avvenuta in assenza di difetti sulla protesi ha quindi permesso di individuare quale fosse la zona in cui poter inserire la cricca così da poter effettuare lo studio di meccanica della frattura. La zona in questione, corrispondente all'area in basso del collo femorale dello stelo (*Figura 108*), trova nel nodo (28419) avente valore di sforzo massimo di $2.869 \cdot 10^5 \text{ kPa}$ il suo punto rappresentativo. Individuato adesso il nodo più sollecitato, occorre inserire la cricca in tale nodo e orientare il suo piano generatore lungo la direzione dello sforzo principale.

Lo scopo è quello di realizzare diverse simulazioni con avanzamenti progressivi della cricca per esaminare l'evoluzione del suo comportamento e per monitorare l'intensificazione dello stress (tramite SIF) attorno all'apice della cricca. Un tale approccio di analisi apre alla possibilità di prevedere se la cricca abbia un effetto negativo sull'integrità del sistema, influenzando la funzionalità stessa della protesi.

Inoltre, un aspetto importante che è stato analizzato riguarda l'influenza del cemento nel comportamento della cricca. Si è provato anche a creare un piano di cricca sul cemento per vedere se il cemento tendesse a chiudere la cricca falsando i risultati.

La simulazione ha però mostrato che, nonostante questa possibilità teorica, non ci sono differenze significative nel comportamento meccanico rispetto alla cricca nella protesi.

Inoltre l'innesto di una cricca nel cemento risulta di difficile implementazione, soprattutto per la gestione del remeshing, il che ha portato a volgere lo studio di meccanica della frattura soltanto nella protesi.

A valle delle considerazioni siffatte, si è deciso di simulare la presenza di cricche di diversa lunghezza e di trovare per ciascuna di esse il corrispettivo valore di SIF, seguendo l'approccio definito in [82]. La differenza è che, questa volta, la zona di inserimento della cricca è stata individuata non solo su un modello FEM più complesso ma anche prendendo come carichi valori più realistici del movimento articolare in presenza di protesi, quello durante la camminata, ottenuti sperimentalmente in [83]. Per ciascuna lunghezza di cricca, si è ritenuto opportuno creare su Marc Mentat un percorso simulativo singolo caratterizzato da un proprio *Crack Initiator*, un proprio *Loadcase* ed un proprio *Job*, in cui la sola differenza sta nella scelta della *Faceted Surface* impostata in *Cracks* (*Figura 109*). Le varie *Faceted Surface* vengono posizionate a diverse profondità di penetrazione con la protesi, simulando così la presenza di cricche di varia lunghezza, come è possibile vedere in *Figura 110*.

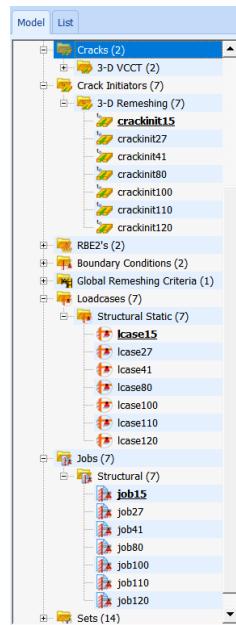


FIGURA 109 – CRACK INITIATOR, LOADCASE E JOB PER CIASCUNA LUNGHEZZA DI CRICCA

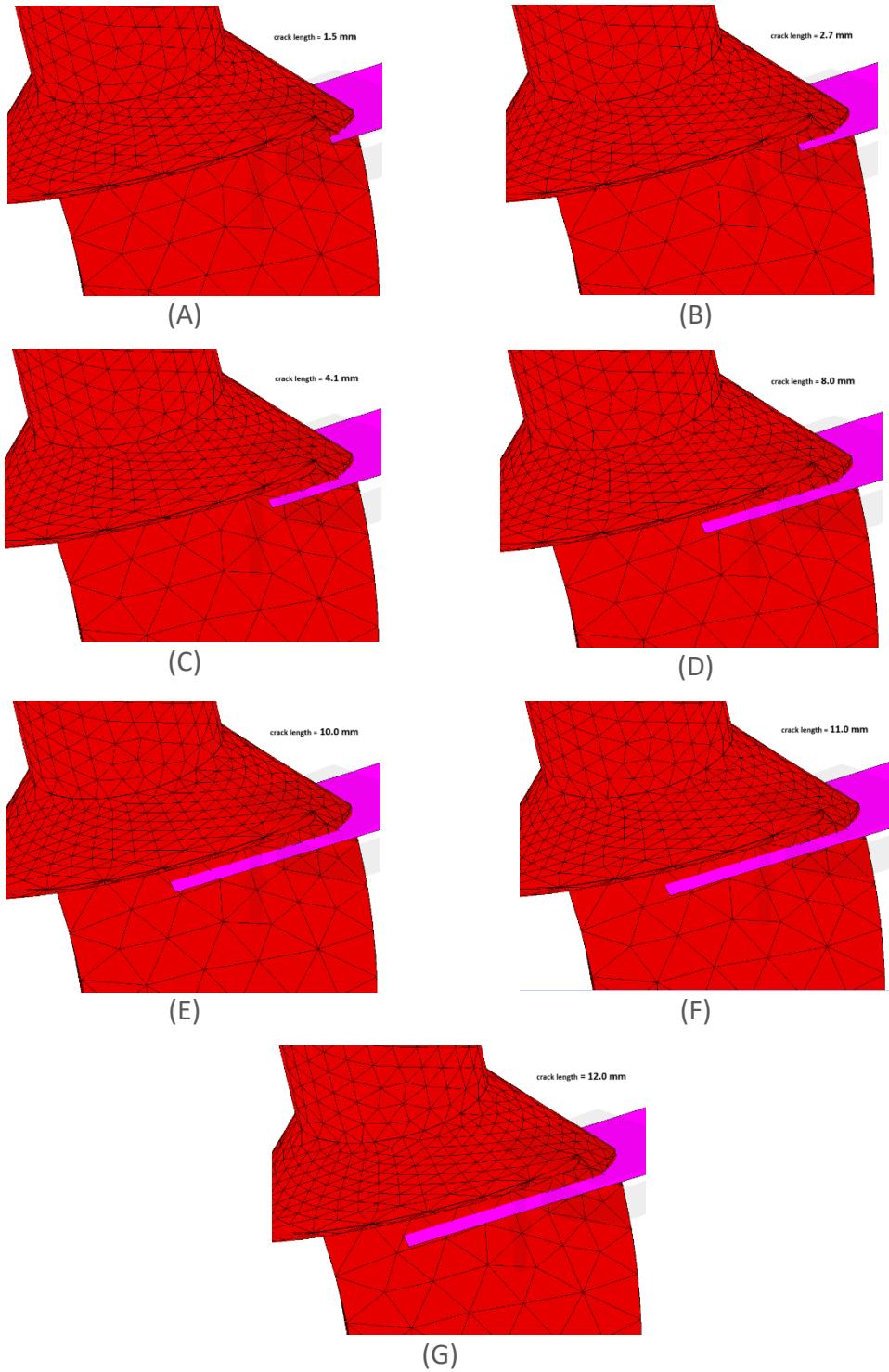


FIGURA 110 – CRICCHE A DIVERSE LUNGHEZZE:

(A) 1.5 MM ; (B) 2.7 MM ; (C) 4.1 MM ;
(D) 8.0 MM ; (E) 10.0 MM ; (F) 11.0MM ; (G) 12.0 MM ;

Dopo aver settato le condizioni di iniziazione di cricca (*Figura 109*), eseguendo il *Run* delle simulazioni, nella schermata di visualizzazione dei *Results* è possibile visualizzare il *remeshing* eseguito intorno all'apice della cricca e individuare il valore del rateo di rilascio energetico (VCCT) scegliendo come *Scalar* la variabile *VCCT Energy Release Rate* nella schermata *Model Plot Results > Scalar Plot* (*Figura 111 - Figura 112*).

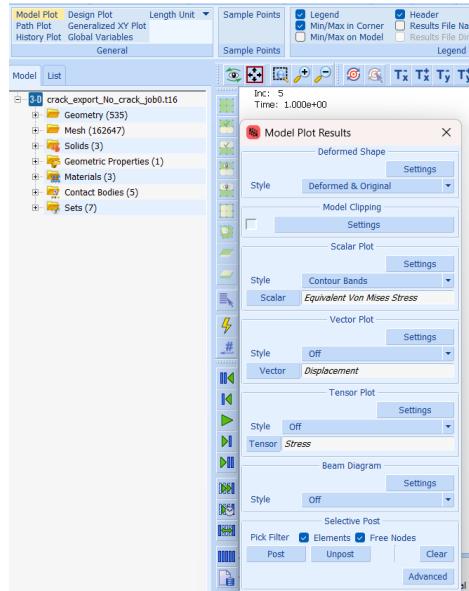


FIGURA 111 – MODEL PLOT RESULTS: CONTOUR BANDS

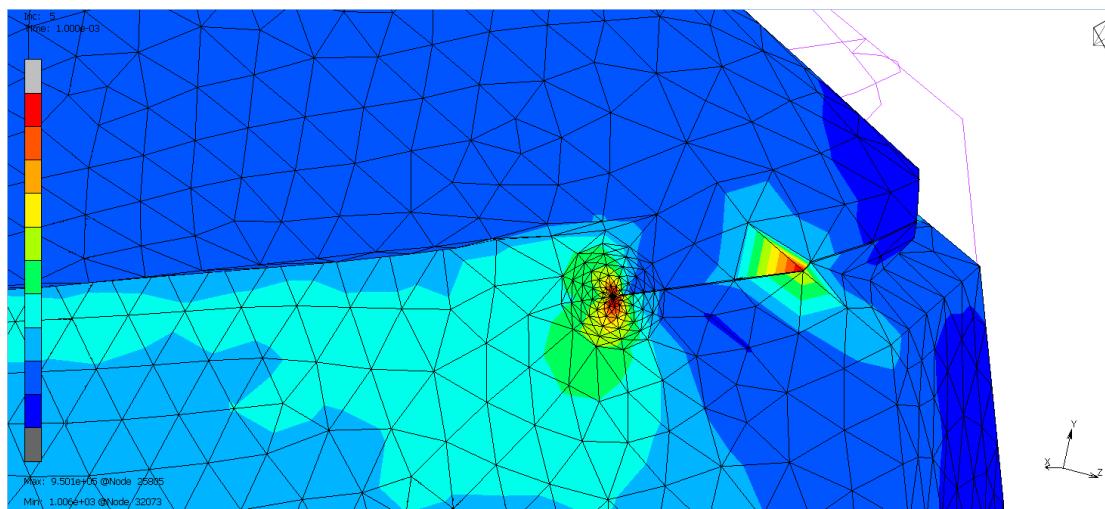


FIGURA 112 – REMESHING ATTORNO ALL'APICE DELLA CRICCA

4.4.3 Visualizzazione ed analisi dei risultati

In *Tabella 7* viene mostrato il valore di *VCCT Energy release Rate* associato a ciascuna delle lunghezze di cricca considerate in *Figura 110*. Inoltre, vengono riportati anche il valore del *Maximum Principal Value of Stress* e di *Displacement* trovati per il nodo corrispondente all'apice della cricca, attorno a cui il solutore ha eseguito il *remeshing*.

TABELLA 7 - VCCT ENERGY RELEASE RATE CALCOLATI PER CIASCUNA LUNGHEZZA DI CRICCA

| LOADCASE | LUNGHEZZA CRICCA [mm] | MAXIMUM PRINCIPAL VALUE OF STRESS [kPa] | DISPLACEMENT [mm] | VCCT ENERGY RELEASE RATE [J/m ²] |
|-----------------|-----------------------|---|-------------------|--|
| Icase0 | 0.00 | $3.00 \cdot 10^5$ | 4.66 | 0.00 |
| Icase15 | 1.50 | $5.96 \cdot 10^5$ | 4.62 | $1.36 \cdot 10^3$ |
| Icase27 | 2.70 | $8.38 \cdot 10^5$ | 4.61 | $2.32 \cdot 10^3$ |
| Icase41 | 4.10 | $1.08 \cdot 10^6$ | 4.59 | $4.66 \cdot 10^3$ |
| Icase80 | 8.00 | $9.50 \cdot 10^5$ | 4.05 | $9.86 \cdot 10^3$ |
| Icase100 | 10.0 | $1.22 \cdot 10^6$ | 4.50 | $2.00 \cdot 10^4$ |
| Icase110 | 11.0 | $1.19 \cdot 10^6$ | 4.48 | $2.47 \cdot 10^4$ |
| Icase120 | 12.0 | $9.42 \cdot 10^5$ | 4.40 | $4.12 \cdot 10^4$ |

A partire dal valore di *VCCT Energy Release Rate* è possibile ricavare il valore corrispondente del SIF, seguendo la formula (24). Essendo l'unità di misura del *VCCT Energy Release Rate* pari a $[G] = J/m^2 = Pa \cdot m = kPa \cdot mm$, ed essendo il modulo elastico espresso in $[E] = GPa$, si ottiene che il SIF è espresso in

$$[K_I] = [\sqrt{E \cdot G}] = \sqrt{GPa \cdot kPa \cdot mm} = \sqrt{10^{12} Pa^2 \cdot mm} = MPa\sqrt{mm}.$$

Infine la conversione da $MPa\sqrt{mm}$ a $MPa\sqrt{m}$ prevede di dividere per $\sqrt{1000}$.

La *Tabella 8* mostra i risultati delle precedenti conversioni di analisi dimensionale, in cui il valore di modulo elastico considerato è quello della lega di titanio [15].

Il valore di E' corrisponde allora a:

$$E' = \frac{E}{1 - \nu^2} = \frac{113}{1 - 0.31^2} \text{ GPa} = 125 \text{ GPa}$$

TABELLA 8 - CONVERSIONI DEL SIF IN TERMINI DI ANALISI DIMENSIONALE

| VCCT ENERGY RELEASE RATE $[J/m^2]$ | SIF $[MPa\sqrt{mm}]$ | SIF $[MPa\sqrt{m}]$ |
|--|-------------------------|------------------------|
| 0.00 | 0.00 | 0.00 |
| $1.36 \cdot 10^3$ | $4.12 \cdot 10^2$ | 13.0 |
| $2.32 \cdot 10^3$ | $5.39 \cdot 10^2$ | 17.0 |
| $4.66 \cdot 10^3$ | $7.64 \cdot 10^2$ | 24.0 |
| $9.86 \cdot 10^3$ | $1.11 \cdot 10^3$ | 35.0 |
| $2.00 \cdot 10^4$ | $1.58 \cdot 10^3$ | 50.0 |
| $2.47 \cdot 10^4$ | $1.76 \cdot 10^3$ | 56.0 |
| $4.12 \cdot 10^4$ | $2.27 \cdot 10^3$ | 71.8 |

La *Tabella 9* associa direttamente a ciascuna lunghezza di cricca il SIF associato in $MPa\sqrt{m}$. Infine, in *Figura 113*, viene mostrato come all'aumentare della lunghezza di cricca aumenta anche il corrispettivo valore di SIF, in accordo a quanto già trovato in [82].

TABELLA 9 - LUNGHEZZA DI CRICCA CON ASSOCIATO IL CORRISPETTIVO SIF

| LOADCASE | LUNGHEZZA CRICCA [mm] | SIF [MPa \sqrt{m}] |
|-----------------|-----------------------------|--------------------------|
| lcase0 | 0.00 | 0.00 |
| lcase15 | 1.50 | 13.0 |
| lcase27 | 2.70 | 17.0 |
| lcase41 | 4.10 | 24.0 |
| lcase80 | 8.00 | 35.0 |
| lcase100 | 10.0 | 50.0 |
| lcase110 | 11.0 | 56.0 |
| lcase120 | 12.0 | 71.8 |

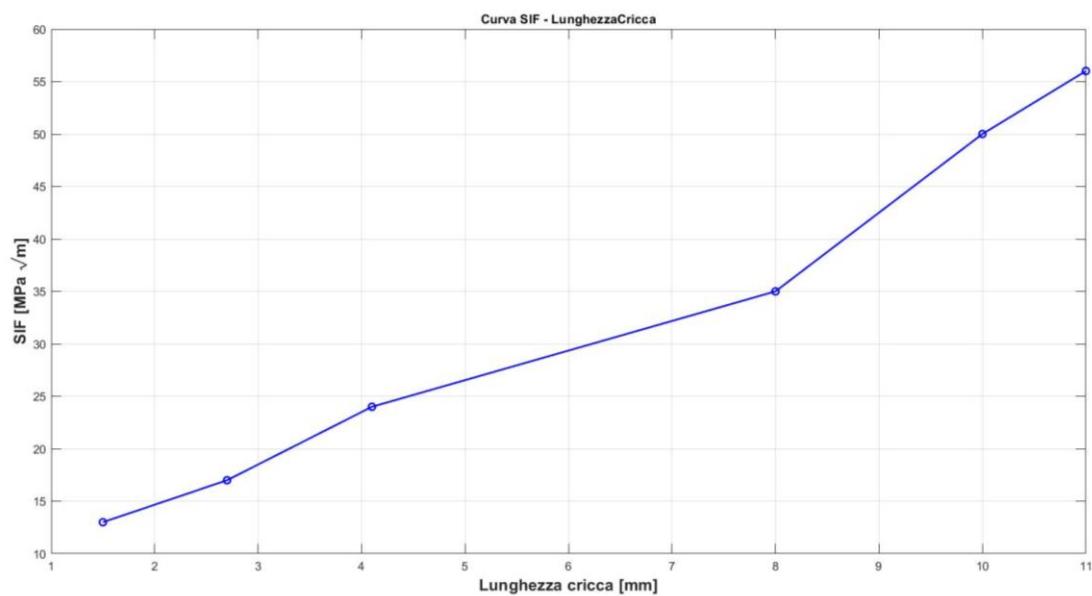


FIGURA 113 – VALORI DI SIF IN FUNZIONE DELLA LUNGHEZZA DI CRICCA

Secondo un particolare studio che ha analizzato i parametri relativi la crescita di una cricca in componenti in lega di titanio realizzati con AM [84], quest'ultima influenza la *fracture toughness* e il comportamento di crescita del difetto. Per il Ti-6Al-4V ricotto (Mill Annealed) il valore di K_C raggiunge $142.5 \text{ MPa m}^{1/2}$ con rapporti di carico R variabili tra 0.1 e 0.8. Tuttavia, per il Ti-6Al-4V realizzato con tecniche AM, come il metodo LENS (*Laser Engineered Net Shaping*), il valore di K_C scende a $61.1 \text{ MPa m}^{1/2}$ con $R = 0.1$. Un tale decremento può attribuirsi alla caratteristiche microstrutturali dovute alla tecnica AM scelta, ovvero alla presenza di porosità e difetti interni che riducono la resistenza alla propagazione della cricca. Nello stesso articolo [84], viene osservato anche come, sempre considerando Ti-6Al-4V ELI prodotto mediante AM, il K_C diminuisca con un rapporto di carico più alto (da $102 \text{ MPa m}^{1/2}$ con $R = 0.1$ a $57 \text{ MPa m}^{1/2}$ con $R = 0.8$, rispettivamente), evidenziando come con rapporti di carico più elevati la resistenza alla propagazione della cricca si riduca¹⁴.

Nel presente lavoro di tesi, dove si ipotizza la comparsa di un difetto dovuto proprio all'adozione di tecniche di AM, si è deciso di utilizzare come valore di K_C per il Ti-6Al-4V proprio quello di $61.1 \text{ MPa m}^{1/2}$ con $R = 0.1$ presente in [84], nonostante il rapporto di carico sia $R = 0$. Una tale approssimazione risulta infatti conservativa e quindi appropriata; inoltre, le evidenze sperimentali qui ottenute si attengono a tale affermazione. Come è possibile osservare in *Tabella 9*, quando la lunghezza di cricca passa da 11 mm a 12 mm avviene il superamento del valore di *fracture toughness* K_C considerato per la protesi in lega di titanio realizzata tramite AM ($61.1 \text{ MPa m}^{1/2}$). Questo significa aver trovato il valore limite di SIF oltre il quale la cricca presente sul modello simulato risulta critica per l'integrità strutturale del componente fino al raggiungimento della sua rottura.

¹⁴ R. Jones et al., “Representing crack growth in additively manufactured Ti-6Al-4V”, p.620, Table 8.

4.5 Propagazione della cricca a fatica

4.5.1 Condizioni dinamiche di sforzo

Il presente lavoro ha continuato l'analisi del modello FEM realizzato esaminando il comportamento della protesi d'anca quando soggetta a fenomeni di fatica, pur adottando su *Marc Mentat* un carico statico equivalente, come evidenziato dalla *Figura 89 – B*.

Un tale carico statico equivalente è infatti comparabile alle sollecitazioni osservate dinamicamente in *Adams*, senza dover riprodurre la stessa sequenza temporale.

Il grafico di *Figura 74*, derivato dalla simulazione *Adams* compiuta in [83], ha mostrato un andamento dinamico della sollecitazione massima principale durante il movimento di camminata. In tale grafico il picco massimo di 270 MPa viene raggiunto a 0.19 secondi, in funzione della combinazione di forze e momenti che si generano durante la camminata.

Seguendo questo approccio, per simulare il comportamento ciclico dello sforzo, è possibile infatti considerare la protesi come soggetta ad una differenza di sforzo $\Delta\sigma$ nel tempo a rapporto di carico $R = 0$ (*Figura 114*) [79], indicativa del carico nominale equivalente. Essa corrisponde in ampiezza proprio allo sforzo nominale cui è soggetta la protesi in assenza di cricca (*Figura 115*).

Il massimo sforzo principale corrisponde a $3.00 \cdot 10^5 kPa$, come osservabile in *Tabella 7 – Icase0*, un valore che appare comparabile a quello di 270 MPa ottenuto da [83] e osservabile in *Figura 74*. Questo è a dimostrazione di come l'imposizione di valori di carico puntuali (*Figura 89 – B*) ha consentito di replicare l'effetto del massimo carico osservato in Adams, pur essendo consapevoli che si tratta di un'approssimazione semplicistica.

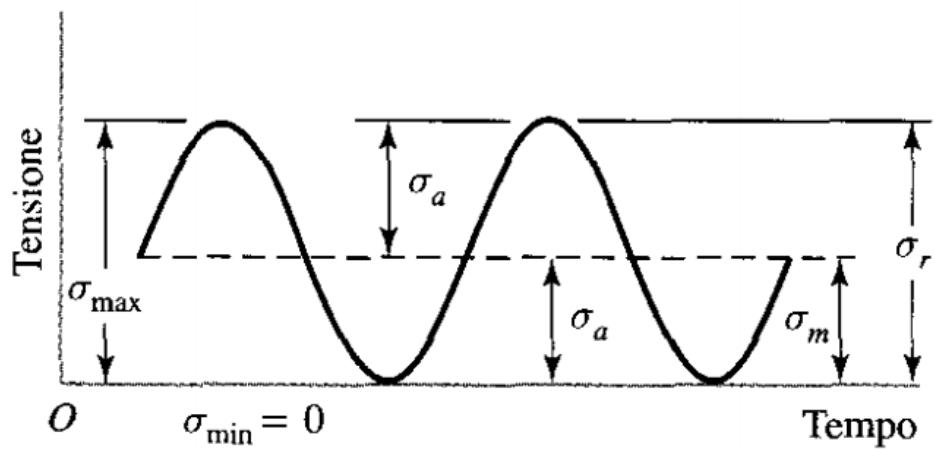


FIGURA 114 – ANDAMENTO TEORICO DI CARICO CICLICO A RAPPORTO DI CARICO NULLO ($R=0$)

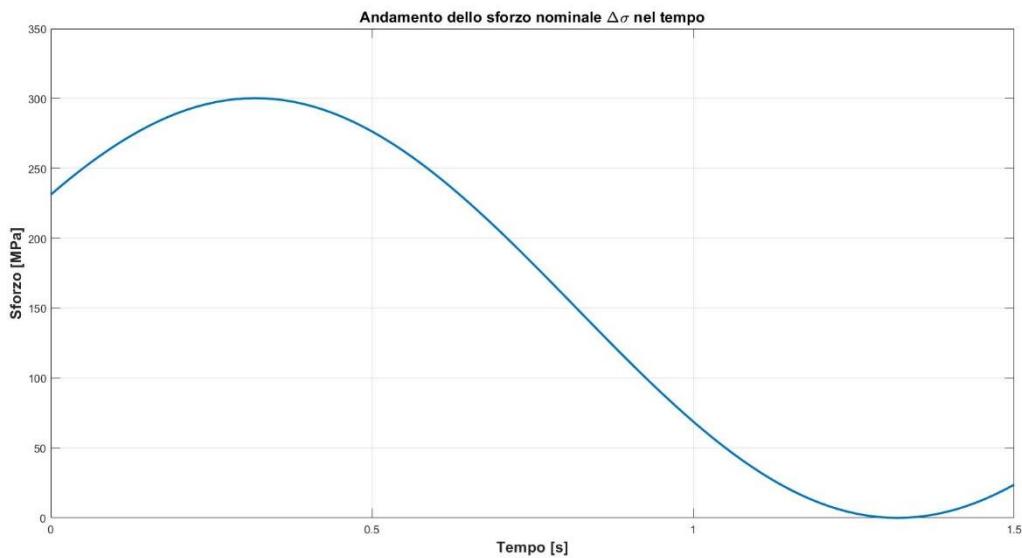


FIGURA 115 - MASSIMO SFORZO PRINCIPALE IN ASSENZA DI CRICCA VISTO COME AMPIEZZA DELLO SFORZO NOMINALE NEL TEMPO

4.5.2 Calcolo del numero di cicli

Per la stima della vita a fatica della protesi, si è deciso di implementare su *MATLAB* un codice di calcolo che permettesse di associare a ciascuna lunghezza di cricca il numero di cicli corrispondente. Il modello è basato sulla curva di Paris e permette di individuare il numero di cicli mediante integrazione della omonima legge (30) come già affrontato nel *Capitolo III*.

Le lunghezze di cricca prese in considerazione vanno da 1.5 mm a 12 mm e sono quelle relative alla simulazione precedentemente trattata su Marc (*Figura 110*).

È ovvio considerare in presenza della lunghezza iniziale $a_i = 1.5\text{ mm}$ una vita a fatica illimitata mentre il caso di rottura ad $a_f = 12\text{ mm}$ presuppone il termine della vita di esercizio per il componente. Il fattore di forma Y (a volte anche indicato con β) è stato considerato pari ad 1, in modo da semplificare la trattazione, altrimenti si sarebbe dovuto tener conto anche della sua dipendenza dalla geometria e quindi dalla profondità di cricca: per la protesi tale geometria non è uniforme, e quindi sarebbe poco fattibile da calcolare). Il valore di ampiezza di sforzo corrisponde alla sollecitazione massima principale calcolata in assenza di cricca ($3.00 \cdot 10^5\text{ kPa}$), assunta come differenza nominale di sforzo $\Delta\sigma = \sigma_{max} - \sigma_{min}$ (*Figura 114 - Figura 115*). I valori dei parametri di Paris, C ed m , corrispondono rispettivamente a $6.72 \cdot 10^{-13}$ e 2.26, estratti da un articolo in letteratura [85] che ha eseguito un'analisi simile in presenza di rapporto di carico nullo. È bene ricordare infatti come tali parametri varino anche in funzione del rapporto di carico preso in esame.

In *Figura 116* vengono riportati i dati appena descritti, così come sono stati implementati su *MATLAB*. Inoltre, considerando sempre la variabile a_0 pari ad $a_i = 1.5\text{ mm}$ e cambiando il valore di a_f (selezionando di volta in volta ciascuna delle lunghezze di cricca considerate, quindi da 2.7 mm fino a 11 mm), è possibile associare a ciascuna il numero di cicli cui deve essere sottoposto il componente per far propagare la cricca fino a quella lunghezza, come mostrato in *Tabella 10*.

```

%%%%%%%%%%%%% DATI %%%%%%
% Lunghezza iniziale della cricca [m]
a_0 = 0e-3;

% Lunghezza finale della cricca [m]
a_f = 4.1e-3;

% Sforzo minimo [kPa] -----*3-----> [MPa]
s_min = 0; % [MPa]

% Sforzo massimo (nominale) [kPa] -----*3-----> [MPa]
s_max = 300308e-3; % [MPa]

% Delta sigma [Pa]
delta_s = s_max - s_min;

% Fattore di forma [-]
Y = 1;

% Parametro C [-]
C = 6.72e-13;

% Parametro n [-]
m = 2.26;
m_ = (m/2)-1;

```

FIGURA 116 - CODICE MATLAB DELL'INTEGRAZIONE NUMERICA DELLA LEGGE DI PARIS

TABELLA 10 – LUNGHEZZA DI CRICCA CON ASSOCIATO IL CORRISPETTIVO NUMERO DI CICLI

| LUNGHEZZA CRICCA [mm] | NUMERO DI CICLI [-] |
|-----------------------------|------------------------|
| 1.50 | <i>No propagation</i> |
| 2.70 | $1.35 \cdot 10^6$ |
| 4.10 | $2.25 \cdot 10^6$ |
| 8.00 | $3.60 \cdot 10^6$ |
| 10.0 | $4.02 \cdot 10^6$ |
| 11.0 | $4.20 \cdot 10^6$ |
| 12.0 | <i>Fracture</i> |

4.5.3 Curva di Paris e sue alternative

È stata adottata una procedura numerica¹⁵ per descrivere la crescita a fatica della cricca, grazie alla quale è possibile graficare da/dN in funzione di ΔK , su un diagramma doppio logaritmico, ottenendo così la curva di Paris.

Partendo dalla *Tabella 10*, per ogni coppia di valori è possibile ottenere la velocità di propagazione calcolata come:

$$\frac{\Delta a}{\Delta N} = \frac{a_{i+1} - a_i}{N_{i+1} - N_i} \quad (34)$$

Al contempo, sempre per gli stessi intervalli o coppie, si può ricavare la variazione del fattore di intensificazione degli sforzi seguendo la formula $\Delta K = \Delta \sigma Y \sqrt{\pi a}$ (25), e considerando come valore di lunghezza di cricca il valore medio del difetto tra i valori della coppia in esame.

$$a_m = \frac{a_{i+1} - a_i}{2} \quad (35)$$

$$\Delta K = \Delta \sigma Y \sqrt{\pi a_m} \quad (36)$$

Tale procedura è stata implementata su MATLAB in modo da riuscire non soltanto ad elaborare i dati secondo i vari calcoli ma anche a graficare opportunamente le curve.

¹⁵ [78], L. Vergani, "Meccanica dei Materiali", p.165

Innanzitutto è stato necessario definire i parametri di input, come mostrato in *Figura 117 - Figura 118*.

```
%% Parametri e variabili di input

% Vettore lunghezze di cricca
a = [1.5 2.7 4.1 8.0 10.0 11.0]*1e-3; % [m]

% Vettore numero di cicli
N = [0 1.35 2.25 3.60 4.02 4.20]*1e06; % [cicli]

% Fattore di forma
Y = 1;

% Range di sforzo (nominale)
delta_s = 300308e-3; % [MPa]
```

FIGURA 117 - INIZIALIZZAZIONE DEI PARAMETRI DI INPUT SU MATLAB

```
% Vettore da/dN
delta_a = [];
delta_N = [];
for i=1:length(a)-1
    delta_a(i) = a(i+1)-a(i);
end
for i=1:length(N)-1
    delta_N(i) = N(i+1)-N(i);
end
da_dN = delta_a./delta_N;

% Vettore delta_K
a_m = [];
for i=1:length(a)-1
    a_m(i) = (a(i+1)+a(i))/2;
end
delta_K = Y*delta_s*sqrt(pi*a_m);
```

FIGURA 118 - CALCOLO DELLE VARIABILI DA GRAFICARE SU MATLAB

In questo modo è possibile associare ad ogni velocità di propagazione il corrispettivo valore di variazione del SIF, come è possibile vedere in *Tabella 11*.

TABELLA 11 – VARIAZIONE DEL SIF CON ASSOCIATA LA CORRISPETTIVA VELOCITÀ DI PROPAGAZIONE

| ΔK [MPa \sqrt{m}] | da/dN [m/ciclo] |
|---------------------------------|-----------------------|
| 24.4 | $8.89 \cdot 10^{-10}$ |
| 31.0 | $1.56 \cdot 10^{-9}$ |
| 41.4 | $2.89 \cdot 10^{-9}$ |
| 50.5 | $4.76 \cdot 10^{-9}$ |
| 54.5 | $5.56 \cdot 10^{-9}$ |

Poi, mediante una interpolazione lineare dei punti individuati, si ricavano i valori di C ed m , così da poter formulare l'equazione di Paris. È interessante notare come i valori trovati sperimentalmente non si discostano molto da quelli trovati in letteratura [85] e usati in precedenza per il calcolo del numero di cicli (*Figura 119*).

```

%% Interpolazione lineare
% Retta y = mx + b per interpolazione lineare dei punti
% e per ricavare i parametri C ed m

% C = log(b)
% m = m

p = polyfit(log10(delta_K), log10(da_dN), 1);
m = p(1);
C = 10^p(2);

```

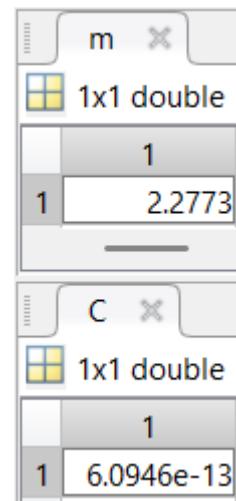


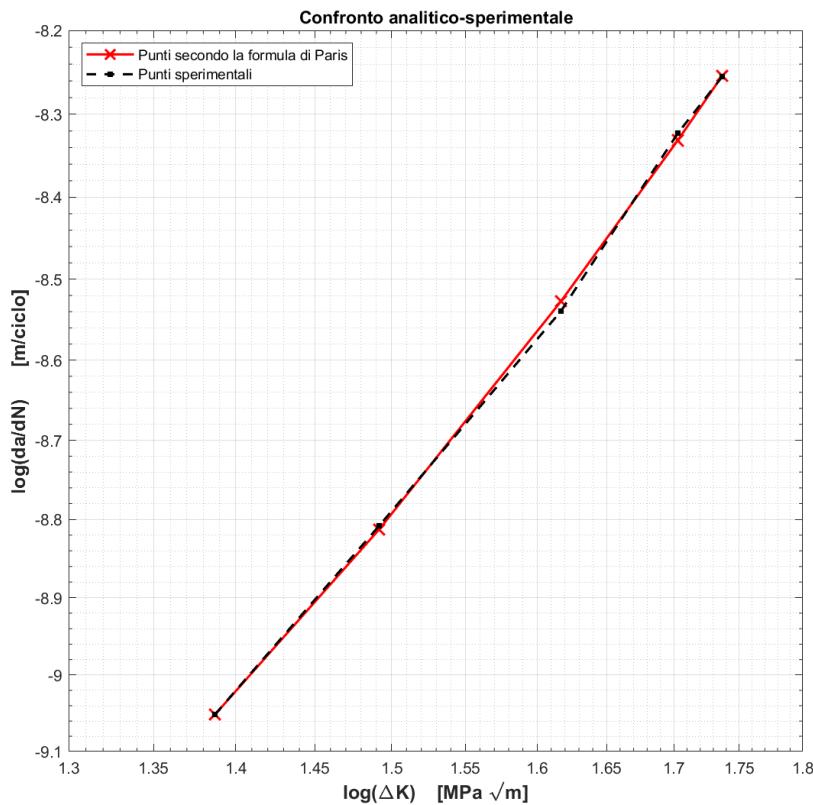
FIGURA 119 - CALCOLO DEI PARAMETRI DI PARIS, C ED M, MEDIANTE INTERPOLAZIONE LINEARE

È interessante confrontare anche le curve che si ottengono graficando sia i punti ottenuti sperimentalmente (*Tabella 11*) sia quelli ricavati implementando la formula teorica dell'equazione di Paris, disponendo dei valori di C ed m (*Figura 120*). Si osserva come essi siano considerabili come più che sovrapponibili (*Figura 121*).

```
%% Legge di Paris
% Una volta ricavati C ed m, graficando seguendo la formula
% i punti ottenuti, essi si sovrappongono
% a quelli della procedura numerica
```

```
dA_dN = C*delta_K.^m;
```

FIGURA 120 - IMPLEMENTAZIONE DELLA EQUAZIONE DI PARIS



**FIGURA 121 - CONFRONTO TRA PUNTI OTTENUTI SECONDO LA PROCEDURA NUMERICA
E QUELLI CALCOLATI CON LA FORMULA DI PARIS**

Una volta trovati i punti del diagramma da/dN in funzione di ΔK , è quindi possibile graficare la curva di Paris ed includerli in essa (Figura 122).

Essi tendono a definire maggiormente il tratto lineare della curva (zona II), la quale presenta in realtà altre due zone (zona I e zona III) delimitate agli estremi dal valore ΔK di soglia (ΔK_{th}) e da quello di frattura (ΔK_c), ovviamente in termini logaritmici.

$$a_{th} = 1.30 \text{ mm} \quad K_{th} = 1.77 \text{ MPa}\sqrt{m} \quad \Delta K_{th} = \Delta\sigma Y \sqrt{\pi a_{th}} = 18.4 \text{ MPa}\sqrt{m} \quad \log(\Delta K_{th}) = 1.27 \quad (37)$$

$$a_c = 12.0 \text{ mm} \quad K_c = 61.1 \text{ MPa}\sqrt{m} \quad \Delta K_c = \Delta\sigma Y \sqrt{\pi a_c} = 58.3 \text{ MPa}\sqrt{m} \quad \log(\Delta K_c) = 1.77 \quad (38)$$

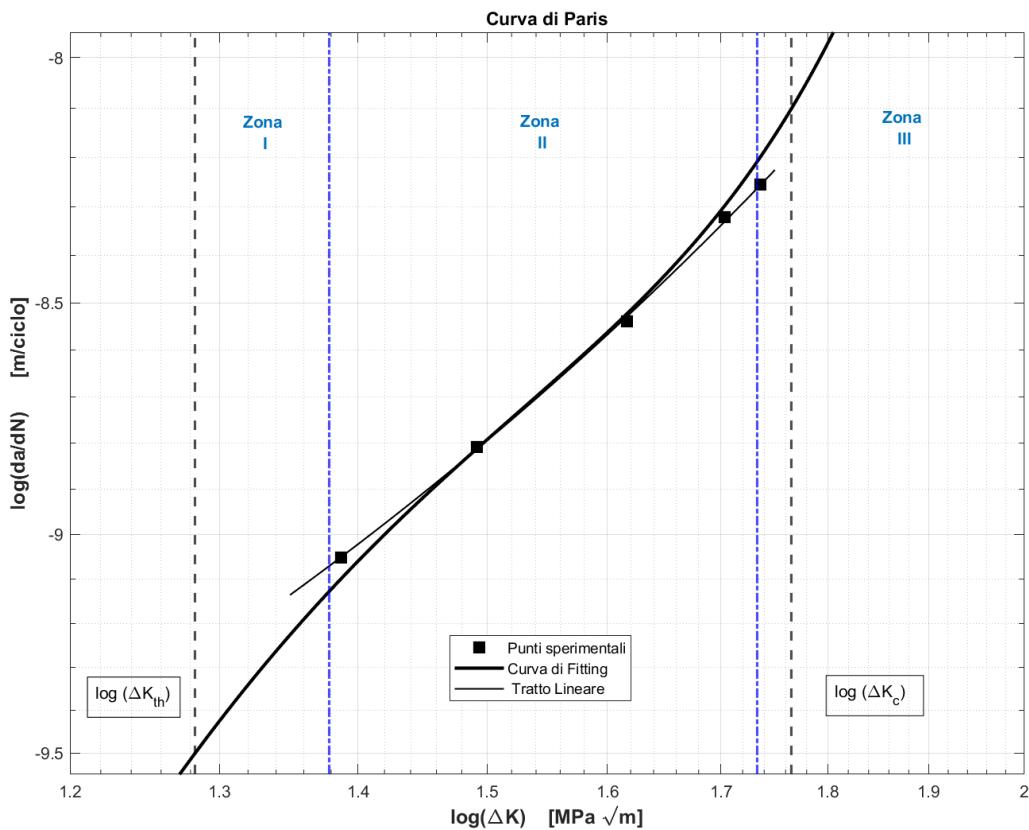


FIGURA 122 - CURVA DI PARIS

Se Paris ha introdotto una relazione lineare capace di descrivere il tasso di propagazione della cricca in funzione dell'intensità dello sforzo (ΔK) nella zona II, esistono comunque formulazioni più avanzate capaci di modellare anche le regioni I e III. Tali leggi di propagazione (Figura 123) si basano su modelli empirici e risultano valide solo sotto determinate condizioni, come ritenere confinata la deformazione plastica intorno alla cricca oppure considerando un'ampiezza del carico $\Delta\sigma$ costante.

Mentre, ad esempio, *Klesnil* e *Lucas* hanno proposto un'espressione specifica che tenesse conto della presenza del valore di soglia, *Donahue* ha proposto una formulazione alternativa. Tuttavia molte di queste equazioni non tengono conto della dipendenza di K_{th} dal rapporto di carico R .

Ci sono poi formulazioni come quella di *Priddle* e *McEvily* che vengono ritenute globali perché permettono di rappresentare l'intera curva, fornendo una descrizione più completa e continua.

```
% Vettore velocità di propagazione di cricca (Paris)
da_dN = C*delta_K.^m;

% Vettore velocità di propagazione di cricca (Forman)
R=0;
da_dN_F = (C*delta_K.^m)./((1-R)*K_c - delta_K);

% Vettore velocità di propagazione di cricca (Wertemann)
da_dN_W = (C*delta_K.^m)./(K_c^2 - K_max.^2);

% Vettore velocità di propagazione di cricca (Klesnil e Lucas)
da_dN_KL = C*(delta_K.^m - K_th.^m);

% Vettore velocità di propagazione di cricca (Donahue)
da_dN_D = C*(delta_K - K_th).^m;

% Vettore velocità di propagazione di cricca (Priddle)
da_dN_P = C*((delta_K - K_th)./(K_c - K_max)).^m;

% Vettore velocità di propagazione di cricca (McEvily)
da_dN_M = C * (delta_K - K_th).^2 * (1 + (delta_K)/(K_c - K_max));
```

FIGURA 123 - IMPLEMENTAZIONE SU MATLAB DELLE FORMULAZIONI ALTERNATIVE A PARIS

L'implementazione sperimentale delle altre leggi su MATLAB permette di effettuare un confronto di tipo grafico con la curva di Paris in *Figura 124*. Risulta evidente come la formulazione che seguono meglio la curva di Paris sono quella di *Donahue*, la quale ne estende la validità introducendo correttivi per considerare anche la soglia K_{th} . L'espressione di *Wertemann* e di *Priddle* sembrano quelle che invece più si discostano nella regione lineare, proprio perché più adatte a descrivere l'intera curva, sebbene risultino traslate più in basso.

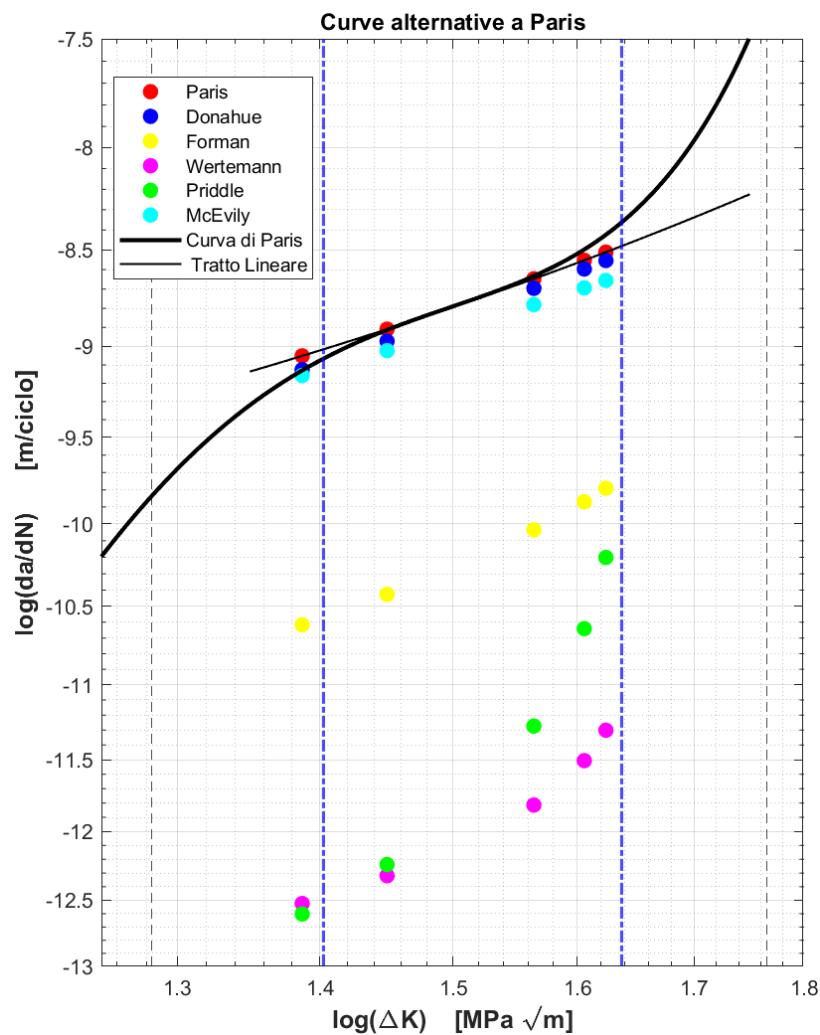


FIGURA 124 - FORMULAZIONI ALTERNATIVE ALL'EQUAZIONE DI PARIS

CAPITOLO V: PROSPETTIVE FUTURE DI ANALISI

5.1. *Introduzione*

In questa tesi, la valutazione della resistenza a frattura del componente protesico è stata condotta tramite un'analisi di meccanica della frattura. Ovviamente ciò costituisce solo un primo passo per fornire una comprensione completa del comportamento meccanico della protesi realizzata tramite tecnologie AM.

Lo scopo di questo capitolo consiste allora nel descrivere quella che potrebbe essere una naturale e futura estensione di questo studio, ovvero una eventuale integrazione con la meccanica del danno e più in particolare con il modello di Bonora. Una tale analisi permetterebbe infatti di quantificare la degradazione progressiva delle proprietà meccaniche del componente fino al suo cedimento completo.

5.2 *Analisi del danno secondo il modello di Bonora*

Già da diversi anni gli studi di meccanica del danno (CMD, *Continuum Mechanical Damage*) hanno permesso una valutazione efficace del cedimento strutturale di componenti sottoposti a condizioni geometriche e di carico particolari.

Il fallimento viene visto come il risultato finale di un processo di deterioramento che il materiale subisce durante la sottoposizione al carico. Se si ottengono maggiori informazioni sul meccanismo con cui avviene tale deterioramento, monitorando la riduzione della capacità del componente di resistere ai carichi, diventa più semplice stimare il rischio di cedimenti catastrofici.

Il danno subito dal materiale è necessario che diventi un parametro, una variabile, misurabile, che rappresenti quanto permanga della integrità strutturale originaria del componente. Esso in realtà si manifesta come riduzione di alcune caratteristiche del materiale (rigidezza elastica, la densità o la resistenza elettrica) e la sua misura può avvenire infatti in diversi modi: seguendo la degradazione del modulo di Young, oppure mediante metodi di micro-indentazione o anche attraverso misurazioni della velocità delle onde ultrasoniche. Diversi sono gli approcci di studio proposti nel corso del tempo: essi hanno permesso lo sviluppo di modelli e l'introduzione di parametri di diverso tipo [86] [87]. Il danno può essere espresso come il rapporto tra il quantitativo di area danneggiata A_D e il valore originario di sezione nominale A_0 .

$$D = \frac{A_D}{A_0} \quad (39)$$

In ogni caso, tale approccio si basa sull'idea che ad un aumento del danno corrisponda una riduzione del modulo di Young dovuta a deformazione plastica.

$$E_d = E_0(1 - D) \quad (40)$$

dove:

- E_d è il modulo di Young effettivo (ridotto) del materiale danneggiato,
- E_0 è il modulo di Young iniziale (del materiale integro),
- D è la variabile di danno.

I vari modelli CMD utilizzano delle proprie variabili per rappresentare i difetti microscopici causanti il deterioramento del materiale e quindi per descrivere la densità e la distribuzione dei danni. Mentre il modello di Lemaitre, ad esempio, associa il danno all'energia che si libera durante il cedimento duttile, quello di Bonora è proprio legato alla riduzione della rigidezza del materiale.

Il modello di Bonora costituisce una scelta appropriata nel voler rappresentare dettagliatamente la progressione del danno nei materiali metallici. Tale modello, definito come non lineare, descrive i tre stadi di evoluzione del danno tenendo conto delle diverse fasi che conducono alla frattura duttile e cioè nucleazione, crescita e coalescenza dei difetti. Esso ha mostrato una buona correlazione con quegli esperimenti caratterizzati da carichi ciclici alternati di compressione e trazione.

In particolare, in un sistema monodimensionale, durante il carico di trazione, l'incremento del danno è correlato alla deformazione plastica accumulata mentre sotto compressione viene assunto che il danno si chiuda consentendo un temporaneo ripristino della sua elasticità originaria.

Tale modello sfrutta la descrizione dello stato corrente di sforzo per determinare i cambiamenti del modulo di Young legati al danno. Il danno accumulato dipende infatti proprio dalla deformazione plastica generata durante i carichi di trazione e dalla funzione di triassialità, che dà informazioni sullo stato di sforzo.

Il danno incrementale viene definito come:

$$dD = \frac{\alpha D_{cr}^{1/\alpha}}{\ln\left(\frac{\epsilon_f}{\epsilon_{th}}\right)} (D_{cr} - D) \frac{\alpha - 1}{\alpha} f(\eta) \frac{1}{\epsilon_p} d\epsilon_p \quad (41)$$

L'applicazione corretta del modello consiste dunque nell'individuazione di questi quattro parametri:

- soglia di deformazione plastica ϵ_{th}
- deformazione plastica al momento della frattura ϵ_f
- danno critico D_{cr}
- esponente di danno α

Il danno incomincia ad accumularsi al momento del superamento in termini di deformazione plastica del valore di ϵ_{th} fino al raggiungimento di ϵ_f e D_{cr} alla frattura. Il fattore α serve invece a controllare la velocità di accumulo del danno e quindi il modo in cui progredisce l'evoluzione del danno. Tali parametri vengono ottenuti mediante test sperimentali oppure simulazioni numeriche.

Inoltre, è importante definire la triassialità η , un parametro inteso come il rapporto tra la tensione media (o pressione idrostatica) σ_m e la tensione equivalente di Von Mises σ_{eq} :

$$\eta = \frac{\sigma_m}{\sigma_{eq}} \quad (42)$$

Secondo il modello di Bonora il danno può essere espresso come funzione dipendente da due parametri:

- triassialità delle tensioni (η)
- deformazione plastica equivalente accumulata (ϵ_p)

Il danno è legato alle tre diverse fasi relative alla presenza di vuoti microscopici, e cioè nucleazione (piccole imperfezioni sotto trazione generano vuoti), crescita (i vuoti si espandono soggetti al carico) e coalescenza (l'unione dei vuoti comporta una frattura macroscopica). A tal proposito, la triassialità svolge un ruolo importante: quando il materiale è sottoposto a carichi di trazione elevati, in presenza di elevata triassialità, viene favorita la crescita dei vuoti; in questo modo il danno D cresce più rapidamente e viene accelerata la rottura; una bassa triassialità, invece, funge da agente inibitore, aumentando la resistenza del materiale.

5.3 Limiti dell'approccio preliminare di implementazione su Marc Mentat

Il software Marc Mentat permette di effettuare una valutazione preliminare del danno secondo il modello di Bonora, disponendo già di per sé di una funzionalità nativa al momento della definizione delle caratteristiche del materiale in esame.

Nel tab *Material Properties*, una volta definito il materiale con cui realizzare il modello, è possibile attivare le opzioni *Damage Effects* in cui è possibile prima di tutto scegliere tra diversi modelli di danno e poi, una volta selezionato il modello di Bonora, impostare i suoi quattro parametri caratteristici (*Figura 125 - A*).

Successivamente, dopo il calcolo compiuto dal software, è disponibile nel *Binary Post File* (*Figura 125 - B*) il parametro *Damage* per la visualizzazione e l'interpretazione del comportamento del materiale in relazione al danno accumulato durante la simulazione.

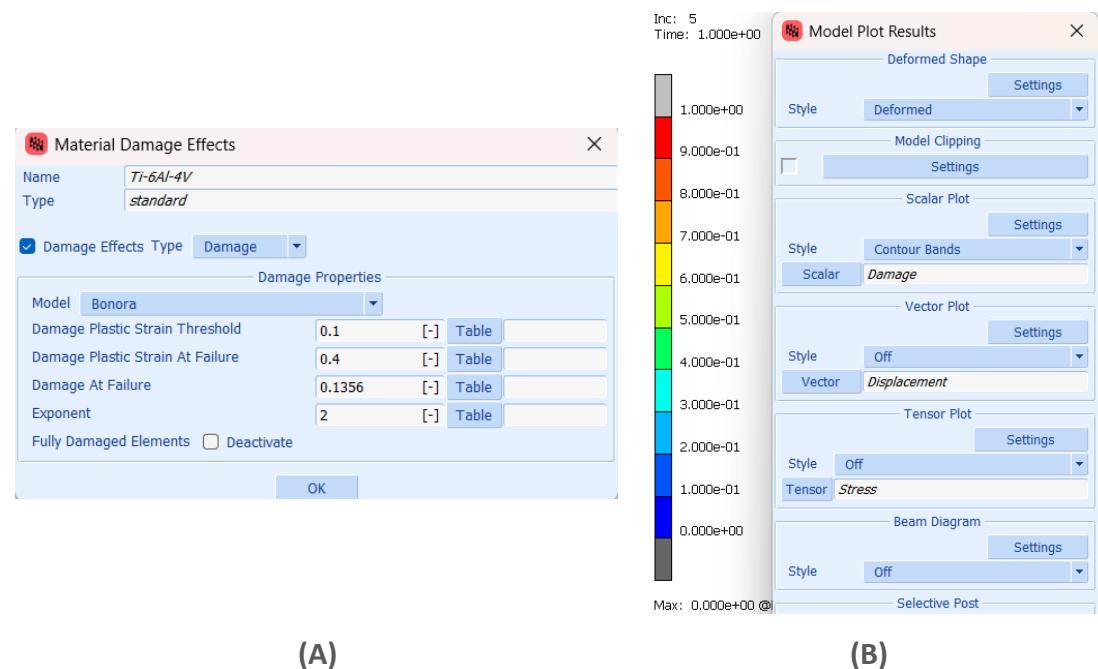


FIGURA 125 - PROCEDURA SEMPLIFICATA E “NAIVE” PER L’ANALISI DEL DANNO:
(A) PRE-PROCESSING ; (B) POST-PROCESSING

Questa procedura, benché accessibile e già integrata nel software, è tale da presentare delle limitazioni legate proprio alla precisione e alla flessibilità dell'analisi. Essa potrebbe fornire alcune informazioni qualitative inerenti la progressione del danno, ma non può essere considerata una procedura ottimale di analisi, soprattutto se si vuole condurre una simulazione teoricamente valida ed appropriata per un componente così complesso quale una protesi d'anca. Si è pensato però di seguire comunque, a mo' di tentativo, questo approccio (si veda *Figura 126*) per condurre un'analisi comparativa che correli la progressione del danno in relazione alla crescita del difetto in funzione dei diversi incrementi temporali (step di simulazione).

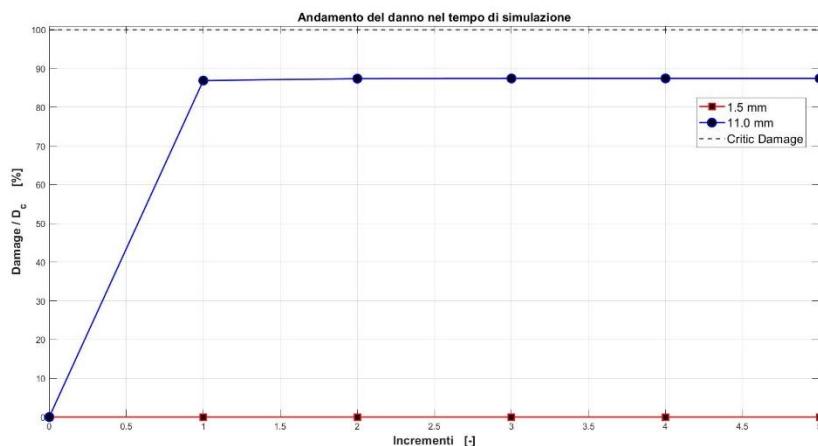


FIGURA 126 -TENTATIVO DI ANALISI DEL DANNO IN RELAZIONE
ALLE CONDIZIONI DI CRICCA SIMULATE

Ovviamente, le sue limitazioni principali sono:

- Assenza di un controllo fine sulla localizzazione del danno: la gestione dinamica della disattivazione degli elementi danneggiati non verrebbe implementata nella maniera corretta;
- Sottostima del ruolo della triassialità delle tensioni: una simulazione condotta in questo modo non tiene conto efficacemente degli effetti dovuti al rapporto idrostatico-tensionale.

5.4 Approccio avanzato di implementazione tramite subroutine

Il superamento delle suddette limitazioni di analisi può avvenire mediante l'uso di una *subroutine* personalizzata, scritta dall'utente in *Fortran*, che consenta un controllo più avanzato del modello di danno attraverso una migliore integrazione con il software *MSC Marc*. Il miglioramento significativo apportato da questa metodologia è da ricercarsi in diversi aspetti:

- *Attivazione/Disattivazione degli elementi*: la subroutine personalizzata offre la possibilità di disattivare automaticamente gli elementi in cui la variabile di danno supera il valore critico; tale distacco può essere gestito attraverso la tecnica del rilascio nodale (*element vanishing*) secondo cui il superamento del valore critico di danno comporta la rimozione dell'elemento dalla simulazione, rilasciando gli sforzi sui nodi adiacenti e riducendo a zero le deformazioni;
- *Integrazione della triassialità delle tensioni*: la subroutine permetterebbe un aggiornamento continuo nel calcolo del parametro di triassialità per ogni elemento e ad ogni passo di simulazione, prendendo in considerazione il legame tra stato tensionale locale ed evoluzione del danno;
- *Aggiornamento incrementale delle proprietà del materiale*: il codice Fortran può essere progettato in modo tale da aggiornare dinamicamente le proprietà del materiale (ad esempio, rigidezza elastica e resistenza residua) in funzione dell'evoluzione del parametro di danno, soprattutto in presenza di geometrie complesse e carichi ciclici.

In *MSC Marc*¹⁶ è presente una subroutine, ad esempio, denominata *UNLCDM*, che permette di estendere il modello di Bonora, in cui il danno nel materiale si riflette non solo nella riduzione del modulo di Young ma anche dello sforzo di snervamento, fornendo una più precisa gestione dei danni in funzione della triassialità del carico.

¹⁶ MSC Marc Mentat 2023.4, *Volume D: User Subroutines and Special Routines*, p. 322

La struttura del codice (*Figura 127*) include diverse variabili di input (numero dell'elemento, numero del punto di integrazione, tensione e deformazioni equivalenti) ed output (fattori di danno) che descrivono il comportamento del materiale in funzione del danno accumulato [88].

```

subroutine unlcdm (m,n,nn,kcus,matus,ndi,ngen1,inc,
*                      eplas,eplasn1,erate,dt,dtdl,sn1,seqn1,epl,
*                      eplnl,auxdamn,auxdamnl,nauxd,damdat,
*                      damfcne,damfacnp,time,deltim)
  real*8 damdat,damfacne,damfacp,deltim,dt,dtdl,
  real*8 eplas,eplasn1,erate,epl,eplnl,
  real*8 auxdamn,auxdamnl,sn1,seqn1,time
  integer kus,m,matus,n,nn,ndi,nshear,ngen1,inc,nauxd
  dimension dt(*),dtdl(*),damdat(*),matus(2),kcus(2),sn1(ngen1),
*          epl(ngen1),eplnl(ngen1),auxdamn(*),auxdamnl(*)
  user coding
  return
end

```

FIGURA 127 - CODICE FORTRAN DELLA SUBROUTINE "UNLCDM"
PER L'ESTENSIONE DEL MODELLO DI BONORA

Un ulteriore esempio è quello di utilizzo di una ulteriore *subroutine* sviluppata dagli autori dell' articolo [89], il cui lavoro ha previsto l'implementazione del modello di danno per il creep nei metalli su *MSC Marc*. Grazie a questa subroutine è stato possibile simulare l'evoluzione temporale del danno sotto diverse sollecitazioni.

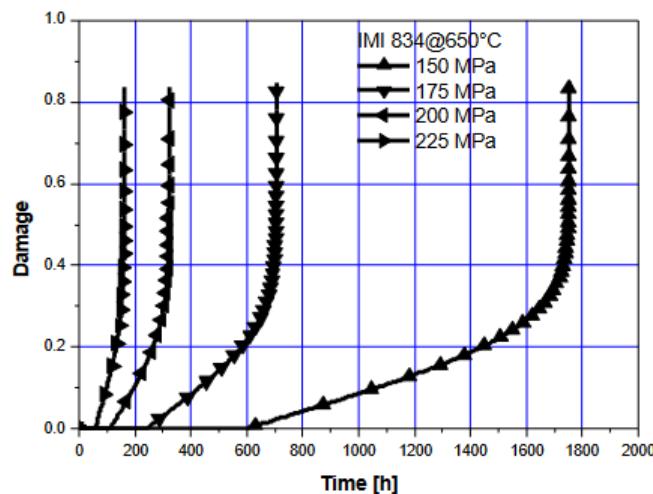


FIGURA 128 - ESEMPIO GRAFICO DI IMPLEMENTAZIONE DEL MODELLO DI DANNO
PER IL CREEP NEI METALLI TRAMITE SUBROUTINE

CAPITOLO VI: CONCLUSIONI

Il presente lavoro di tesi tenta di inserirsi all'interno di un contesto di ricerca oggi di grande interesse e sviluppo, quale quello relativo alla progettazione di componenti protesici, come la protesi d'anca, mediante l'utilizzo dell'*Additive Manufacturing*.

Questa tecnologia, sebbene offra grandi vantaggi in termini di personalizzazione e biocompatibilità, pone comunque diverse sfide, specialmente per quanto riguarda la comparsa di difetti strutturali durante il processo di fabbricazione. Risulta dunque necessario svolgere una analisi biomeccanica approfondita che permetta di valutare l'integrità strutturale della protesi prodotta per mezzo di queste tecniche e ottimizzarne l'affidabilità durante il suo intero ciclo di vita.

L'obiettivo principale di questa tesi è stato quello di valutare da un punto di vista meccanico gli effetti negativi che si ripercuotono sull'integrità strutturale di una protesi d'anca dovuti alla presenza dei difetti generati dall'AM, sfruttando la potenza di calcolo dei software di simulazione numerica, come il *Marc Mentat*.

In particolare, lo studio effettuato è consistito nella simulazione della propagazione di una cricca a fatica e quindi del comportamento a rottura del componente protesico, utilizzando un modello FEM più complesso, comprensivo di stelo, cemento e femore. Tale validazione si è basata su condizioni di carico dinamico sperimentali derivate da *gait analysis* simulate sul software *MSC Adams*.

Le analisi condotte hanno permesso prima l'individuazione della regione critica del componente, e soltanto dopo l'inserimento di una cricca nel nodo più sollecitato orientata lungo il piano di massimo sforzo principale. Da tali simulazioni è emerso come l'avanzamento della cricca influenzi direttamente l'intensificazione dello stress, fino al raggiungimento di una condizione critica che coincide con il superamento del valore di *fracture toughness* K_C .

Ipotizzando condizioni dinamiche di sforzo, è stato poi possibile calcolare il numero di cicli e graficare la curva di *Paris*. L'implementazione ulteriore di curve alternative come quella di *Donahue*, *Wertemann* e *Priddle* ha evidenziato sia i punti di forza che i limiti delle diverse formulazioni adottabili per la stima della crescita della cricca. Infine, l'introduzione di un modello avanzato di analisi del danno ha dimostrato come esistano diverse analisi per migliorare la sicurezza e l'affidabilità delle protesi, fungendo da base per sviluppi futuri nella progettazione di dispositivi biomedicali.

Nonostante i risultati raggiunti, sono diverse le opportunità di ricerca che potrebbero ulteriormente ampliare e migliorare la progettazione dei componenti protesici in AM. Tra queste, si possono elencare le seguenti:

- *Ampliamento del modello*: includere altre componenti della protesi, come la testina femorale e l'inserto acetabolare, per fornire una rappresentazione completa dell'intero sistema articolare;
- *Analisi di condizioni dinamiche aggiuntive*: introdurre variazioni significative nei carichi dinamici considerando altri movimenti, come salita o corsa;
- *Modifiche operative di analisi meccanica*: modellare condizioni di carico diverse (come l'applicazione del carico sulla tesina femorale o il distacco dei contatti tra i materiali);
- *Analisi di tipo bioingegneristico*: affiancare all'analisi meccanica uno studio biologico che tenga conto dei fenomeni di osteointegrazione, rimodellamento osseo e dei requisiti di biocompatibilità per il dispositivo.

Per concludere, è opportuno dire che il lavoro svolto è servito quindi a dimostrare il contributo fondamentale delle metodologie numeriche nella risoluzione di problemi anche di natura biomedicale. L'integrazione di tali modelli con il confronto dei dati sperimentali potrebbe fornire indicazioni utili e fungere da solida base di ricerca nel campo dell'ingegneria biomedica per l'analisi strutturale e bioingegneristica di dispositivi medicali innovativi.

RIFERIMENTI

- [1] OrthoInfo, «Revision total hip replacement - orthoinfo - AAOS,» [Online]. Available: <https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/revision-total-hip-replacement>. [Consultato il giorno 19 Settembre 2024].
- [2] «The hip joint: Anatomy and 3D illustrations,» Innerbody, [Online]. Available: <https://www.innerbody.com/image/skel15.html>. [Consultato il giorno 19 Settembre 2024].
- [3] D. A. Griguolo, «Anca: Anatomia, funzione e movimenti,» Mypersonaltrainerit, [Online]. Available: <https://www.my-personaltrainer.it/salute-benessere/anca.html>. [Consultato il giorno 19 Settembre 2024].
- [4] «The hip bone,» TeachMeAnatomy, [Online]. Available: <https://teachmeanatomy.info/pelvis/bones/hip-bone/>. [Consultato il giorno 19 Settembre 2024].
- [5] «The hip joint,» TeachMeAnatomy, [Online]. Available: <https://teachmeanatomy.info/lower-limb/joints/hip-joint/>. [Consultato il giorno 19 Settembre 2024].
- [6] «Biomeccanica dell'Anca, Intervento Protesi di Anca,» <https://www.dottorpoli.it/>, [Online]. Available: <https://www.dottorpoli.it/biomeccanica-dellanca.htm>. [Consultato il giorno 19 Settembre 2024].
- [7] «La biomeccanica dell'anca,» La biomeccanica dell'anca – Physiopedia Multilingual, [Online]. Available: <https://langs.physio-pedia.com/it/biomechanics-of-the-hip-it/>. [Consultato il giorno 19 Settembre 2024].
- [8] D. E. Cravanzola, «Anca: Anatomia E biomeccanica di base,» Top Conditioning, 19 Febbraio 2021. [Online]. Available: <https://topconditioning.com/2021/03/01/anca-anatomia-e-biomeccanica-di-base/>. [Consultato il giorno 19 Settembre 2024].
- [9] «La fisioterapia per la protesi d'anca,» Fisio Salute, [Online]. Available: <https://www.fisiosalute.com/post/fisioterapia-protesi-anca>. [Consultato il giorno 19 Settembre 2024].
- [10] J. C. C. Gregory G. Polkowski, «Hip biomechanics,» Sports Medicine and Arthroscopy Review, Vol 18, Issue 2, pag. 56-62, Giugno 2010. [Online]. Available: [10.1097/JSR.0b013e3181dc5774](https://doi.org/10.1097/JSR.0b013e3181dc5774).
- [11] D. A. Neumann, Arthritis & Rheumatism, Vol 2, issue 4, pag. 146-155, [Online]. Available: [10.1002/ar.1790020409](https://doi.org/10.1002/ar.1790020409).
- [12] e. Corrò, «Forza Ed Articolarità All'Anca in soggetti sportivi con ...» Università degli Studi di Padova, CORSO DI LAUREA IN FISIOTERAPIA, [Online]. Available: https://thesis.unipd.it/retrieve/c7af1f0f-1aea-4705-8911-a2b6e41967df/Corr%C3%B2_Federica.pdf.

- [13] N. Pazzagli, «Analisi di Protesi d'anca espionate,» Alma Mater Studiorum · Università degli studi di Bologna, Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica, 2019-2020. [Online]. Available: <https://amslaurea.unibo.it/21175/1/Analisi%20di%20protesi%20d%E2%80%99anca%20espionate%20-%20valutazione%20ex-post%20di%20una%20procedura%20clinica%20di%20revisione%20chirurgica%20parziale.pdf>.
- [14] d. F. Valli, «Protesi Anca: Tipologie, materiali e tutte le fasi dell'intervento,» 28 Giugno 2021. [Online]. Available: <https://federicovalli.it/protesi-anca-intervento/>. [Consultato il giorno 19 Settembre 2024].
- [15] «Materiali per Steli protesici,» SAMO, [Online]. Available: https://www.centropiaggio.unipi.it/sites/default/files/course/material/2015-03-18_-_materiali_per_steli_protesici.pdf.
- [16] «Diagramma Ferro-Carbonio,» Wikipedia, Wikimedia Foundation, 3 Luglio 2024. [Online]. Available: https://it.wikipedia.org/wiki/Diagramma_ferro-carbonio. [Consultato il giorno 19 Settembre 2024].
- [17] R. Pietrabissa, «Biomateriali per protesi ed organi artificiali,» Bologna , Patron, 1996.
- [18] A. N. H. C. J. E. Smith, «The corrosion fatigue behaviorof a Titanium-6 w/o Aluminium-4 w/o Vanadium Alloy,» in *Eng.Med.*, 7, 1966, pp. 158-171.
- [19] R. S. L. J. B. Park, «Biomaterials: an Introduction, 2nd Edition Plenum Press,» New York , 1992.
- [20] P. S. Rossetti, «La protesi all'anca,» 22 Luglio 2021. [Online]. Available: <https://sandrorossetti.it/protesi/la-protesi-allanca/>. [Consultato il giorno 19 Settembre 2024].
- [21] M. M. P. P. A. M. F. L. L. E. O. F. A. B. P. e. a. K. T. Makela, *BMJ*, vol. 348, 03 Gennaio 2014.
- [22] O. K. C. PH, P. HA, P. EW e B. RA, «Association between uncemented vs cemented hemiarthroplasty and revision surgery among patients with hip fracture,» *U.S. National Library of Medicine*.
- [23] «On the setting properties of acrylic bone cement,» semantic scholar, [Online]. Available: <https://www.semanticscholar.org/paper/On-the-setting-properties-of-acrylic-bone-cement.-Meyer-Lautenschlager/d44f096fa958df63a62681609107b39d4d4931e0>.
- [24] C. N. S. -. A. d. Comunicazione, «Lo Stelo anatomico Nelle Protesi di Anca: Biomeccanica e Clinica,» LCFCongress, 07 Marzo 2024. [Online]. Available: <https://www.lcfcongress.com/eventi/corso-steloanatomiconella-protesidanca2024/>.
- [25] «ANCA,» English (International), [Online]. Available: <https://www.link-ortho.com/it/permessi/prodotti/ginocchio>.

- [26] D. Baldo, «Impianto di Protesi Al Ginocchio con Chirurgia Robotica: I Principali vantaggi,» [Online]. Available: <https://francobaldo.it/protesi-danca-forme-materiali-vie-daccesso-come-orientarsi/>.
- [27] L. Guo, Materials & Design, 23 Marzo 2022. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0264127522001733>.
- [28] N. P. e. a. Pranav G. Kulkarni, *Biomedical Materials & Devices*, pp. 58-69, 12 Maggio 2023.
- [29] L. S. e. al., «Updates on biomaterials used in total hip arthroplasty (THA),» *MDPI, Multidisciplinary Digital Publishing Institute*, 02 Agosto 2023.
- [30] C. Y. H. e. al., «Recent updates for biomaterials used in total hip arthroplasty - biomaterials research,» *BioMed Central*, 06 Dicembre 2018.
- [31] K. S. R. V. T. e. al., «Advancements in hip implant materials: A comprehensive review on the development of hip implants to achieve enhanced performance and durability,» *Springer Nature Singapore*, 01 Gennaio 1970.
- [32] L. R. e. al., «Stiffness optimization and reliable design of a hip implant by using the potential of additive manufacturing processes - biomedical engineering online,» *BioMed Central*, 02 Aprile 2022.
- [33] H. M. e. al., «A novel design, analysis and 3D printing of ti-6al-4v alloy bio-inspired porous femoral stem,» *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, vol. 31, n. 9, 20 Agosto 2020.
- [34] P. L. A. M. L. H. S. Huang, «Additive manufacturing and its societal impact:,» *Springer-Verlag, The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, vol. 67, n. 5-8, pp. 1191-1203, Londra 2012.
- [35] T. G. e. a. T. Wohlers, «History of additive,» *WOHLERS ASSOCIATES, INC.*, 2015.
- [36] D. L. Bourell, «Perspectives on Additive Manufacturing,» *Annual Review of Materials Research*, vol. 46, n. 1, pp. 1-18, 01 Luglio 2016.
- [37] I. Guicciardini, «Introduzione all'Additive Manufacturing: definizione, come funziona, applicazioni,» RobozeSpA, [Online]. Available: <https://www.roboze.com/it/risorse/introduzione-all-additive-manufacturing-definizione-come-funziona-applicazioni.html>.
- [38] A. T. FoNzY, «Tecnologie di Stampa 3D - Guida Completa E Aggiornata al 2024,» Stampa 3D forum, 07 Aprile 2022. [Online]. Available: <https://www.stampa3d-forum.it/articoli/guide/tecnologie-stampa-3d/>.

- [39] F. C. e. al., «Design of Additively Manufactured Structures for Biomedical Applications: A Review of the Additive Manufacturing Processes Applied to the Biomedical Sector,» *Journal of Healthcare Engineering*, pp. 1-6, 12 marzo 2019.
- [40] «Guide to selective laser sintering (SLS) 3D printing,» Formlabs, [Online]. Available: <https://formlabs.com/blog/what-is-selective-laser-sintering/>.
- [41] «Stereolithography, Wikipedia,» Wikimedia Foundation, [Online]. Available: <https://en.wikipedia.org/wiki/Stereolithography>.
- [42] «Fused deposition modelling - A short introduction,» AMFG, [Online]. Available: <https://amfg.ai/2017/05/10/fused-deposition-modelling-short-introduction/>.
- [43] «Powder Bed Fusion: Additive Manufacturing,» Research Group: Loughborough University, [Online]. Available: <https://www.lboro.ac.uk/research/amrg/about/the7categorysofadditivemanufacturing/powderbedfusion/>.
- [44] MakerVerse, «Guida alla progettazione del letto di polvere laser (L-PBF),» [Online]. Available: <https://www.makerverse.com/it/risorse/stampa-3d/guida-allaprogettazione-della-fusione-laser-a-letto-di-polvere-l-pbf/>.
- [45] «Fusione a fascio di elettroni (EBM): tutto quello che c'è da sapere,» 3Dnatives, 22 Luglio 2022. [Online]. Available: <https://www.3dnatives.com/it/fusione-a-fascio-di-elettroni-ebm-070920219/#!>
- [46] «Learn about the seven types of additive manufacturing, each with its own processes, methods of laye - About Applied Engineering: Company – Applied Engineering,» About Applied Engineering | Company – Applied Engineering, 28 Maggio 2023. [Online]. Available: <https://www.appliedengineering.com/blog/2021/1/22/7-types-of-additive-manufacturing>.
- [47] «Top 3D printing technologies 2021,» Statista, 8 Dicembre 2023. [Online]. Available: <https://www.statista.com/statistics/560304/worldwide-survey-3d-printing-top-technologies/>.
- [48] R. K. e. al., «The role of additive manufacturing for biomedical applications: A critical review,» *Journal of Manufacturing Processes*, Aprile 2021.
- [49] «What Exactly is Bioink? – Simply Explained,» All3DP, 29 Novembre 2018. [Online]. Available: <https://all3dp.com/2/for-ricardo-what-is-bioink-simply-explained/>.
- [50] «A definition of bioinks and their distinction from biomaterial inks,» IOP Publishing, 23 Novembre 2018.

- [51] «Additive manufacturing: cos'è la produzione additiva e come funziona la stampa 3D,» Ridix, 26 Giugno 2023. [Online]. Available: <https://www.ridix.it/blog/approfondimenti/additive-manufacturing-cosa-e/>.
- [52] «Tutto sull'Additive Manufacturing,» Meccanica News, 08 Luglio 2024. [Online]. Available: <https://www.meccanicaneWS.com/additive-manufacturing/>.
- [53] B. J. S. e. al., «Additive manufacturing in biomedical and healthcare sector: an umbrella review,» *International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM) - Springer Link*, 26 Ottobre 2023.
- [54] A. J. S. e. al., «Bio-Medical applications of Additive Manufacturing: A Review,» *Procedia Manufacturing*, 2020.
- [55] «3D Printing for Prosthetics and Social Impact: Going In-Depth with Stratasys and the VA,» 3DPrint.com | The Voice of 3D Printing / Additive Manufacturing, 16 Ottobre 2021. [Online]. Available: <https://3dprint.com/208879/stratasys-va-prosthetics-interview/>.
- [56] «3D Printing in Orthopedics: Better Knee, Hip & Spine Implants,» All3DP Pro, 30 Novembre 2022. [Online]. Available: <https://all3dp.com/1/3d-printing-orthopedics-knee-hip-spine-implants/>.
- [57] «Stampa 3D in Odontoiatria: Precisione e Innovazione,» Centro Odontoiatrico Grimaldi, 09 Agosto 2023. [Online]. Available: <https://www.centroodontiatricogrimaldi.it/blog/2023/08/stampa-3d-in-odontoiatria-precisione-e-innovazione/>.
- [58] «Application Spotlight: 3D-Printed Eyewear,» AMFG, 23 Giugno 2020. [Online]. Available: <https://amfg.ai/2019/10/25/application-spotlight-3d-printed-eyewear/>.
- [59] «Design per la produzione, prezzo per le cliniche,» Formlabs, [Online]. Available: <https://formlabs.com/it/industries/audiology/>.
- [60] «First 3D Printed Pill Approved by FDA,» Time, 04 Agosto 2015. [Online]. Available: <https://time.com/3984025/fda-3d-printed-pill/>.
- [61] «3D Printed 'Band-Aid' for the Heart Could Help Heal Cardiac Tissues,» 3Dnatives, 09 Agosto 2024. [Online]. Available: <https://www.3dnatives.com/en/3d-printed-band-aid-for-the-heart-could-help-heal-cardiac-tissues-060820245/#!>
- [62] R. J. e. al., «Representing crack growth in additively manufactured Ti-6Al-4V,» *International Journal of Fatigue*, Novembre 2018.
- [63] M. L. e. al., «Influence of microstructure on fracture feature of Ti6Al4V alloy prepared by 3D printing,» IOP Conference Series: Materials Science and Engineering, 01 Gennaio 2020. [Online].

- [64] «Multiaxial fatigue of additively manufactured metallic components: A review of the failure mechanisms and fatigue life prediction methodologies,» *Progress in Materials Science*, Agosto 2023. [Online].
- [65] A. F. N. Sanaei, «Defects in additive manufactured metals and their effect on fatigue performance: A state-of-the-art review,» *Progress in Materials Science*, Aprile 2021.
- [66] A. R. e. al., «An Overview of Additive Manufacturing Technologies—A Review to Technical Synthesis in Numerical Study of Selective Laser Melting,» *Materials*, 03 Settembre 2020.
- [67] S. S. e. al., «Detectability by X-ray micro computed tomography of fatigue initiating void defects in laser powder-bed additively manufactured Ti-6Al-4V coupons,» *Additive Manufacturing*, 17 Gennaio 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2214860424000320>.
- [68] J. R. e. al., «Non-destructive testing of metal-based additively manufactured parts and processes: a review,» *Virtual and Physical Prototyping*, 11 Ottobre 2023. [Online].
- [69] «A Systematic Review of Advanced Sensor Technologies for Non-Destructive Testing and Structural Health Monitoring,» *Sensors*, 15 Febbraio 2023. [Online].
- [70] V. C. e. al., «Crack propagation and fracture toughness of Ti6Al4V alloy produced by selective laser melting,» *Additive Manufacturing*, Gennaio 2015.
- [71] S. A. e. al., «Fully porous 3D printed titanium femoral stem to reduce stress-shielding following total hip arthroplasty,» *Journal of Orthopaedic Research*, 04 ottobre 2016.
- [72] R. A. B. e. al., «Residual stress prediction in a powder bed fusion manufactured Ti6Al4V hip stem,» *AIP Conference Proceedings*, 2017.
- [73] A. R. e. al., «Fatigue crack growth in additive manufactured products,» *Frattura ed Integrità Strutturale*, 28 Settembre 2015.
- [74] J. L. e. al., «A Review of Metal Additive Manufacturing Application and Numerical Simulation,» *IOP Conference Series: Earth and Environmental Science*, 09 Luglio 2019.
- [75] F. C. e. al., «Design of Additively Manufactured Structures for Biomedical Applications: A Review of the Additive Manufacturing Processes Applied to the Biomedical Sector,» *Journal of Healthcare Engineering*, 12 Marzo 2019.
- [76] M. J. e. al., «Additive manufacturing applications in orthopaedics: A review,» *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, Luglio 2018.

- [77] C. H. e. al., «Organoid bioprinting strategy and application in biomedicine: A review,» *International Journal of Bioprinting*, 30 Giugno 2023.
- [78] L. Vergani, Meccanica dei materiali, McGraw-Hill, 2006.
- [79] K. J. N. Richard G. Budynas, Progetto e costruzione di macchine, Shigley - McGraw Hill, 2020.
- [80] A. S. e. al., «Numerical analysis of fatigue crack growth of hip implant,» *Engineering Fracture Mechanics*, Luglio 2019.
- [81] T. S. e. al., «Numerical simulation of titanium alloy hip replacement implants behaviour under static and dynamic loads,» *Hemijkska industrija*, 2023.
- [82] S. Curnelli, «Analisi FEM delle propagazione di un difetto nello stelo femorale in lega di titanio di una protesi d'anca,» Ottobre 2022.
- [83] R. Di Bona, «Tecniche di cosimulazione MB e FEM non lineare per l'analisi della biomeccanica del movimento del corpo umano in presenza di protesi dell'anca,» Cassino (UNICAS), Dicembre 2023.
- [84] R. J. e. al., «Representing crack growth in additively manufactured Ti-6Al-4V,» *International Journal of Fatigue*, Novembre 2018.
- [85] T. S. e. al., «Numerical investigation of fatigue behavior in ti-6al-4v orthopedic hip implants subjected to different environments,» *Materials*, p. 3796, 01 Agosto 2024.
- [86] B. e. al., Practical Applicability and Limitations of the Elastic Modulus Degradation Technique for Damage Measurements in Ductile Metals, 05 Maggio 2011.
- [87] B. e. al., «A nonlinear CDM model for ductile failure,» *Engineering Fracture Mechanics*, Settembre 1997.
- [88] Hexagon, MSC Marc Mentat 2023.4, Volume D: User Subroutines and Special Routines.
- [89] D. G. N. B. V. Di Cocco, «Un modello di danno per la previsione del cedimento per creep nei metalli,» *DiMSAT – Università di Cassino*, Maggio 2008.