



**Università degli Studi di Padova**

---

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA INDUSTRIALE  
Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Dei Materiali

TESI DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA DEI MATERIALI

**Progettazione E Conduzione Di Prove Di Fretting  
Su Componenti In Ti6Al4V Torniti**

Laureanda:  
**Rachele Bertolini**  
Matricola 1057749

Relatore:  
**Ch.ma Prof. Ing. Stefania Bruschi**  
Correlatore:  
**Ing. Alberto Bordin**







*“La citazione è un utile sostituto dell’arguzia.”*  
*Oscar Wilde*



# Ringraziamenti

Ringrazio la professoressa Bruschi per avermi guidato nella realizzazione di questa tesi.

Ringrazio Alberto perchè mi ha aiutato ed incoraggiato durante tutto il corso della tesi, anche quando avevo perso le speranze.

Ringrazio Francesco perchè oltre ad avermi aiutato è riuscito a farmi ridere fin dai primi giorni in laboratorio.

Ringrazio Marco perchè non appena ho incontrato un problema per me irrisolvibile, lui me lo ha risolto.

Ringrazio mio padre Maurizio perchè senza di lui non sarei come sono ora.

Ringrazio mia nonna Assunta perchè è la persona più buona che conosca.

Ringrazio mia sorella Marta perchè è la mamma che non ho mai avuto.

Ringrazio mio fratello Matteo perchè mi ha sempre difeso anche quando ero indifendibile.

Ringrazio mia sorella Giulia perchè senza di lei la convivenza non sarebbe la stessa.

Ringrazio Alessandro perchè la sua amicizia è una delle poche certezze che ho nella vita.

Ringrazio Katia perchè a lei devo i momenti più divertenti della mia vita.

Ringrazio Carlo perchè anche se è andato dall'altra parte del mondo, non ha mai smesso di ascoltare le mie lamentele.

Ringrazio Davide, Fausto, Giada e Paolo per avermi fatto passare due splendidi anni di università, tra risate e doppisensi.

Ringrazio Marco perchè tutte le parole del mondo non basterebbero a ripagarlo per quello che fa per me.



# Riassunto

L'obbiettivo della tesi è la progettazione e la conduzione di prove di fretting con particolare riferimento all'ambito biomedicale delle protesi d'anca.

La prima parte di tale lavoro si concentra sulla progettazione di un sistema che consente l'esecuzione dei test di fretting sulle protesi d'anca nel rispetto della regolamentazione dettata dalle normative vigenti.

Nella seconda parte di tale lavoro è stato messo appunto un apparato di prova sperimentale sul tribometro al fine di studiare l'influenza dei parametri di tornitura sul fretting. La campagna prove ha previsto l'esecuzione di test del tipo cilindro-piano nei quali il pin viene realizzato mediante l'impiego di diverse condizioni di tornitura.

I campioni testati sono stati caratterizzati mediante analisi al profilometro ottico, al microscopio a scansione elettronica e mediante misure di pesatura.

I test hanno evidenziato che l'avanzamento e la lubrificazione influenzano maggiormente la rugosità superficiale e che quest'ultima è un fattore fondamentale che determina le proprietà all'interfaccia.

E' stato dimostrato che adottando specifici parametri di tornitura vi è la possibilità di minimizzare la generazione di frammenti di usura od il valore del coefficiente d'attrito.



# Indice

<b>1</b>	<b>Introduzione</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Fretting</b>	<b>5</b>
2.1	Introduzione . . . . .	5
2.2	Fretting Fatigue . . . . .	5
2.2.1	Fretting Loop . . . . .	6
2.3	Fretting Corrosion . . . . .	7
2.4	Corrosione Negli Impianti Ortopedici . . . . .	9
2.4.1	Corrosione Nelle Leghe Di Cobalto . . . . .	10
2.4.2	Corrosione Nelle Leghe Di Titanio . . . . .	10
2.5	Variabili Di Influenza Del Fretting . . . . .	11
2.6	Sollecitazioni . . . . .	12
2.6.1	Sollecitazioni Sullo Stelo Femorale . . . . .	13
<b>3</b>	<b>Protesi D’Anca Artificiale</b>	<b>15</b>
3.1	Introduzione . . . . .	15
3.2	Anatomia Del Giunto D’Anca . . . . .	15
3.3	Componenti Di Una Protesi . . . . .	18
3.4	Ancoraggio . . . . .	18
3.4.1	Protesi Cementate . . . . .	18
3.4.2	Protesi Non Cementate . . . . .	19
3.5	Steli Modulari E Monoblocco . . . . .	19
<b>4</b>	<b>Set-Up Di Prova</b>	<b>21</b>
4.1	Introduzione . . . . .	21
4.2	Obiettivo Da Realizzare . . . . .	21
4.3	ASTM F1875-98 . . . . .	21
4.3.1	Scopo . . . . .	22
4.3.2	Riassunto Del Metodo . . . . .	22
4.3.3	Significato Ed Uso . . . . .	22
4.3.4	Apparato Di Prova . . . . .	23
4.3.5	Procedura . . . . .	23
4.4	Calcoli . . . . .	24

4.5	MTS 647 . . . . .	24
4.6	Specifiche Di Progetto . . . . .	25
4.7	Progettazione . . . . .	27
4.8	Ricapitolazione Degli Elementi Progettati . . . . .	30
4.9	Principali Problematiche . . . . .	32
4.10	Verifica A Buckling . . . . .	32
4.10.1	Buckling Elastico Di Un Asta Caricata Assialmente . . . . .	32
4.11	Modello Numerico . . . . .	33
4.12	F 1440-92 . . . . .	35
4.12.1	Terminologia . . . . .	36
4.12.2	Significato Ed Uso . . . . .	37
4.12.3	Campioni . . . . .	37
4.12.4	Apparato Di Prova . . . . .	37
4.12.5	Caratteristiche Dell'apparecchiatura . . . . .	38
4.12.6	Procedura . . . . .	38
4.12.7	Terminazione Del Test . . . . .	39
4.12.8	Report . . . . .	39
4.13	Progettazione Del Sistema Di Posizionamento . . . . .	39
<b>5</b>	<b>Selezione dei materiali della struttura</b>	<b>43</b>
5.1	Introduzione . . . . .	43
5.2	Selezione: Gruppo 1 . . . . .	44
5.3	Selezione: Gruppo 2 . . . . .	46
5.4	Selezione: Gruppo 3 . . . . .	48
5.5	Ricapitolazione . . . . .	48
<b>6</b>	<b>Cemento Osseo: PMMA</b>	<b>51</b>
6.1	Introduzione . . . . .	51
6.2	Formulazione . . . . .	51
6.3	Meccanismo Di Reazione . . . . .	53
6.4	Calore Prodotto Durante La Reazione . . . . .	55
6.5	Contrazione Di Volume . . . . .	56
6.6	Rapporto Solido/Liquido . . . . .	56
6.7	Monomero Residuo E Tasso Di Rilascio . . . . .	56
6.8	Tempo Di Utilizzo . . . . .	57
6.9	Viscosità . . . . .	57
6.10	Temperatura Di Transizione Vetrosa . . . . .	59
6.11	Radio-Opacità . . . . .	60
6.12	Morfologia Del Cemento . . . . .	60
6.13	Influenza Delle Tecniche Di Miscelazione Sulla Porosità . . . . .	62
6.14	Procedura Sperimentale . . . . .	63
6.14.1	Materiali E Metodi . . . . .	63
6.14.2	Procedura Sperimentale . . . . .	64

<b>7</b>	<b>Protesi D'anca Artificiale: I Materiali</b>	<b>67</b>
7.1	Introduzione . . . . .	67
7.2	Requisiti Dei Materiali . . . . .	67
7.3	Stelo E Testa Femorale: Selezione . . . . .	69
7.4	Introduzione Al Titanio . . . . .	70
7.5	Strutture Cristalline Del Titanio . . . . .	70
7.6	Resistenza Alla Corrosione . . . . .	71
7.7	Ti6Al4V . . . . .	73
7.8	Fasi E Strutture . . . . .	73
7.9	Tecnologia EBM . . . . .	75
7.10	Introduzione Al Cobalto . . . . .	76
7.11	Leghe Cobalto Resistenti All'usura . . . . .	76
7.12	Leghe di Cobalto Resistenti Ad Alte Temperature . . . . .	77
7.13	Leghe Cobalto Resistenti Alla corrosione . . . . .	78
<b>8</b>	<b>Tribometria</b>	<b>83</b>
8.1	Introduzione . . . . .	83
8.2	La Protesi Come Sistema Tribologico . . . . .	83
8.3	Output Del Sistema . . . . .	84
8.4	Caso Studio . . . . .	85
8.5	Set-up Di Prova . . . . .	87
<b>9</b>	<b>Analisi Numerica</b>	<b>91</b>
9.1	Introduzione . . . . .	91
9.2	Non Linearità Geometrica . . . . .	91
9.2.1	Problemi Connessi Alla Non Linearità Geometrica . . . . .	92
9.2.2	Metodo Degli Elementi Finiti: Non Linearità Per Geometria . . . . .	92
9.2.3	Derivazione Della Matrice Di Rigidezza Tangente . . . . .	93
9.3	Costruzione Del Modello E Analisi Dei Risultati . . . . .	94
9.4	Pre-Processing . . . . .	94
9.5	Post-Processing Dei Risultati . . . . .	95
9.6	Influenza Della Geometria Della protesi . . . . .	95
<b>10</b>	<b>Teoria di Hertz</b>	<b>97</b>
10.1	Introduzione . . . . .	97
10.2	Teoria Di Hertz . . . . .	97
10.3	Cilindro-piano . . . . .	98
10.4	Calcolo della forza . . . . .	99
10.5	Definizione Degli Altri Parametri Di Prova . . . . .	100

<b>11 Tornitura</b>	<b>103</b>
11.1 Introduzione . . . . .	103
11.2 Meccanica Della Formazione Del Truciolo . . . . .	103
11.3 Forze Nel Taglio Ortogonale . . . . .	105
11.4 Morfologia Del Truciolo . . . . .	108
11.5 Energia Specifica . . . . .	109
11.6 Tornitura . . . . .	110
11.6.1 Forze In Tornitura . . . . .	110
11.6.2 Velocità Di Asportazione Del Materiale . . . . .	110
11.6.3 Trattamento Criogenico . . . . .	111
11.7 Parametri Di Tornitura . . . . .	112
<b>12 Analisi Dei Risultati</b>	<b>115</b>
12.1 Introduzione . . . . .	115
12.2 Analisi Dei Dati . . . . .	115
<b>13 Caratterizzazione Dei Materiali</b>	<b>131</b>
13.1 Introduzione . . . . .	131
13.2 Caratterizzazione . . . . .	131
<b>14 Conclusioni</b>	<b>167</b>
<b>A Tavole di disegno</b>	<b>169</b>
<b>B Tavole di disegno</b>	<b>177</b>
<b>Bibliografia</b>	<b>181</b>

# Elenco delle tabelle

3.1	Proprietà meccaniche delle ossa lunghe umane, nelle direzioni parallela e normale all'asse. . . . .	16
5.1	Valori del PREN per inox 316 e 304 . . . . .	45
5.2	La tabella riporta le selezioni svolte per ciascun componente.	49
6.1	Componenti commerciali del cemento osseo. . . . .	54
6.2	Ricetta 01: Reagenti e le relative quantità utilizzate. . . . .	64
6.3	Ricetta 02: Reagenti e le relative quantità utilizzate. . . . .	64
7.1	Proprietà della lega Ti6Al4V. . . . .	73
7.2	Composizione chimica delle più comuni varietà di stellite. . . . .	78
7.3	Effetto degli elementi in lega nelle leghe di cobalto resistenti alle elevate temperature . . . . .	79
7.4	Composizione delle leghe a base cobalto utilizzate per impianti chirurgici. . . . .	81
8.1	Celle di carico in dotazione al tribometro presente al lab TE.SI di Rovigo. . . . .	86
10.1	Modulo elastico e coefficiente di Poisson dei materiali utilizzati per il contatto cilindro-piano. . . . .	99
10.2	Parametri di prova utilizzati per il test al tribometro. . . . .	100
10.3	Ricerca bibliografica. . . . .	101
11.1	Parametri di taglio che caratterizzano i test svolti. . . . .	112
12.1	Energia dissipata, energia totale ed <i>Energy Ratio</i> ottenuti per il test 1, test 2, test 3 e test 4. I Test si riferiscono ai pin lavorati in condizioni di assenza di lubrificazione. . . . .	119
12.2	Energia dissipata, energia totale ed <i>Energy Ratio</i> ottenuti per il test 1, test 2, test 3 e test 4. I Test si riferiscono ai pin lavorati in condizioni criogeniche. . . . .	120
12.3	Coefficiente d'attrito medio ed energia dissipata per i test svolti.	123

12.4	Pesature (prima e dopo aver effettuato il test) e relative medie dei pin di Ti6Al4V ottenuti in condizioni di assenza di lubrificazione. . . . .	125
12.5	Pesature (prima e dopo aver effettuato il test) e relative medie del disk di CoCrMo in accoppiamento ai pin torniti a secco. .	126
12.6	Pesature (prima e dopo aver effettuato il test) e relative medie dei pin di Ti6Al4V ottenuti in condizioni di lubrificazione criogenica. . . . .	127
12.7	Pesature (prima e dopo aver effettuato il test) e relative medie del disk di CoCrMo in accoppiamento ai pin torniti in condizioni di lubrificazione criogenica. . . . .	128
13.1	Vengono riportati i valori di $R_a$ , $R_t$ , $S_m$ ed $\frac{Peaks}{mm}$ relativi ai pin di Ti6Al4V ottenuti in condizione di totnitura a secco sia prima che dopo aver effettuato il test. Si precisa che i valori riportati sono frutto di una media di nove misurazioni. . . . .	138
13.2	Vengono riportati i valori di $R_a$ , $R_t$ , $S_m$ ed $\frac{Peaks}{mm}$ relativi ai disk di CoCrMo in accoppiamento con i pin di Ti6Al4V lavorati a secco. Si precisa che i valori riportati sono frutto di una media di nove misurazioni. . . . .	139
13.3	Vengono riportati i valori di $R_a$ , $R_t$ , $S_m$ ed $\frac{Peaks}{mm}$ relativi ai pin di Ti6Al4V ottenuti in condizione di totnitura in lubrificazione criogenica sia prima che dopo aver effettuato il test. Si precisa che i valori riportati sono frutto di una media di nove misurazioni. . . . .	140
13.4	Vengono riportati i valori di $R_a$ , $R_t$ , $S_m$ ed $\frac{Peaks}{mm}$ relativi ai disk di CoCrMo in accoppiamento con i pin di Ti6Al4V lavorati in condizioni di lubrificazione criogenica. Si precisa che i valori riportati sono frutto di una media di nove misurazioni. . . . .	141
13.5	Vengono riportate le differenze in percentuale di $R_a$ , $R_t$ ed $S_m$ relative ai pin di Ti6Al4V ottenuti sia in condizioni di lubrificazione criogenica che a secco. . . . .	142

# Elenco delle figure

2.1	La figura mostra come si può ricavare graficamente sia l'energia dissipata che l'energia totale dalla formazione del fretting loop. [20]	7
2.2	Esempi di fretting loop.	7
2.3	Fotografia di un colletto modulare di una protesi in cui sia lo stelo che la testa erano in lega di cobalto. La superficie del colletto che era accoppiata con la testa denota la presenza di pit.	9
2.4	Disegno schematico che mostra la localizzazione dei prodotti di corrosione in un impianto d'anca. A= layer interfacciale di ossidi e cloruri all'interno della fessura formata dalla giunzione tra il colletto modulare e la testa della protesi. B= deposito di prodotti di corrosione ricchi in cromo ortofosfato idrato attorno alla fessura.	11
2.5	Disegno schematico di una protesi d'anca comprensivo dei parametri principali utilizzati per il calcolo della tensione.	13
3.1	Disegno schematico dei giunti d'anca umani e dei componenti scheletrici adiacenti.	16
3.2	Le frecce mostrano le due estremità della linea di frattura attraverso il collo femorale.	17
3.3	Impianto di una protesi d'anca artificiale	17
3.4	Componenti della protesi d'anca.	18
4.1	Pinza inferiore della MTS 647 Hydraulic Wedge Grip.	24
4.2	Pinze assiali-Specifiche	25
4.3	Camera climatica. Vista laterale	25
4.4	Camera climatica. Vista frontale	26
4.5	Sistema di centraggio.	28
4.6	Base bicchiere.	28
4.7	Parametri di identificazione di un o ring.	29
4.8	Pompa centrifuga RS M400-S180.	29
4.9	Elementi progettati.	30
4.10	Modello complessivo 3d della struttura realizzata.	31

4.11	Montaggio dell'attrezzatura di prova sull'MTS 647 presente al laboratorio di Ingegneria Industriale a Padova. . . . .	31
4.12	Finestra di dialogo relativa ai modi di buckling. . . . .	34
4.13	Asta MTS, oggetto della simulazione. . . . .	34
4.14	Risultati del calcolo. . . . .	35
4.15	Notazioni applicate alle protesi. . . . .	37
4.16	Esempio di meccanismo a basso coefficiente d'attrito. . . . .	38
4.17	Sistema di afferraggio della testa femorale. . . . .	40
4.18	Componenti del sistema di posizionamento. . . . .	40
4.19	La figura mostra i due diversi set-up di prova: l'immagine 1) mostra come il riferimento angolato permetta di posizionare la protesi con l'angolo corretto X; l'immagine 2) mostra la configurazione che permette il colaggio della resina acrilica nel "bicchiere". . . . .	41
5.1	Modello di un pannello e relative dimensioni. . . . .	46
5.2	Diagramma di selezione. In ascissa è riportata la densità mentre in ordinata il modulo elastico. . . . .	47
5.3	Diagramma relativo al costo al metro cubo delle leghe di alluminio. . . . .	48
6.1	Fase di iniziazione della polimerizzazione del PMMA: il BPO presente nel composto polveroso e la DMPT presente nella fase liquida reagiscono formando radicali liberi. . . . .	55
6.2	Viene riportato schematicamente la quantità di monomero residuo rimante dopo la polimerizzazione del cemento ed i relativi sviluppi. . . . .	57
6.3	Intervalli di tempo che caratterizzano la lavorabilità del cemento osseo. . . . .	58
6.4	Influenza della temperatura sul tempo di inserimento del cemento osseo. . . . .	58
6.5	Contenuto di radio-opacizzanti presenti in diversi cementi commerciali. Il solfato di bario ed il biossido di zirconio sono gli agenti radio opachi più frequentemente utilizzati. . . . .	61
6.6	Sezioni rappresentative del cemento osseo che circonda una protesi d'anca che illustrano la distribuzione della porosità per A) miscelazione manuale B) vacuum mixing. . . . .	63
6.7	La provetta di sinistra contiene il cemento acrilico ottenuto mediante la Ricetta 02 mentre la provetta sulla destra contiene il cemento acrilico ottenuto mediante la Ricetta 01. . . . .	65
6.8	Ingrandimento sulla struttura del PMMA: è possibile notare cioè l'ingiallimento e la quantità di monomero residuo sia maggiore nella provetta sulla destra la quale corrisponde alla Ricetta 01. . . . .	65

7.1	Microstruttura tipica di una lega di Titanio 64. Le parti in bianco rappresentano la fase $\alpha$ mentre quelle in nero la fase $\beta$ . Questo tipo di struttura caratteristica è la Widmanstätten. La fotografia è realizzata con un ingrandimento di 500x. . . .	74
7.2	Strutture equiassiche del Ti6Al4V ottenute per ricristallizzazione. . . . .	75
8.1	Descrizione generale di un tribosistema che si compone di quattro elementi fondamentali :due corpi a contatto, il materiale all'interfaccia e l'ambiente. Tutti questi componenti possono influenzarsi l'uno con l'altro. . . . .	84
8.2	UMT 3 by Brunner . . . . .	85
8.3	Porta-cilindro. . . . .	87
8.4	Set-up di prova. . . . .	89
8.5	Particolare: pin in appoggio durante il corso del test. . . . .	90
8.6	Particolare: disk immerso in soluzione salina. . . . .	90
9.1	Elementi tetraedrici disponibili. . . . .	91
9.2	Protesi. . . . .	95
9.3	Risultati FEM. . . . .	96
9.4	Risultati FEM. . . . .	96
10.1	Pressioni di contatto tra sfere o cilindri. . . . .	98
10.2	Cilindri paralleli a contatto. . . . .	98
11.1	Rappresentazione schematica del processo di taglio bidimensionale o taglio ortogonale: taglio ortogonale con piano di scorrimento ben definito, conosciuto anche come modello di Merchant . . . . .	104
11.2	Si noti che le forze risultanti, R, devono essere parallele per ottenere l'equilibrio delle forze. La scomposizione delle forze grazie al Cerchio di Merchant permette la determinazione delle varie componenti che agiscono nella zona di taglio . . . . .	105
11.3	Rappresentazione schematica della distribuzione delle tensioni normale e tangenziale all'interfaccia utensile-truciolo (petto dell'utensile). Si noti che mentre la tensione normale aumenta in modo continuo verso la punta dell'utensile, la tensione tangenziale raggiunge un massimo e poi rimane costante . . .	107
11.4	Terminologia e forze agenti in tornitura. . . . .	111
11.5	Le immagini mostrano la sequenza di operazioni eseguite in tornitura assistita dalla lubrificazione criogenica. . . . .	113
12.1	Fretting loop ottenuto per il test 1, al variare del numero dei cicli. Il pin relativo al Test 1 è stato tornito in condizioni di assenza di lubrificazione ( $V_c=50 [\frac{m}{min}]$ , $f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$ ). . . . .	116

12.2	Fretting loop ottenuto per il test 2, al variare del numero dei cicli. Il pin relativo al Test 2 è stato tornito in condizioni di assenza di lubrificazione ( $V_c=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$ , $f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ ). . . . .	116
12.3	Fretting loop ottenuto per il test 3, al variare del numero dei cicli. Il pin relativo al Test 3 è stato tornito in condizioni di lubrificazione criogenica ( $V_c=50 \left[ \frac{m}{min} \right]$ , $f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ ). . . . .	117
12.4	Fretting loop ottenuto per il test 4, al variare del numero dei cicli. Il pin relativo al Test 4 è stato tornito in condizioni di lubrificazione criogenica ( $V_c=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$ , $f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ ). . . . .	117
12.5	Relazione tra la forza d'attrito e la forza normale. . . . .	118
12.6	Andamento del COF medio al variare del numero dei cicli per il test 4, il quale si riferisce al pin tornito in assenza di lubrificazione e con le seguenti condizioni di tornitura: ( $V_c=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$ , $f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ ). . . . .	121
12.7	Andamento del COF medio al variare del numero dei cicli per i test svolti. Tale grafico si riferisce alle prove in cui il pin è stato tornito in assenza di lubrificazione. Si ricorda che il Test 1 si riferisce alle condizioni ( $V_c=50 \left[ \frac{m}{min} \right]$ , $f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ ), il Test 2 si riferisce alle condizioni ( $V_c=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$ , $f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ ), il Test 3 si riferisce alle condizioni ( $V_c=50 \left[ \frac{m}{min} \right]$ , $f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ ) ed il Test 4 si riferisce alle condizioni ( $V_c=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$ , $f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ ). . . . .	122
12.8	Andamento del COF medio al variare del numero dei cicli per i test svolti. Tale grafico si riferisce alle prove in cui il pin è stato tornito in condizioni di lubrificazione criogenica. Si ricorda che il Test 1 si riferisce alle condizioni ( $V_c=50 \left[ \frac{m}{min} \right]$ , $f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ ), il Test 2 si riferisce alle condizioni ( $V_c=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$ , $f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ ), il Test 3 si riferisce alle condizioni ( $V_c=50 \left[ \frac{m}{min} \right]$ , $f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ ) ed il Test 4 si riferisce alle condizioni ( $V_c=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$ , $f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ ). . . . .	122
12.9	Bilancia elettronica ABT 1205DM presente nel laboratorio TE.SI di Rovigo. . . . .	124
12.10	Istogramma relativo alla perdita in peso percentuale relativo ai test condotti. Tale grafico si riferisce alle prove in cui il pin è stato tornito in assenza di lubrificazione. Si ricorda che il Test 1 si riferisce alle condizioni ( $V_c=50 \left[ \frac{m}{min} \right]$ , $f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ ), il Test 2 si riferisce alle condizioni ( $V_c=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$ , $f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ ), il Test 3 si riferisce alle condizioni ( $V_c=50 \left[ \frac{m}{min} \right]$ , $f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ ) ed il Test 4 si riferisce alle condizioni ( $V_c=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$ , $f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ ). . . . .	124

12.11	Istogramma relativo all'aumento di peso percentuale relativo ai test condotti. Tale grafico si riferisce alle prove in cui il pin è stato tornito in condizioni di lubrificazione criogenica. Si ricorda che il Test 1 si riferisce alle condizioni ( $V_c=50 [\frac{m}{min}]$ , $f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$ ), il Test 2 si riferisce alle condizioni ( $V_c=80 [\frac{m}{min}]$ , $f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$ ), il Test 3 si riferisce alle condizioni ( $V_c=50 [\frac{m}{min}]$ , $f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$ ) ed il Test 4 si riferisce alle condizioni ( $V_c=80 [\frac{m}{min}]$ , $f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$ ). . . . .	129
13.1	Determinazione della linea media di riferimento. . . . .	132
13.2	Le immagini tratte al profilometro riportano la superficie tornita del pin con le seguenti condizioni: $V_c=80 [\frac{m}{min}]$ , $f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$ . . . . .	133
13.3	Le immagini tratte al profilometro riportano la superficie tornita del pin con le seguenti condizioni: $V_c=80 [\frac{m}{min}]$ , $f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$ . . . . .	134
13.4	Profilometro ottico 3d PLU neox. . . . .	135
13.5	Istogramma relativo alla differenza di rugosità ( $R_a$ ed $R_t$ ). Tale grafico si riferisce alle prove in cui il pin è stato tornito in condizioni di assenza di lubrificazione. Si ricorda che il Test 1 si riferisce alle condizioni ( $V_c=50 [\frac{m}{min}]$ , $f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$ ) ed il Test 3 si riferisce alle condizioni ( $V_c=50 [\frac{m}{min}]$ , $f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$ ). . . . .	136
13.6	Istogramma relativo alla differenza di rugosità ( $R_a$ ed $R_t$ ). Tale grafico si riferisce alle prove in cui il pin è stato tornito in condizioni di lubrificazione criogenica. Si ricorda che il Test 2 si riferisce alle condizioni ( $V_c=80 [\frac{m}{min}]$ , $f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$ ) ed il Test 4 si riferisce alle condizioni ( $V_c=80 [\frac{m}{min}]$ , $f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$ ). . . . .	137
13.7	Istogramma relativo alla differenza di rugosità ( $R_a$ ed $R_t$ ). Tale grafico si riferisce alle prove in cui il pin è stato tornito in condizioni di assenza di lubrificazione. Si ricorda che il Test 1 si riferisce alle condizioni ( $V_c=50 [\frac{m}{min}]$ , $f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$ ) ed il Test 2 si riferisce alle condizioni ( $V_c=80 [\frac{m}{min}]$ , $f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$ ). . . . .	143
13.8	Istogramma relativo alla differenza di rugosità ( $R_a$ ed $R_t$ ). Tale grafico si riferisce alle prove in cui il pin è stato tornito sia in condizioni di assenza di lubrificazione che in condizioni di lubrificazione criogenica. Si ricorda che il Test 1 si riferisce alle condizioni ( $V_c=50 [\frac{m}{min}]$ , $f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$ ). . . . .	144
13.9	Istogramma relativo alla differenza di rugosità ( $R_a$ ed $R_t$ ). Tale grafico si riferisce alle prove in cui il pin è stato tornito sia in condizioni di assenza di lubrificazione che in condizioni di lubrificazione criogenica. Si ricorda che il Test 3 si riferisce alle condizioni ( $V_c=50 [\frac{m}{min}]$ , $f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$ ). . . . .	145

13.10	Istogramma relativo alla differenza di coefficiente d'attrito. Tale grafico si riferisce alle prove in cui il pin è caratterizzato da rugosità minima (test 1) e massima (test 3 Crio). Le condizioni di tornitura relative al Test 1 sono: $V_c=50 [\frac{m}{min}] f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$ , e per il Test 3 sono: $V_c=50 [\frac{m}{min}] f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$ . . . . .	146
13.11	Analisi al profilometro ottico del pin corrispondente al Test 2 ottenuto in assenza di lubrificazione e con i seguenti parametri di tornitura: $V_c=80 [\frac{m}{min}]$ , $f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$ . . . . .	147
13.12	Analisi al profilometro ottico del pin corrispondente al Test 2 ottenuto in condizioni di lubrificazione criogenica e con i seguenti parametri di tornitura: $V_c=80 [\frac{m}{min}]$ , $f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$ . . . . .	148
13.13	Microscopio a scansione elettronica presente al lab TE.SI di Rovigo. . . . .	149
13.14	Le immagini riportano il confronto tra i pin ed il disk dopo aver svolto il test. Si ricorda che il pin è stato realizzato in assenza di lubrificazione con i seguenti parametri di tornitura: $V_C=50 [\frac{m}{min}]$ ed $f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$ . . . . .	150
13.15	Le immagini riportano il confronto tra i pin ed il disk dopo aver svolto il test. Si ricorda che il pin è stato realizzato in assenza di lubrificazione con i seguenti parametri di tornitura: $V_C=80 [\frac{m}{min}]$ ed $f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$ . . . . .	151
13.16	Le immagini riportano il confronto tra i pin ed il disk dopo aver svolto il test. Si ricorda che il pin è stato realizzato in assenza di lubrificazione con i seguenti parametri di tornitura: $V_C=50 [\frac{m}{min}]$ ed $f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$ . . . . .	152
13.17	Le immagini riportano il confronto tra i pin ed il disk dopo aver svolto il test. Si ricorda che il pin è stato realizzato in assenza di lubrificazione con i seguenti parametri di tornitura: $V_C=80 [\frac{m}{min}]$ ed $f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$ . . . . .	153
13.18	Le immagini riportano il confronto tra i pin ed il disk dopo aver svolto il test. Si ricorda che il pin è stato realizzato in condizioni di lubrificazione criogenica con i seguenti parametri di tornitura: $V_C=50 [\frac{m}{min}]$ ed $f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$ . . . . .	154
13.19	Le immagini riportano il confronto tra i pin ed il disk dopo aver svolto il test. Si ricorda che il pin è stato realizzato in condizioni di lubrificazione criogenica con i seguenti parametri di tornitura: $V_C=80 [\frac{m}{min}]$ ed $f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$ . . . . .	155
13.20	Le immagini riportano il confronto tra i pin ed il disk dopo aver svolto il test. Si ricorda che il pin è stato realizzato in condizioni di lubrificazione criogenica con i seguenti parametri di tornitura: $V_C=50 [\frac{m}{min}]$ ed $f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$ . . . . .	156

13.21	Le immagini riportano il confronto tra i pin ed il disk dopo aver svolto il test. Si ricorda che il pin è stato realizzato in condizioni di lubrificazione criogenica con i seguenti parametri di tornitura: $V_C=80 \left[\frac{m}{min}\right]$ ed $f=0,2 \left[\frac{mm}{giro}\right]$ . . . . .	157
13.22	Le immagini riportano il confronto tra i pin ottenuti nelle due diverse condizioni di lubrificazione (nulla o criogenica) dopo aver svolto il test. Si ricorda che i parametri di tornitura per entrambi i campioni sono $V_C=50 \left[\frac{m}{min}\right]$ ed $f=0,1 \left[\frac{mm}{giro}\right]$ . . . . .	158
13.23	Le immagini riportano il confronto tra i pin ottenuti nelle due diverse condizioni di lubrificazione (nulla o criogenica) dopo aver svolto il test. Si ricorda che i parametri di tornitura per entrambi i campioni sono $V_C=80 \left[\frac{m}{min}\right]$ ed $f=0,1 \left[\frac{mm}{giro}\right]$ . . . . .	159
13.24	Le immagini riportano il confronto tra i pin ottenuti nelle due diverse condizioni di lubrificazione (nulla o criogenica) dopo aver svolto il test. Si ricorda che i parametri di tornitura per entrambi i campioni sono $V_C=50 \left[\frac{m}{min}\right]$ ed $f=0,2 \left[\frac{mm}{giro}\right]$ . . . . .	160
13.25	Le immagini riportano il confronto tra i pin ottenuti nelle due diverse condizioni di lubrificazione (nulla o criogenica) dopo aver svolto il test. Si ricorda che i parametri di tornitura per entrambi i campioni sono $V_C=80 \left[\frac{m}{min}\right]$ ed $f=0,2 \left[\frac{mm}{giro}\right]$ . . . . .	161
13.26	Microanalisi edax effettuata sul pin realizzato in assenza di lubrificazione con i seguenti parametri di tornitura: $V_C=80 \left[\frac{m}{min}\right]$ ed $f=0,1 \left[\frac{mm}{giro}\right]$ . . . . .	162
13.27	Microanalisi edax effettuata sul pin realizzato in assenza di lubrificazione con i seguenti parametri di tornitura: $V_C=80 \left[\frac{m}{min}\right]$ ed $f=0,1 \left[\frac{mm}{giro}\right]$ . . . . .	163
13.28	Microanalisi edax effettuata sul pin realizzato in assenza di lubrificazione con i seguenti parametri di tornitura: $V_C=80 \left[\frac{m}{min}\right]$ ed $f=0,1 \left[\frac{mm}{giro}\right]$ . . . . .	164
13.29	Microanalisi edax effettuata sul pin realizzato in assenza di lubrificazione con i seguenti parametri di tornitura: $V_C=80 \left[\frac{m}{min}\right]$ ed $f=0,1 \left[\frac{mm}{giro}\right]$ . . . . .	165



# Capitolo 1

## Introduzione

Il fretting viene comunemente definito come un danneggiamento superficiale causato da uno scorrimento di bassa ampiezza oscillatoria tra due superfici che scorrono reciprocamente l'una rispetto all'altra. [4]

Nella pratica tale fenomeno può essere generato da cause differenti che interessano i più svariati campi, come il contatto tra componenti caratterizzati da un differente coefficiente di dilatazione termica in un ambiente soggetto a fluttuazioni termiche, vibrazioni dovute all'elevata velocità di rotazione di parti di macchine o carichi ciclici che gravano su componenti in accoppiamento. [24]

Uno dei campi maggiormente interessati dal fenomeno del fretting è quello biomedicale, con particolare riferimento alle protesi dell'anca. Difatti è stato dimostrato che il danneggiamento superficiale, critico per la vita dell'impianto, situato all'interfaccia tra il colletto dello stelo femorale e la testa articolare è, nella maggior parte dei casi, imputabile al fenomeno del fretting. [13]

Nell'ambito degli impianti protesici dell'anca il fenomeno del fretting viene sempre accompagnato da altri effetti gravosi come la presenza di fluidi corporei che penetrano all'interno del contatto tra le due superfici che causano corrosione e da carichi ciclici rappresentati dal quotidiano movimento umano dovuti alla deambulazione. [12]

Tutti questi fenomeni portano alla generazione di frammenti derivati dall'usura e la conseguente reazione dei tessuti viventi con tali particelle. Questi detriti, generati per usura o frammentazione inducono la formazione di reazioni infiammatorie che ad un certo punto promuovono la granulazione di corpi estranei che aggrediscono l'interfaccia tra osso ed impianto. Inoltre, come sottolineato da Hop et al. i frammenti dovuti all'usura possono migrare all'interfaccia di accoppiamento, generando usura abrasiva a tre corpi riducendo così la vita della protesi. [14]

Tutto questo è deleterio per la durata dell'impianto.

L'obbiettivo di tale lavoro dunque è lo studio del fenomeno del fretting.

Tale ricerca è avvenuta in collaborazione con l'azienda Eurocoating SPA, leader nel mercato nazionale delle protesi ortopediche, coinvolta nel processo NEMO, che si occupa dell'ottimizzazione delle lavorazioni di leghe di interesse biomedicale con particolare attenzione all'influenza dei parametri di taglio in tornitura.

Il lavoro di studio si articola in due aspetti principali: la realizzazione di un set-up di prova idoneo allo studio del fenomeno del fretting e lo studio dell'influenza del materiale su tale fenomeno. Per studiare il comportamento della protesi "in vivo" è stato necessario progettare un sistema di prova che riproponga le stesse condizioni in cui si trova l'impianto protesico all'interno del corpo umano. Per poter fare ciò è stato necessario contemplare le normative vigenti che standardizzano le procedure per la conduzione dei test di fretting. I test dovevano essere effettuati sulla macchina MTS 647 presente nel laboratorio di Ingegneria Industriale situato a Padova, nel quale si è stata svolta questa tesi.

L'influenza del materiale sul fretting, prescindendo dunque dal design della protesi, è stata studiata grazie ad una campagna prove che coinvolge il tribometro presente nel lab. TE.SI di Rovigo. Anche in questo caso è stato necessario implementare un nuovo sistema di prova compatibile con sia con i vincoli prescritti dalla normativa, sia con i vincoli preesistenti dettati dal tribometro stesso. In questo ambito sono stati studiati sia l'influenza dei parametri di taglio sia la lubrificazione (a secco o criogenica) sul fretting. I campioni testati sono stati caratterizzati tramite prove di pesatura, scansioni al microscopio elettronico ed analisi della rugosità.

Tale elaborato si suddivide in tredici capitoli.

Nel primo capitolo viene proposta una panoramica generale sul fenomeno del fretting e sugli aspetti principali che lo caratterizzano.

Il secondo capitolo tratta la struttura della protesi d'anca con particolare riferimento ai suoi componenti ed alle principali differenze tra protesi cementate e non, modulari e monoblocco.

Il terzo capitolo si compone di una prima parte in cui vengono riportate le norme a cui ci si è riferiti nel corso della progettazione, di una seconda parte in cui si illustra la progettazione del set-up di prova e di una terza parte in cui vengono esposti i principali problemi, legati alla progettazione, che sono insorti.

Il quarto capitolo illustra come si è pervenuti alla scelta dei materiali degli elementi progettati.

Il quinto capitolo parla delle principali caratteristiche del cemento osseo ed accenna alla metodologia impiegata per ottenerlo.

Il sesto capitolo tratta le principali caratteristiche dei materiali di interesse biomedicale oggetto di tale studio (Ti6Al4V e CoCrMo).

Il settimo capitolo tratta dell'implementazione della prova di fretting sul tribometro di Rovigo. Anche in questo caso viene mostrata tutta la progettazione del set-up di prova.

L'ottavo capitolo tratta della simulazione numerica svolta per conoscere le forze che agiscono sul sistema protesico.

Il nono capitolo tratta la teoria Hertziana attraverso la quale si è arrivati alla conoscenza della forza e sulla base della quale si sono calibrate le dimensioni di pin e disk affinché venissero ricreate le medesime condizioni di stress che si sono ottenute dalla simulazione.

Il decimo capitolo tratta la tornitura, con la definizione dei principali aspetti che la caratterizzano e con particolare riferimento alle condizioni di lubrificazione assente o criogenica.

L'undicesimo capitolo riporta l'analisi dei risultati ottenuti con particolare riferimento al coefficiente d'attrito ed all'energia dissipata durante il processo.

Il dodicesimo capitolo tratta la caratterizzazione dei materiali mediante scansione al microscopio elettronico, microanalisi, misure di rugosità e peso.

Il tredicesimo capitolo trae le conclusioni del lavoro svolto.



## Capitolo 2

# Fretting

### 2.1 Introduzione

Il fenomeno del fretting può essere preliminarmente definito come un danneggiamento superficiale causato da scorrimenti oscillatori di piccola ampiezza che avvengono tra due superfici poste in contatto.

Fretting corrosion è un termine utilizzato per descrivere il deterioramento all'interfaccia tra due superfici in contatto che è il risultato della corrosione e dello scorrimento oscillatorio tra le due superfici o una forma di usura da fretting nella quale la corrosione rappresenta un ruolo fondamentale.

Fretting wear è un termine utilizzato per descrivere l'usura derivante a seguito di sfregamento. L'utilizzo di una terminologia differente è dovuta al fatto che tale fenomeno è contraddistinto da caratteristiche tipiche del fenomeno di usura ma anche da caratteristiche tipiche dei fenomeni di corrosione.

Inoltre tale fenomeno può agire in sinergia con altri fattori come la presenza di cicli di fatica ed allora in questo caso si parlerà di fretting fatigue. Con tale termine si identifica la rottura che avviene tra componenti in sfregamento reciproco tra loro in cui almeno uno di essi è soggetto a carico ciclico. L'effetto dannoso del fretting si può evidenziare efficacemente confrontando la vita a fatica di componenti soggetti a sfregamento di contatto e componenti liberi: in questi ultimi la vita a fatica è notevolmente maggiore. La riduzione della vita a fatica è dovuta al fatto che il fretting accelera il fenomeno di nucleazione di una cricca superficiale.

### 2.2 Fretting Fatigue

Sono stati individuati tre regimi fondamentali di fretting sulla base dell'ordine di grandezza dello spostamento relativo:

- Regime di adesione: lo spostamento relativo arriva fino a  $3 \mu\text{m}$ ;

- Regime di parziale scorrimento: lo spostamento relativo è compreso tra i 3 ed i 50  $\mu\text{m}$ ;
- Regime di scorrimento totale: lo spostamento relativo è superiore ai 50  $\mu\text{m}$ .

La relazione tra l'ampiezza dello scorrimento e la durata della vita a fatica non è una relazione monotona.

Infatti si può osservare come il regime di parziale scorrimento sia particolarmente dannoso per la vita a fatica di un componente. Tale regime determina un forte attaccamento dei componenti al centro della zona di attacco ed una scivolosità reciproca ai bordi della zona di contatto. Tali aree rappresentano le zone più deboli ove in seguito alle sollecitazioni a cui è sottoposto il materiale possono essere il luogo d'insediamento di una cricca.

Nella fase di scorrimento totale invece, contrariamente a quanto appena descritto, si evidenzia un aumento della vita a fatica. Ciò è dovuto al fatto che un'intensa erosione del materiale rimuove le cricche iniziali del materiale. [23]

### 2.2.1 Fretting Loop

Il “fretting loop” illustra la relazione che sussiste tra la forza di attrito e l'ampiezza dello slittamento. La forma del “fretting loop” può essere utilizzata per determinare il regime di fretting (slittamento parziale o scorrimento totale). Difatti, il rapporto tra l'energia dissipata durante il processo e l'energia totale, viene utilizzata per classificare i diversi regimi. L'area racchiusa dal fretting loop rappresenta l'energia dissipata ( $E_d$ ). L'area totale invece viene calcolata secondo la formula:

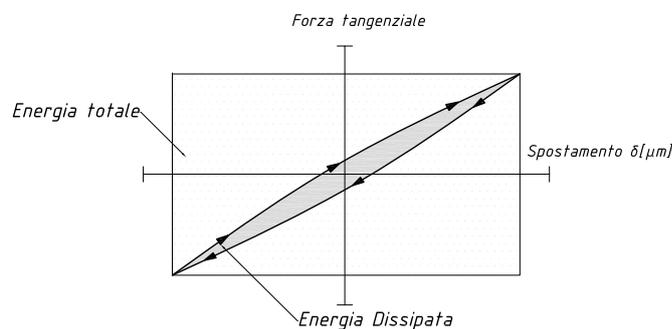
$$E_t = 4 \cdot Q_{MAX} \cdot \delta_{MAX} \quad (2.1)$$

dove  $Q_{MAX}$  rappresenta la massima forza tangenziale e  $\delta_{MAX}$  rappresenta il massimo spostamento relativo in un ciclo di fretting. Se il rapporto energetico così definito:

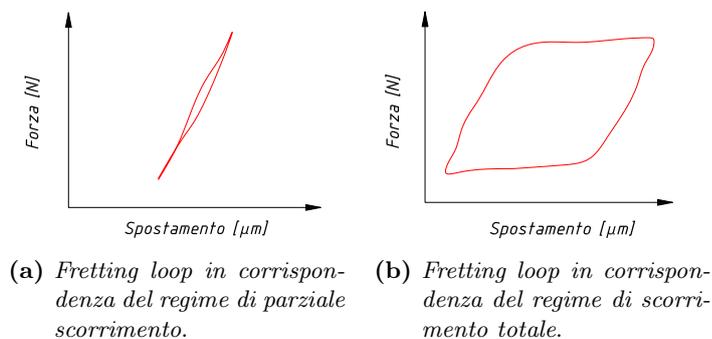
$$Energy\ Ratio = \frac{E_d}{E_t} \quad (2.2)$$

Assume valori superiori allo 0,2 durante i test allora il regime di fretting dominante è quello di usura (gross slip regime). Se tale rapporto assume valori inferiori allo 0,2 allora il test viene condotto nel regime dominante di fatica (partial slip regime). [21]

Ci sono due forme principali che tale ciclo assume:



**Figura 2.1:** La figura mostra come si può ricavare graficamente sia l'energia dissipata che l'energia totale dalla formazione del fretting loop. [20]



**Figura 2.2:** Esempi di fretting loop.

- Nel regime di scorrimento parziale il ciclo è stretto ed assume una forma ovale. L'area racchiusa dalla curva è ridotta;
- Nel regime di slittamento totale la forma del ciclo assume forme pseudo-rettangolari o quadrate. L'area racchiusa dalla curva è elevata. Tipicamente la curva è dotata di un plateau alto e basso che corrispondono alla massima forza di attrito prevista dalla legge di Coulomb.

Nel regime di fretting intermedio la curva assume una forma transitoria tra un loop caratteristico dello scorrimento parziale ed il loop caratteristico dello slittamento totale. Vengono riportate di seguito le forme dei loop corrispondenti ai regimi sopracitati. È bene precisare che si tratta di curve ideali.

## 2.3 Fretting Corrosion

La fretting corrosion ampiamente conosciuta come un fenomeno di degradazione di contatto in ambiente acquoso.

La corrosione elettrochimica avviene sulla superficie metallica delle componenti degli impianti. È un aspetto negativo per almeno due ragioni:

- Il processo degradativo riduce l'integrità strutturale dell'impianto;
- Il rilascio dei prodotti di degradazione nell'ambiente è potenzialmente tossico per l'ospite.

La degradazione dei biomateriali metallici può essere causata sia dall'erosione elettrochimica che dall'usura e molto spesso è il risultato di una combinazione sinergica delle due. I processi elettrochimici includono una corrosione generalizzata su tutta la superficie del metallo esposto all'ambiente corrosivo ma anche una forma di corrosione localizzata su quelle superfici dove si ha un accumulo della specie corrosiva (crevice corrosion e pitting). L'interazione di tutti questi fenomeni spesso porta ad una rottura prematura dell'impianto e/o al rilascio accelerato del metallo nell'ambiente.

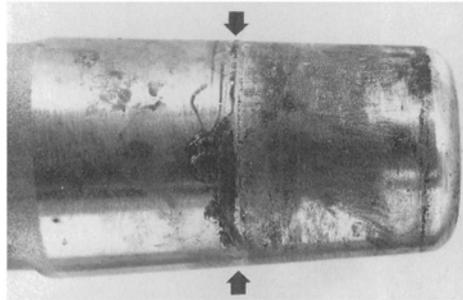
La corrosione può avvenire se il fenomeno è termodinamicamente possibile; ovvero se l'energia libera del processo risulta minore di zero. La driving force termodinamica è espressa dall'equazione:

$$\Delta G = -NF\Delta E \quad (2.3)$$

dove  $N$  è la valenza degli ioni,  $F$  è la costante di Faraday ed  $E$  la differenza di potenziale che si instaura all'interno della soluzione. Questo potenziale è una misura della reattività del materiale: più il potenziale è negativo tanto più il metallo risulterà reattivo se immerso in quella particolare soluzione. Il secondo fattore che governa il processo corrosivo è costituito dal superamento di una barriera cinetica. Questa è effettivamente una limitazione fisica alla velocità di corrosione che può dipendere dall'incapacità della specie ossidante di migrare fino alla superficie del metallo o ad esempio dalla formazione di un ossido superficiale che avviene spontaneamente in certe condizioni di pH e potenziale. Questi ossidi superficiali sono molto sottili ( $5 \div 70 \text{ \AA}$ ) ma limitano molto efficacemente la migrazione verso l'esterno della specie metallica costituendo una prevenzione efficace alla corrosione. Molte leghe utilizzate in ortopedia fanno affidamento sulla formazione di film superficiali per prevenire l'ossidazione. Questi film sono costituiti da ossidi metallici che si formano spontaneamente sulla superficie del componente e quasi annullano il trasporto di ioni metallici o elettroni verso l'esterno.

Per essere efficace, il film, deve essere compatto e deve inoltre ricoprire per intero la superficie del componente che protegge. La sua struttura chimica deve essere in grado di limitare la migrazione degli elettroni/ioni metallici verso l'esterno ma soprattutto deve aderire perfettamente al pezzo per resistere all'abrasione o a possibili scalfitture a cui la protesi va incontro una volta innestata nell'ospite.

Nel caso in cui lo strato protettivo venga meno si ha un aumento localizzato della velocità di corrosione laddove il film è stato danneggiato.



**Figura 2.3:** Fotografia di un colletto modulare di una protesi in cui sia lo stelo che la testa erano in lega di cobalto. La superficie del colletto che era accoppiata con la testa denota la presenza di pit.

## 2.4 Corrosione Negli Impianti Ortopedici

Il problema della corrosione degli impianti ortopedici è un problema tutt'ora oggetto di studio.

La parte dell'impianto più sensibile ad attacchi corrosivistici è quella situata in corrispondenza della giunzione tra il colletto modulare e la testina della protesi. In particolare tale accoppiamento risente fortemente degli effetti degli dei carichi applicati e dello scorrimento relativo. Recenti studi hanno dimostrato come un attacco fortemente corrosivo si verifichi proprio in corrispondenza di tale giunzione, in presenza delle fessure che inevitabilmente si vengono a creare quando vi sono due componenti in accoppiamento. [17] Gilbert et al. Hanno riscontrato che, in uno studio effettuato su 148 impianti protesici, una percentuale compresa tra il 16 % ed il 35 % di tali impianti presentavano i segni di una severa corrosione interstiziale all'altezza del colletto modulare. [11]

Tali attacchi sono stati riscontrati sia negli impianti in cui lo stelo femorale era in Ti 6Al-4V mentre la testa della protesi era in lega di cobalto sia negli impianti in cui lo stelo femorale era in lega di cobalto mentre la testa della protesi era in Ti 6Al-4V. Inoltre è stato dimostrato come, tale processo corrosivo fosse il risultato dell'azione combinata delle tensioni a cui la protesi è soggetta, del fretting e della particolare geometria della giunzione. L'impianto protesico, nel corso della sua vita di esercizio, è soggetto a carichi ciclici corrispondenti ai movimenti del paziente e, tali carichi possono causare l'abrasione del film di ossido che ricopre le superfici dei materiali dei componenti dell'impianto. Questo a sua volta causa variazioni di potenziale della superficie del metallo e nelle particolari condizioni delle soluzioni stagnanti in corrispondenza delle fessure una continua rottura dell'ossido ed una conseguente ripassivazione. Tali cambiamenti comportano una diminuzione di ossigeno all'interno della soluzione ed alterazioni di pH, rendendo la soluzione stagnante molto più aggressiva.

Gli attacchi più severi sono stati riscontrati principalmente negli impianti in lega di cobalto. Tuttavia anche gli impianti formati in lega di titanio non sono immuni da attacchi corrosivi.

Il processo di corrosione nelle leghe di cobalto consiste in una corrosione intergranulare che comporta la dissoluzione selettiva del cobalto e la formazione di particelle ricche in cromo come ossidi, ossicloruri e fosfati. I prodotti di corrosione formati all'altezza del colletto possono migrare fino a raggiungere il tessuto periprotetico.

Un fattore chiave che incide sia sul fretting che sull'abrasione superficiale dell'ossido passivo è la presenza di un'imperfetta coincidenza tra la parte maschile del colletto modulare e la parte femminile del foro presente sulla testa della protesi. Tale problematica insorge in caso di tolleranze grossolane, che conducono ad una perdita di stabilità meccanica del sistema. In tale situazione, i carichi a cui è soggetta la protesi possono contribuire ulteriormente alla scalfitura della superficie del metallo ed alle conseguenze sopra descritte. È noto che, l'integrità meccanica del film di ossido superficiale che caratterizza queste leghe è fondamentale per la stabilità a lungo termine dell'impianto protesico.

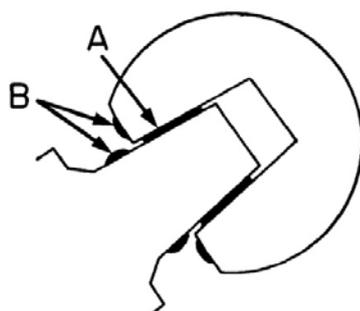
#### **2.4.1 Corrosione Nelle Leghe Di Cobalto**

Recenti studi effettuati su campioni provenienti da tessuti circostanti di 25 impianti protesici hanno dimostrato che, i prodotti di corrosione non cambiavano in funzione del materiale accoppiato al cobalto. Ovvero sono stati studiati accoppiamenti colletto-testa della protesi costituiti interamente in lega di cobalto, accoppiamenti costituiti da cobalto-titanio od accoppiamenti costituiti da cobalto-allumina. In ogni caso, il principale prodotto di corrosione era costituito da particelle ricche di cromo-ortofosfato idrato. Tali particelle erano presenti sia in corrispondenza del colletto modulare, sia all'interno di membrane all'interfaccia osso-impianto sia in siti di lesione osteolitica del femore. In diversi casi tali particelle sono state trovate anche sulla superficie delle coppe acetabolari in polietilene dimostrando il loro coinvolgimento in un fenomeno di usura a tre corpi che conduce ad un aumento delle particelle di polietilene.

La grandezza delle particelle causate dalla corrosione era all'incirca di 500 micro-metri.

#### **2.4.2 Corrosione Nelle Leghe Di Titanio**

Recenti studi hanno dimostrato che, i prodotti di corrosione concentrati nelle zone osteolitiche dei tessuti adiacenti agli impianti in titanio hanno una natura totalmente differente da quella riscontrata negli impianti in lega di cobalto.



**Figura 2.4:** Disegno schematico che mostra la localizzazione dei prodotti di corrosione in un impianto d'anca. A= layer interfacciale di ossidi e cloruri all'interno della fessura formata dalla giunzione tra il colletto modulare e la testa della protesi. B= deposito di prodotti di corrosione ricchi in cromo ortofosfato idrato attorno alla fessura.

Nonostante l'elevata resistenza alla corrosione delle leghe di titanio sono stati osservati in diversi casi, la presenza di zone scolorite sintomo di un fenomeno corrosivo. Le analisi dei campioni di tessuto hanno dimostrato che nelle particelle ritrovate i rapporti di titanio, vanadio ed alluminio erano simili a quelli della lega madre. Tale fatto avvalorava la tesi per cui tali particelle fossero i detriti causati da usura e non particelle frutto di un fenomeno corrosivo.

Sono stati segnalati solo pochi casi di corrosione interstiziale associata a protesi d'anca. Willert et al. hanno riportato l'osservazione di un unico caso in cui in corrispondenza dell'interfaccia della giunzione colletto-testa della protesi sono stati rilevati depositi bianchi e neri indice della precipitazione di ossidi od idrossidi di titanio.

Più tipicamente dunque le particelle riscontrate nel tessuto circostante gli impianti a base di lega di titanio sono particelle della medesima composizione di quelle della lega. Dunque appare giustificato ipotizzare che tali elementi siano frutto dell'usura più che i prodotti di un processo corrosivo. Tuttavia tali particelle d'usura sono dotate di un elevatissima area superficiale che può dare luogo a dissoluzione elettrochimica che, con ogni probabilità influisce alla risposta cellulare locale nonché agli aumenti sistemici di titanio che sono stati misurati.

## 2.5 Variabili Di Influenza Del Fretting

Nei paragrafi precedenti si è notato come il fenomeno del fretting racchiuda in sé diversi aspetti, tutti collegati tra loro.

Nella panoramica redatta da Dobromirski dal titolo indicativo: "Variables of fretting process: are there 50 or them?" viene proposta tale lista di

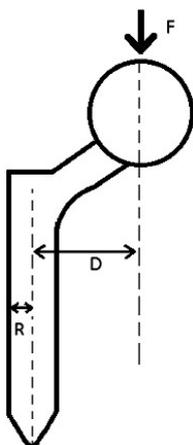
variabili d'influenza del fretting: [9]

- Pressione di contatto;
- Forze tangenziali;
- Coefficiente di frizione;
- Carichi esterni;
- Ampiezza di scorrimento;
- Area di contatto;
- Frequenza di vibrazione;
- Numero di cicli a cui soggetto il componente;
- Durezza dei materiali a contatto;
- Temperatura;
- Umidità;
- Presenza di lubrificanti;
- Ambiente;
- Ambiente esterno;
- Microstruttura;
- Rugosità superficiale;
- Etc.

Data la molteplicità di tali fattori risulta utile suddividere i parametri d'influenza in primari e secondari. I parametri d'influenza primari sono: coefficiente d'attrito, la pressione di contatto e l'estensione dell'area di scorrimento. Tutti gli altri fattori riportati vengono definiti secondari poiché una loro variazione influenza indirettamente le tre variabili principali.

## 2.6 Sollecitazioni

I carichi agenti sull'anca variano al variare del peso corporeo, della posizione del corpo e delle forze esterne applicate. Nella posizione eretta con appoggio bipodale, il centro di gravità, in cui è ipoteticamente applicata la risultante del peso corporeo, è centrato tra le due articolazioni d'anca e la forza risultante articolare è uguale su entrambe le articolazioni. In questa posizione è



**Figura 2.5:** Disegno schematico di una protesi d'anca comprensivo dei parametri principali utilizzati per il calcolo della tensione.

richiesta una minima attività muscolare per mantenere la posizione d'equilibrio. Nella situazione d'appoggio bipodale la reazione articolare sulla testa del femore è pari alla metà del peso che si scarica sulle due articolazioni, circa un terzo del peso corporeo.

Nell'appoggio unipodale il centro di gravità si sposta su tutti e tre i piani e si allontana dall'arto portante creando momenti capaci di incrementare la reazione articolare.

L'entità dei momenti dipende dalla postura della colonna vertebrale, dalla posizione dell'arto non caricato, dalla posizione degli arti superiori e dall'inclinazione del bacino.

L'effetto combinato di peso corporeo e forze muscolari fa sì che la testa femorale sia soggetta a circa quattro volte il peso corporeo nella fase d'appoggio unipodale, considerando nulle le azioni dinamiche. Nel caso di sostituzione protesica nell'anca, i carichi vengono trasmessi dalla protesi all'osso e generano in quest'ultimo una distribuzione di tensioni nettamente diversa da quella fisiologica e che dipende dalla configurazione geometrica della protesi e dalle caratteristiche dei materiali.

### 2.6.1 Sollecitazioni Sullo Stelo Femorale

La tensione che agisce sullo stelo femorale può essere calcolata utilizzando il modello semplificato di Bernoulli-Eulero.[16]

I parametri utilizzati per il calcolo sono: la forza applicata ( $F$ ), la distanza di off-set ( $D$ ) ed il raggio dello stelo ( $R$ ). La massima tensione di trazione si verifica sulla parte laterale dello stelo e può essere calcolata come dimostra l'equazione seguente dove  $M$  è il momento,  $y$  è la distanza dall'asse neutro,

( $I$ ) è il momento d'inerzia, ( $F$ ) è la forza ed ( $A$ ) è l'area della sezione:

$$\sigma = \frac{My}{I} - \frac{F}{A} = \left( \frac{4FD}{\pi \cdot R^3} - \frac{F}{\pi \cdot R^2} \right) \quad (2.4)$$

Dato che il peso varia da paziente a paziente, e tale dato è fondamentale per il calcolo della forza, viene utilizzato come indice relativo di tensione il fattore:  $D/R^3$ . L'equazione 2.4 assume che la sezione trasversale dello stelo sia un cilindro costante di raggio  $R$ , ove con  $R$  si indica il raggio in corrispondenza della metà dello stelo.  $D$  viene calcolato in funzione sia delle dimensioni del colletto che della testa della protesi.

L'indice di tensione relativo può essere considerato come un indice di sensibilità del design della protesi al peso del paziente.

## Capitolo 3

# Protesi D'Anca Artificiale

### 3.1 Introduzione

La protesi dell'anca è, senz'altro, l'endoprotesi articolare più utilizzata nella chirurgia ortopedica. La causa risiede in tre motivi fondamentali:

1. L'articolazione dell'anca è fra tutte quella sottoposta ai carichi maggiori, dunque, quella che più frequentemente va incontro a cedimenti meccanici;
2. La sostituzione dell'anca è piuttosto semplice chirurgicamente;
3. La sua cinematica è facilmente riproducibile tramite l'utilizzo di un giunto sferico.

### 3.2 Anatomia Del Giunto D'Anca

I giunti sono parti importanti del sistema scheletrico e sono situati in corrispondenza delle congiunzioni delle ossa. La loro funzione è quella di trasmettere i carichi da un osso all'altro mediante l'azione muscolare; questo effetto è accompagnato in genere da un movimento relativo delle ossa componenti.

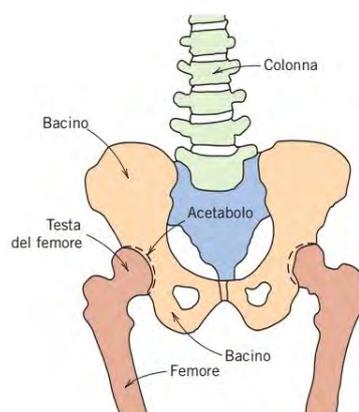
Il tessuto osseo è un composito naturale complesso formato da una proteina, il collagene, tenera e resistente e da un costituente minerale. Quest'ultimo è l'idrossiapatite avente una densità compresa tra 1,6 - 1,7 Mg/m<sup>3</sup>. Essendo costituito da un materiale anisotropo, l'osso presenta proprietà meccaniche diverse nelle direzioni longitudinali e trasversali.

La seguente tabella ne illustra le proprietà in particolare.

Il giunto d'anca umano congiunge il bacino al femore, ovvero l'osso superiore della gamba, e permette una gamma di movimenti rotatori relativamente ampia; l'apice del femore termina a forma di sfera e si inserisce in una cavità chiamata acetabolo all'interno del bacino. Nelle figure 11.5 a pagina 113 è mostrata un'immagine a raggi X di un giunto d'anca normale e di

**Tabella 3.1:** Proprietà meccaniche delle ossa lunghe umane, nelle direzioni parallela e normale all'asse.

Proprietà	Parallele all'asse	Longitudinali all'asse
Modulo elastico [GPa]	17,4	11,7
Carico ultimo a trazione [GPa]	135	61,8
Carico ultimo, compressione [GPa]	196	135
Allungamento a frattura [%]	3-4 %	/

**Figura 3.1:** Disegno schematico dei giunti d'anca umani e dei componenti scheletrici adiacenti.

un giunto d'anca frattura. La frattura, normalmente si verifica nella stretta regione appena al di sotto della testa del femore.

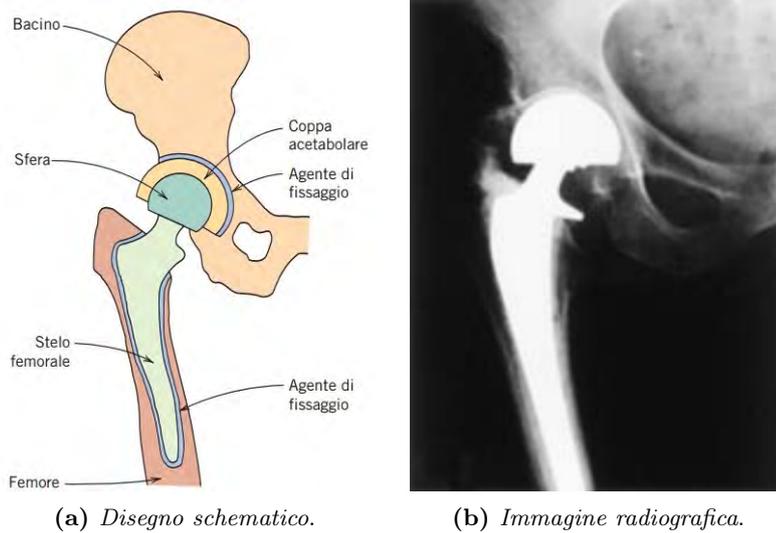
L'anca può, inoltre, ammalarsi di osteoartrite: in tal caso, si liberano piccoli frammenti di osso che vanno ad inserirsi tra le superfici di sfregamento del giunto, causando dolore nel momento in cui la testa ruota nell'acetabolo. I giunti d'anca danneggiati e malati sono stati sostituiti da quelli artificiali, o protesi, con moderato successo, a partire dai tardi anni '50. La chirurgia di sostituzione del giunto d'anca comporta la rimozione della testa e della parte superiore del femore, nonché di una parte del midollo osseo all'inizio del restante segmento del femore. In questo foro, all'interno del femore, viene inserito lo stelo in metallo della protesi (per ancorarla all'osso) che porta all'altra estremità la parte sferica del giunto artificiale. Inoltre, la coppa acetabolare sostitutiva deve essere vincolata al bacino mediante rimozione della vecchia coppa e del tessuto osseo circostante. La nuova sede è realizzata in questa rientranza.

Un disegno schematico del giunto d'anca artificiale è presentato nella figura 3.3 a); la figura 3.3 nella pagina successiva b) mostra un'immagine a raggi X di una protesi d'anca completa.



(a) *Giunto d'anca normale.* (b) *Giunto d'anca fratturato.*

**Figura 3.2:** Le frecce mostrano le due estremità della linea di frattura attraverso il collo femorale.



(a) *Disegno schematico.* (b) *Immagine radiografica.*

**Figura 3.3:** Impianto di una protesi d'anca artificiale

### 3.3 Componenti Di Una Protesi

Le moderne protesi d'anca sono tipicamente costituite da quattro elementi: uno stelo femorale metallico, una testina sferica, un elemento acetabolare ed un supporto metallico (metal back) dell'elemento acetabolare che lo vincola alle ossa del bacino.

Un esempio di protesi moderna è indicato in figura 3.4.



**Figura 3.4:** Componenti della protesi d'anca.

### 3.4 Ancoraggio

Il maggior problema della protesizzazione d'anca è rappresentato dall'ancoraggio dei componenti protesici. Le strade seguite per ottenerlo sono sostanzialmente due:

- L'uso del cemento acrilico con il miglioramento delle sue caratteristiche meccaniche e della tecnica di introduzione;
- Il contatto diretto fra protesi e osso per crescita di tessuto osseo o fibroso nelle irregolarità presenti sulla superficie protesica.

#### 3.4.1 Protesi Cementate

L'uso del cemento consente uno stabile ancoraggio della protesi riempiendo del tutto lo spazio fra lo stelo e il canale femorale. La categoria dei materiali che vanno normalmente sotto il nome di cementi per ossa deriva da quella classe di materiali a base di polimetilmetacrilato (PMMA) da lungo tempo già usata per applicazioni in odontoiatria.

Bisogna, però, ribadire che il cemento non realizza con l'osso nessun tipo di legame, ma agisce esclusivamente da riempitivo meccanico, che, con le

sue caratteristiche fisiche, serve ad interconnettere una superficie regolare ed uniforme quale quella della protesi con una totalmente irregolare come quella dell'osso trabecolare.

L'impiego originale del cemento per ossa è quello di materiale di riempimento degli spazi compresi fra protesi e l'osso con lo scopo di migliorare la distribuzione di sforzi trasmessi dalla protesi all'osso durante il carico. La migliore distribuzione riduce la concentrazione degli sforzi e la conseguente necrosi ossea che si osserva con la protesi non cementata male impiantata. Un secondo scopo dell'uso del cemento per ossa è di ridurre il dolore dovuto ai micromovimenti relativi fra stelo e osso; ciò è possibile grazie all'effetto di bloccaggio del cemento.

### 3.4.2 Protesi Non Cementate

Obiettivo delle protesi non cementate è l'osteointegrazione. Con tale termine s'intende il contatto diretto fra la protesi e l'osso senza tessuto connettivo interposto in modo tale che il contatto risulti meccanicamente stabile non generando all'interfaccia movimenti relativi tra la protesi e l'osso.

L'osteointegrazione è il risultato di più fattori combinati tra di loro quali la forma e le dimensioni della protesi, le modalità ed i materiali con cui è fabbricata la protesi, le caratteristiche della sua superficie e le modalità d'impianto chirurgico.

L'ancoraggio dei componenti protesici è assicurato dal contatto fra osso e protesi: la mancanza di legami chimici tra osso ed impianto fa sì che esso sia affidato alla stabilità di forma, all'azione meccanica esplicata, a livello microscopico, dalle aree d'interferenza tra le superfici corrispondenti ed alla osteointegrazione. Una soluzione costruttiva particolare è rappresentata dagli accoppiamenti filettati, la cui potenziale efficacia è provata dalle vastissime applicazioni industriali in cui questo accoppiamento è utilizzato, ma i cui risultati, in questo specifico settore, sembrano meno felici.

## 3.5 Steli Modulari E Monoblocco

Esistono due tipi di steli femorali uno monoblocco e l'altro modulare. Nel primo caso la testa e lo stelo sono vincolati o forgiati come pezzo unico, il secondo tipo invece è formato da più parti.

Lo stelo modulare è costruito in modo che vi sia una modulazione a livello della giunzione tra testa e collo mentre la testa viene fissata attraverso un cono a morsa allo stelo durante l'intervento. Ovviamente cono e testa femorale devono essere del tutto congruenti per riuscire a garantire una perfetta fissazione. Per evitare inconvenienti le varie componenti devono essere costruite e progettate nello stesso laboratorio. Per migliorare l'adattamento della protesi alla forma del canale midollare sono stati studiati steli modulari

con componenti metafisarie e diafisarie separate e consentono anche di modificare la curvatura. Questo tipo di approccio comporta il notevole vantaggio di evitare la sostituzione totale dell'apparato in caso non fosse necessario. Se un paziente, ad esempio, avesse bisogno di una sostituzione parziale dello stelo e successivamente, a causa di una frattura, si ritenesse opportuno ricorrere alla sostituzione totale, si potrebbe facilmente cambiare la testa del femore lasciando in loco lo stelo già inserito.

Si possono verificare degli inconvenienti: se le parti della protesi non sono perfettamente congruenti si rischia di causare una corrosione galvanica a volte anche usura della parti in causa; se si confrontano i valori della resistenza meccanica si può osservare che lo stelo modulare ha un 10-20 % in meno rispetto a la componente monoblocco. Per evitare altri disguidi le componenti devono essere lavorate con cura specialmente nelle giunture evitando danneggiamenti nel momento dell'inserimento e bisogna assicurarsi che la loro pulizia avvenga in modo molto accurato.

## Capitolo 4

# Set-Up Di Prova

### 4.1 Introduzione

Come dimostrato dal capitolo ad esso dedicato, il fretting è un fenomeno molto complesso e dotato di innumerevoli sfaccettature. Al fine di studiare tale fenomeno si è cercato di progettare un sistema che replichi le condizioni reali a cui è soggetta la protesi nel corpo umano. In questo capitolo vengono descritti tutti gli step affrontati.

### 4.2 Obiettivo Da Realizzare

L'obiettivo di tale lavoro consiste nel valutare l'influenza dei parametri di tornitura sul fenomeno del fretting. Per studiare tale fenomeno è stato necessario progettare un sistema che permetta di ottenere le reali condizioni che persistono nel corpo umano. In particolare è stato necessario ri-adattare la preesistente macchina standard per material testing agli scopi di questo lavoro. La progettazione è avvenuta nel rispetto della normativa di riferimento per tali test: ASTM F 1875-98, e dalla considerazione dei vincoli imposti dalla macchina preesistente. Entrambi questi aspetti vengono di seguito descritti ampiamente.

### 4.3 ASTM F1875-98

Vengono di seguito riportati gli aspetti salienti della normativa ASTM F1875-98: Standard practice for conducting Force Controlled Constant Amplitude Axial Fatigue Tests of Metallic Materials, mantenendone il significato e la struttura.[8]

### 4.3.1 Scopo

Tale normativa, riapprovata nel 2009, descrive due metodi pratici per valutare la stabilità meccanica della giunzione colletto modulare-testa della protesi d'anca soggetta a carichi ciclici, sulla base della misurazione della fretting corrosion. Il primo metodo ha lo scopo di dettare alcune linee guida per i test a lungo termine sugli impianti di protesi d'anca.

Il secondo metodo invece offre le linee-guida per i test a breve termine effettuati sugli impianti di protesi d'anca. Quest'ultimo metodo permette di ottenere rapide informazioni sulla qualità del design della protesi. Per tale motivo questo particolare metodo di analisi non verrà più preso in considerazione in quanto estraneo agli obiettivi proposti. In particolare il metodo 1 si propone di valutare il fenomeno del fretting sulla base delle quantità di "debris" rilasciati all'interfaccia ma anche di valutare l'incidenza di tale fenomeno sulla resistenza a fatica.

### 4.3.2 Riassunto Del Metodo

Lo stelo femorale e la testa della protesi vengono caricati ciclicamente. Il colletto modulare della giunzione viene esposto ad una soluzione salina o contenente proteine all'interno di un contenitore. Il carico ciclico deve essere applicato per un minimo di 10 milioni di cicli. Al termine del test la soluzione deve essere isolata per permettere l'analisi chimica degli elementi in essa contenuti e la caratterizzazione delle particelle rilasciate all'interfaccia. Il colletto della protesi viene successivamente analizzato tramite microscopio ottico od microscopio a scansione elettronica al fine di quantificare la "fretting wear" e la "fretting corrosion". L'output di tale esperimento è una misura quantitativa degli elementi rilasciati nella soluzione ed una misura qualitativa dell'usura e della corrosione causate dallo scorrimento all'interfaccia.

### 4.3.3 Significato Ed Uso

L'interfaccia tra il colletto modulare e la testa della protesi d'anca articolari sono soggette a micro-slittamenti che causano fenomeni di fretting e, conseguentemente, corrosione ed usura. Il rilascio di prodotti di corrosione e particelle di materiale può portare alla stimolazioni di reazioni biologiche dannose per il corpo umano ed accelerare il fenomeno di usura all'interfaccia. Dunque gli studi che permettono di conoscere la resistenza alla corrosione e la stabilità della giunzione sono fondamentali. Perciò esperimenti in-vitro a lungo termine sono essenziali per produrre un danno al sistema protesico tale fornire un paragone con diversi anni di vita. L'utilizzo di soluzioni contenenti proteine è raccomandato per meglio simulare le condizioni in-vivo.

#### 4.3.4 Apparato Di Prova

L'apparato di prova deve essere analizzato accuratamente al fine di garantire che, per tutta la durata del test, la forza imposta rimanga di ampiezza e forma costante. La macchina di prova deve essere munita di un monitor di controllo del carico e di un trasduttore montato in linea con il campione. Il carico deve essere monitorato continuamente nelle fasi iniziali del test e periodicamente, da allora in poi, per assicurare che il carico desiderato venga mantenuto. La variazione di carico concessa deve essere mantenuta entro il 2% della massima forza imposta. La protesi deve essere montata nell'apparato di prova concordemente a quanto prescritto dalla norma F1440. L'apparato di prova deve essere contenuto in una camera climatica per poter assicurare la temperatura reale presente all'interno del corpo umano: 37°C. La tolleranza ammissibile sulla temperatura è di  $\pm 1^\circ\text{C}$ . La protesi deve essere immersa in un fluido appropriato facendo bene attenzione che l'area di contatto tra la testa ed il colletto della protesi non venga esposta alla soluzione elettrolitica.

#### 4.3.5 Procedura

1. La protesi deve essere assemblata secondo le regole prescritte nella norma F 1440;
2. I componenti devono essere montati a secco. Deve essere applicato un carico statico di 2000 N;
3. Introduzione la soluzione salina;
4. Applicazione di un carico ciclico di 3000 N, con un minimo di 300 N ed un massimo di 3300N. Il test deve essere condotto con una frequenza di 5 Hz e si considera terminato dopo 10 milioni di cicli;
5. Alla fine del test, il fluido deve essere raccolto ed analizzato. Le procedure di analisi chimica e di raccolta di particelle sono descritte nella norma F 561;
6. La protesi deve essere disassemblata in maniera tale da poter raccogliere l'eventuale fluido presente intrappolato nella giunzione e le eventuali particelle di materiale. Il fluido ed i debris devono essere raccolti in un unico contenitore per poter effettuare le analisi chimiche e successivamente deve essere previsto lo smaltimento;
7. Analisi di tutti gli elementi contenuti nel fluido utilizzando la normativa F561 come guida direttiva. Una valutazione qualitativa del colpetto può essere svolta tramite indagine con microscopio ottico e microscopio a scansione elettronica. È prevista anche un'analisi della perdita di peso descritta dalla normativa F 897.



**Figura 4.1:** Pinza inferiore della MTS 647 Hydraulic Wedge Grip.

#### 4.4 Calcoli

La quantità totale di metallo rilasciato può essere calcolata tramite la moltiplicazione della concentrazione per il volume di liquido presente nel contenitore. La perdita in peso totale deve essere pari alla somma di ciascun metallo rilasciato.

#### 4.5 MTS 647

Il progetto consiste nel creare un sistema idoneo per realizzare test di fretting in seguito all'adattamento della preesistente macchina standard presente nel laboratorio di Padova. Si tratta della MTS 647 Hydraulic Wedge Grip. Tale macchina viene frequentemente utilizzata per il "material testing", ovvero per tutte quelle prove, come ad esempio prove di trazione, di compressione od a fatica, necessarie per caratterizzare il materiale. La macchina è dotata di due pinze, una inferiore ed una superiore, che mantengono il provino in posizione. Sulle pinze alloggianno i cunei ed i componenti idraulici che effettuano la presa. Le pinze sono montate al trasduttore di forza e al braccio dell'attuatore nell'unità di carico. L'attuatore è un dispositivo ad azionamento idraulico che imprime uno spostamento lineare (o applica forze) al provino. Il trasduttore invece misura le forze applicate al provino. Vengono di seguito riportate le dimensioni particolari delle pinze, in quanto fondamentali per il calcolo dello spazio a disposizione per il progetto da realizzare. Nel caso della MTS 647 sono montate delle pinze modello 64702B ove B è pari a 110 mm, C è pari a 151 mm ed A è pari a 151 mm. Su tale apparato è possibile anche installare una camera di climatica che permette di effettuare i test ad una certa temperatura stabilita dall'utilizzatore. Le camere climatiche per prove ambientali consentono di collaudare materiali in un'ampia gamma di temperature comprese tra i :  $-129^{\circ}\text{C}$  ed i  $549^{\circ}\text{C}$ . Il raffreddamento avviene mediante l'immissione di gas nella camera, mentre il riscaldamento avviene

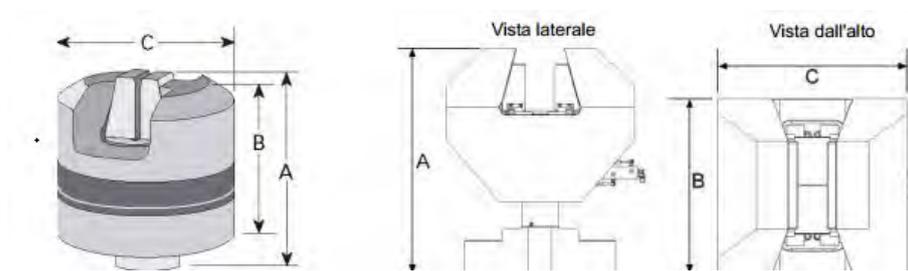


Figura 4.2: Pinze assiali-Specifiche

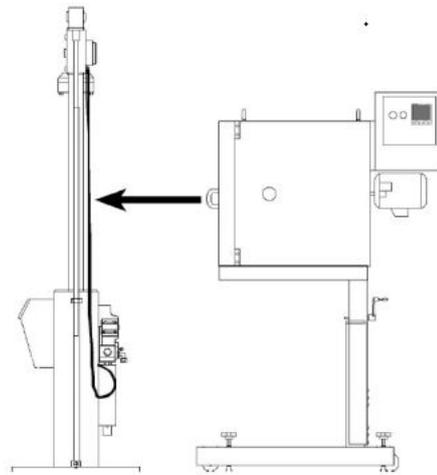
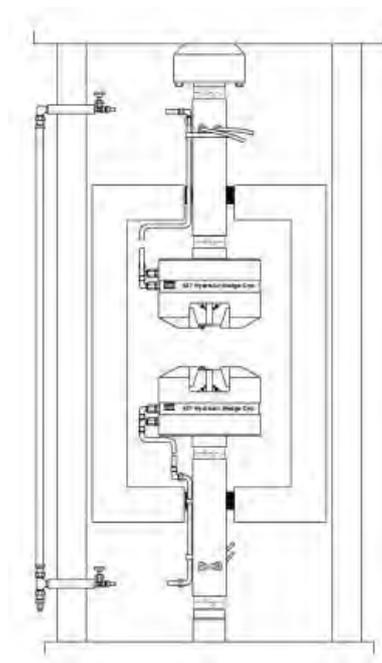


Figura 4.3: Camera climatica. Vista laterale

tramite due elementi elettrici riscaldanti. Per garantire temperature uniformi, il calore viene propagato tramite un deflettore ed una ventola elettrica. Il modello utilizzato nel progetto in esame è 651.06E e le dimensioni dell'interno della camera sono: 356\*432\*559 mm, ove i numeri indicati sono nell'ordine, larghezza, profondità ed altezza. Lo spazio a disposizione all'interno della camera per l'alloggiamento del provino e dell'apparato di prova è: 356 mm di larghezza, 432 mm di profondità ed 339 mm di altezza. Quest'ultimo dato risulta sottraendo dall'altezza utile della camera climatica due volte l'altezza di una singola pinza. La camera climatica viene installata in un unità di cario MTS tramite un carrello mobile. All'interno della struttura sono presenti due fori che permettono il passaggio il passaggio delle morse di afferraggio del campione.

## 4.6 Specifiche Di Progetto

Dalla lettura dei paragrafi 4.3 e 4.5 e dalla contemplazione di studi analoghi compiuti da Caminha et al.[5] e Viceconti et al. [26] si evince che, per



**Figura 4.4:** Camera climatica. Vista frontale

costruire un sistema idoneo agli scopi di tale ricerca, è necessario:

- Considerare che lo spazio a disposizione all'interno della camera climatica è limitato;
- Contemplare la presenza di spazio necessario per il passaggio delle mani necessario alle operazioni di manipolazione;
- Elaborare una soluzione salina di composizione definita per ricreare le condizioni del corpo umano;
- Regolare la temperatura, tramite camera climatica, a  $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ ;
- Garantire un carico di forma sinusoidale oscillante da un minimo di 300 N ad un massimo di 3300 N;
- Garantire una frequenza di applicazione massima di 10 Hz;
- Garantire un assetto della protesi nel rispetto della normativa F 1440;
- Mantenere il pH costante;
- Condurre il test per 10 milioni di cicli.

Contemplando la normativa F 1440, di cui si parlerà in seguito, si deducono ulteriori vincoli:

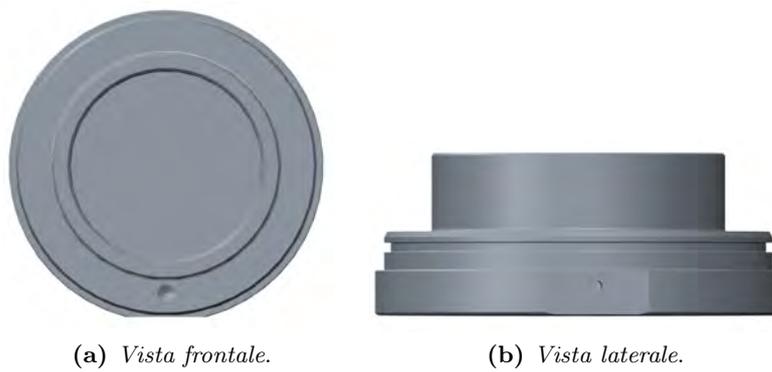
- La protesi deve essere cementata in un agente indurente tale da replicare le condizioni dell'osso umano;
- Il carico deve essere applicato nel centro della testa della protesi.

## 4.7 Progettazione

Il software commerciale utilizzato per la progettazione 3D è PTC Creo 3.0<sup>®</sup>. Come già espresso nei paragrafi precedenti lo scopo principale del sistema è quello di dover garantire alla protesi cementata, un adeguato posizionamento all'interno della camera climatica. In particolare si doveva prevedere un sistema di centraggio nelle direzioni x e y al fine di poter assicurare che il carico applicato venisse impartito nel centro della protesi come descritto al paragrafo 4.12.4. A tale scopo è stato ideato un sistema di piastre dotate di guide che, attraverso l'utilizzo di coppie di viti potevano essere fissate nella posizione corretta. La piastra di fissaggio inferiore, inoltre, doveva essere agganciata alla prolunga in dotazione della MTS entrante nella camera climatica (vincolo preesistente). Per fare ciò è stato sufficiente prevedere il posizionamento corretto di quattro fori ciechi nei quali poter inserire le viti presenti sulla prolunga. Su tale piastra, denominata "*piastra di base*", ne giaceva una seconda denominata "*piastra circolare*". Quest'ultima è dotata di quattro fori passanti che permettono il passaggio di quattro viti a testa a cilindrica incassata che garantiscono il fissaggio alla piastra di base. Non solo, essa è dotata di ulteriori quattro fori ciechi per il per il fissaggio delle viti inserite nella guida di una terza piastra, denominata "*piastra circolare 2*". Quest'ultima è dotata di due guide di posizionamento. Viene riportata un'immagine esemplificativa in figura 4.5. Com'è possibile vedere in Figura 14 nella "*piastra circolare 2*" sono presenti ulteriori due fori centrali che servono per il calettamento del componente chiamato "*base bicchiere*". Quest'ultimo doveva avere una forma tale da permettere l'alloggiamento del contenitore della protesi ed anche di sostegno per un tubo di plastica che doveva contenere la soluzione. Tale tubo doveva essere rigido e trasparente per potervi vedere all'interno ed è stato scelto sulla base di tabelle commerciali. In particolare, è stato acquistato presso l'azienda G.B PLAST di Maserà. Le misure erano: spessore di 4 mm, diametro esterno 180 mm. La conformazione particolare della base-bicchiere, come si può vedere dalla figura seguente, è dovuta al fatto che per evitare l'uscita di liquido dalle intercapedini che inevitabilmente si sarebbero create con il posizionamento del tubo trasparente è stato previsto l'inserimento di una guarnizione. Gli o-ring sono anelli di elastomeri progettati in modo tale da essere in compressione durante la vita di esercizio. Tali anelli vengono scelti sulla base del diametro esterno in corrispondenza del quale la guarnizione appoggia, ovvero come si vede in figura dal parametro F che, nel nostro caso, è di 172 mm. L'o-ring adeguato è, secondo il riferimento inglese OR 4650, di diametro 164,69 mm.



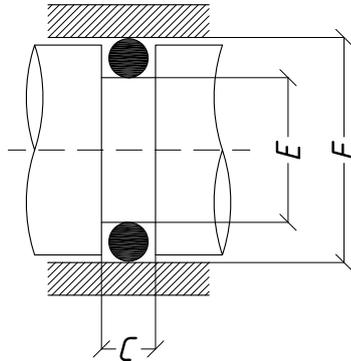
**Figura 4.5:** Sistema di centraggio.



**(a)** *Vista frontale.*

**(b)** *Vista laterale.*

**Figura 4.6:** Base bicchiere.

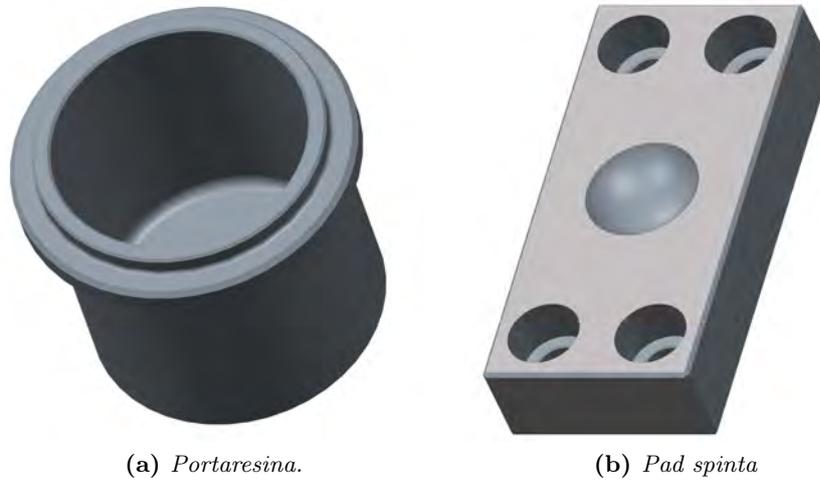


**Figura 4.7:** Parametri di identificazione di un o ring.



**Figura 4.8:** Pompa centrifuga RS M400-S180.

Com'è possibile vedere in Fig.4.6 sulla base-bicchiera sono previsti due fori tali da permettere l'alloggiamento di una pompa, la cui funzione principale è quella di garantire un adeguato ricircolo del liquido. La scelta della pompa è stata effettuata sulla base della portata di liquido; la soluzione all'interno del contenitore è tale da giustificare l'utilizzo di una pompa con una portata limitata. La portata, scelta arbitrariamente è di 2800 ml/minuto. La pompa centrifuga RS M400-S180 è stata acquistata presso la piattaforma RS Component. Tale apparato viene alimentato con una tensione di 12 Volt in corrente elettrica continua. La dimensione delle connessioni in ingresso ed in uscita hanno un diametro di 5 mm. La pompa è in alluminio. La principale funzione della base-bicchiera è di sostenere il "porta resina" di contenimento della protesi. Il porta resina è un semplice contenitore a forma circolare che serve per sostenere la protesi ed il cemento osseo. Un ultimo componente da progettare è quello che doveva andare in contatto con la testina della protesi. Esso doveva essere dotato di una calotta emisferica che permettesse l'entrata della testa della protesi. Inoltre tale componente doveva essere agganciato alla prolunga MTS entrante nella camera climatica. Si è pensato dunque ad un componente di forma rettangolare avente quattro fori che permettevano il passaggio delle viti di inserimento nella prolunga. Al centro era situata una calotta sferica di diametro pari a quello della protesi fornita dall'azienda

(a) *Portaresina.*(b) *Pad spinta***Figura 4.9:** Elementi progettati.

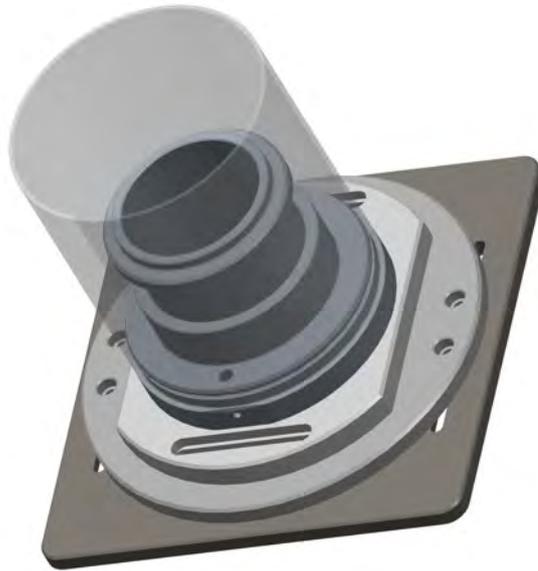
Eurocoating.

## 4.8 Ricapitolazione Degli Elementi Progettati

Vengono di seguito rielencati tutti gli elementi necessari alla costruzione del sistema per lo studio del fretting (viti e bulloni esclusi):

- Piastra di base
- Piastra circolare
- Piastra circolare 2
- Base-contenitore
- Porta resina
- Pad spinta
- OR 4650
- Tubo rigido a sezione circolare
- Pompa
- Guarnizione

Viene di seguito riportato il disegno 3D complessivo del modello realizzato.



**Figura 4.10:** Modello complessivo 3d della struttura realizzata.



**Figura 4.11:** Montaggio dell'attrezzatura di prova sull'MTS 647 presente al laboratorio di Ingegneria Industriale a Padova.

## 4.9 Principali Problematiche

Nel corso della progettazione sono sorte diverse problematiche, che vengono di seguito annunciate per poi essere riprese ed ampiamente descritte nei capitoli successivi:

1. La normativa F1440 citata nel 4.3.4 prescrive il posizionamento della protesi con un angolo ben preciso e, per ottenere un corretto posizionamento, è stato necessario ideare un sistema di posizionamento;
2. Sebbene la normativa F1440 prescriva la cementazione della protesi in PMMA, essa non fornisce la “ricetta” per ottenerlo; è stato necessario effettuare dei tentativi all’interno del laboratorio chimico di Padova;
3. La scelta dei materiali ottimali per la costruzione della struttura tenendo in considerazione le condizioni corrosive dell’ambiente;
4. La verifica a buckling dell’asta di appoggio della struttura.

Dei punti 1 e 4 se ne parlerà nei paragrafi successivi.

## 4.10 Verifica A Buckling

L’intero sistema di prova appoggiava sulla prolunga della MTS e dunque è stato necessario effettuare una verifica di buckling. Tale verifica è stata eseguita tramite una simulazione numerica.

### 4.10.1 Buckling Elastico Di Un Asta Caricata Assialmente

Quando un’asta, lunga rispetto alle dimensioni della sezione trasversale, è soggetta ad un carico longitudinale di compressione, questa cede per buckling piuttosto che per sforzo di compressione. Il buckling può verificarsi per almeno uno dei seguenti motivi:

- L’asta non è inizialmente dritta
- Il carico non è applicato assialmente
- Il materiale può non essere omogeneo

Il valore del carico che causa il buckling dipende dal modo in cui gli estremi dell’asta sono vincolati. La teoria di Eulero ipotizza che:

- L’asta sia inizialmente dritta e a sezione uniforme;
- L’asta sia caricata assialmente;
- Il materiale dell’asta sia omogeneo;

- Gli estremi dell'asta siano vincolati;
- Gli effetti dell'attrito siano trascurabili.

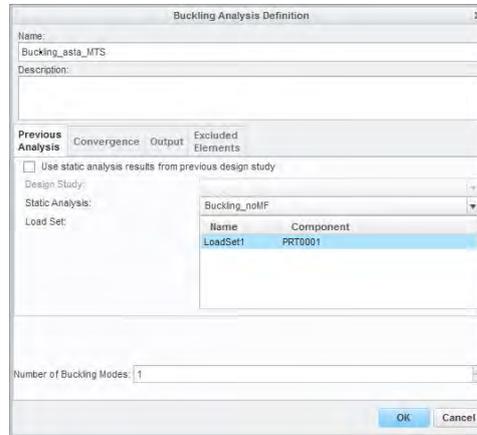
L'asta è libera di flettersi in un qualunque piano che contenga il suo asse, tuttavia se la sezione trasversale è non circolare, si avrà flessione in corrispondenza dell'asse con il minor valore del momento d'inerzia  $I'$ . In generale un'asta di lunghezza  $l$  e soggetta ad un carico  $P$ , sostiene senza cedere a buckling un carico critico che viene definito sulla base del tipo di vincolo da cui è caratterizzata. Nel caso in esame il vincolo era del tipo incastro-incastro, ma in favore di sicurezza si è scelto di analizzare l'asta con uno schema del tipo incastro-appoggio.

## 4.11 Modello Numerico

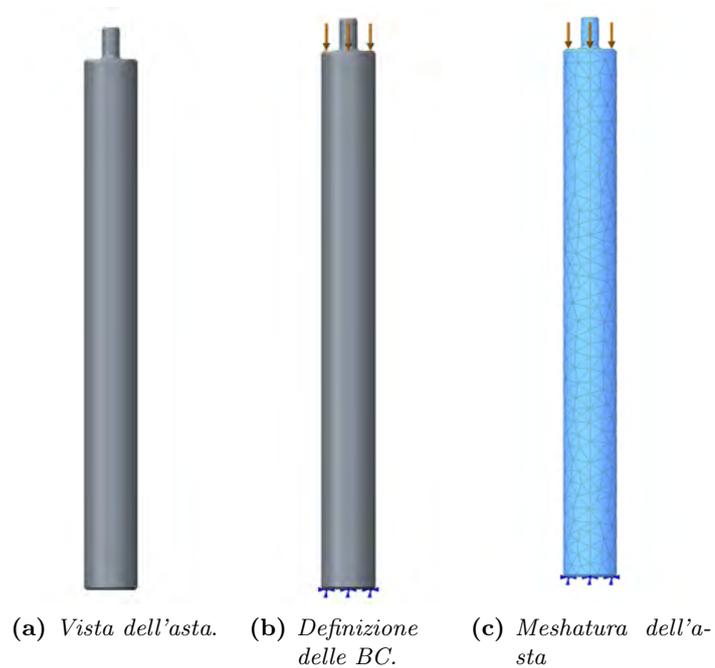
Per la costruzione del modello solido è stato impiegato il software commerciale PTC Creo 3.0<sup>®</sup>. Tale software include sia un modellatore solido, impiegato per la costruzione del modello BIM, sia di un modulo relativo all'analisi strutturale per lo svolgimento delle analisi numeriche sopra descritte. Come già detto, oggetti di forma snella tendono a soffrire di instabilità. Il carico di punta per l'appunto viene definito come la deformazione improvvisa che si manifesta quando l'energia assiale immagazzinata dal materiale si trasforma in momento senza la modifica dei carichi esterni applicati. L'analisi di buckling lineare, qui utilizzata, risolve un problema agli autovalori per stimare i fattori di instabilità critici e le forme modali di instabilità associate. Un modello infatti, può risentire di diversi modi diversi di buckling sotto diversi livelli di carico. La forma che il modello assume soggetto ad un carico di punta prende il nome di "modo" ed il carico viene chiamato "carico critico" o di "instabilità". L'analisi di buckling permette di calcolare un certo numero di "modi", grazie ad un'apposita finestra di dialogo. In genere in progettazione si è interessati al primo modo poiché corrisponde al carico critico più basso. Quando invece il carico di punta è il fattore critico della progettazione, cosa non relativa al caso in esame, allora il calcolo degli altri "modi" permette di individuare i punti deboli del modello.

### Pre-Processing

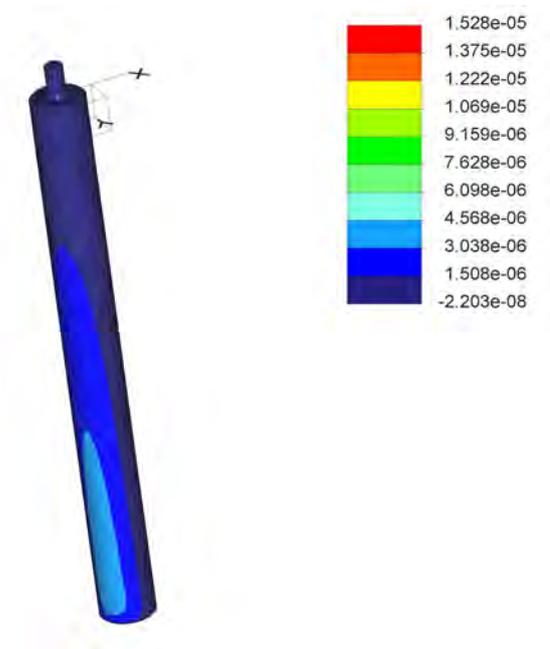
La meshatura è stata eseguita impiegando elementi tetraedrici solidi aventi una dimensione media di 10 mm. Le condizioni al contorno assegnate al modello sono di tipo cinematico. Dato che, nella realtà, l'asta è collegata alla base della macchina si è ritenuto opportuna vincolarla alla base per mezzo di incastri. L'immagine della meshatura dell'asta è riportata in figura 4.13c.



**Figura 4.12:** Finestra di dialogo relativa ai modi di buckling.



**Figura 4.13:** Asta MTS, oggetto della simulazione.



**Figura 4.14:** Risultati del calcolo.

### Post-Processing Dei Risultati

L'analisi eseguita restituisce come buckling load factor (BLF) un valore di 71,68, il che vuol dire che l'asta non risente di buckling. Difatti il BLF rappresenta il rapporto tra il carico critico al quale l'asta cedrebbe per instabilità ed il carico applicato. Dato che il BLF è risultato »1, vuol dire che si è in condizioni di sicurezza che garantiscono che l'asta non ceda sotto il carico di compressione applicato. Viene di seguito riportata la deformazione dell'asta.

## 4.12 F 1440-92

La normativa F 1440-92: "Standard Practice for Cyclic Fatigue Testing of Metallic Stemmed Hip Arthroplasty Femoral Components Without Torsion" descrive un metodo per testare a fatica lo stelo femorale metallico utilizzato nell'artroplastica dell'anca. Il metodo descritto si propone di valutare il confronto tra diversi designs di protesi ma anche di materiali differenti utilizzanti negli impianti artificiali. Tale normativa copre le procedure per la realizzazione dei test di fatica che prevedono l'applicazione di una forza periodica di ampiezza costante.[7]

### 4.12.1 Terminologia

Viene definita la terminologia che è utilizzata nell'immagine seguente:

*Cantilever plane*: il piano perpendicolare alla linea di applicazione del carico nel punto in cui lo stelo cessa di essere supportato dal cemento osseo.

*Asse distale dello stelo*: la linea centrale nella proiezione anteriore/posteriore di almeno 50 mm di stelo.

*Linea di applicazione del carico*: l'asse di carico della macchina di prova.

*Linea di riferimento, L1*: la linea centrale di almeno 50 mm di protesi nella proiezione A-P.

*Punto di riferimento P1*: il centro della testa della protesi.

*Angolo di riferimento dell'asse distale X*: l'angolo compreso tra la linea di riferimento dello stelo e la linea di applicazione del carico.

*Punto di riferimento P4*: la punta distale dello stelo.

*Lunghezza dello stelo supportato*: distanza verticale che congiunge il punto di riferimento P4 ed il "cantilever plane".

*Linea di riferimento L2*: il piano del lato distale del collare nella proiezione A-P.

*Momento flettente massimo stimato*: il massimo tempo di caricamento del momento non caricato.

*Lunghezza dello stelo non supportato*: la distanza verticale che congiunge il punto P3 al "cantilever plane".

*Baricentro geometrico*: il punto nella sezione trasversale a livello del "cantilever plane" le cui coordinate sono quelle medie di tutti i punti di tale area.

*Braccio del momento non caricato*: la distanza perpendicolare tra la linea di applicazione del carico ed il baricentro geometrico della sezione trasversale all'altezza del "cantilever plane".

*Punto di riferimento P6*: l'intersezione tra il "cantilever plane" e la superficie mediale dello stelo nella proiezione di riferimento A-P.

*Linea di riferimento dello stelo*: la linea che passa attraverso il punto P6 ed il centro della sfera.

*Valore R*: il rapporto tra la forza minima e la forza massima applicate.

Si specifica che il termine distale in anatomia, si riferisce ad una porzione, estremità o elemento costitutivo di un organo, situato nella parte più distante da un convenzionale punto di origine. La proiezione antero-posteriore (A-P) è spesso utilizzata in ambito medico ed in particolare nell'esecuzione dei raggi X. In tale ambito con il termine proiezione s'intende il rapporto dell'incidenza del raggio centrale o principale dei raggi X rispetto alla posizione del paziente. La proiezione A-P si riferisce a quella in cui il raggio principale incide perpendicolarmente al piano frontale.

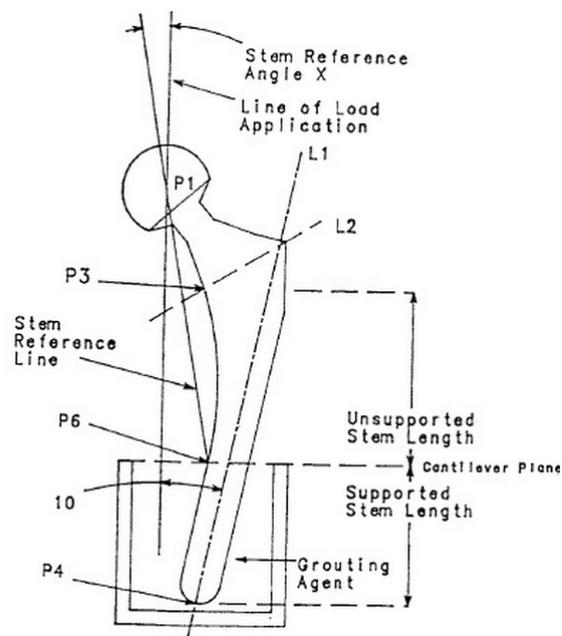


Figura 4.15: Notazioni applicate alle protesi.

#### 4.12.2 Significato Ed Uso

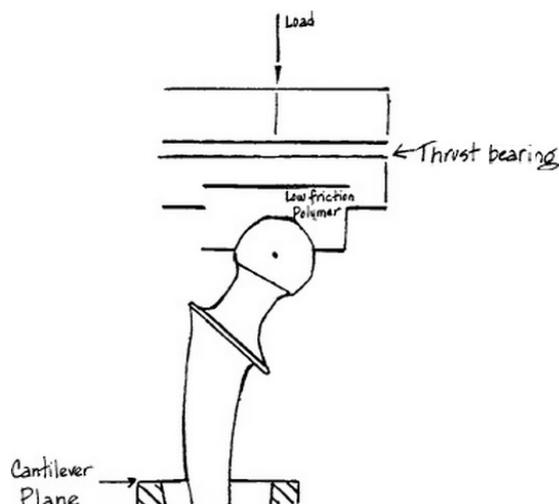
Tale normativa può essere utilizzata per descrivere l'effetto delle variabili come il materiale, la metodologia di produzione e le differenze di designs sulla resistenza a fatica degli steli femorali soggetti ad un carico ciclico per un elevato numero di cicli. È riconosciuto che, per alcuni materiali, l'ambiente di prova può avere un'influenza fondamentale sul test. La descrizione di tale ambiente deve essere inclusa nel report. È ormai noto che nelle condizioni reali, i carichi non siano di ampiezza costante. Comunque, non ci sono ancora informazioni sufficienti per creare uno spettro di carico standard che replichi fedelmente le condizioni in vivo. Inoltre i dati ottenuti dai test di fatica devono essere riproducibili ed il test stesso deve essere riprodotto nei vari laboratori. Di conseguenza, è necessario uniformare le procedure.

#### 4.12.3 Campioni

I campioni esaminati devono avere la stessa geometria del prodotto finale.

#### 4.12.4 Apparato Di Prova

Il campione deve essere racchiuso da un appropriato agente indurente. Tale agente, frequentemente utilizzato, è il polimetilmetacrilato (PMMA-cemento osseo), che viene polimerizzato in situ. Sebbene sia raccomandabile utilizzare il cemento osseo sopraccitato, anche altri materiali possono essere utilizzati



**Figura 4.16:** Esempio di meccanismo a basso coefficiente d'attrito.

a condizione che non producano interazioni meccaniche o chimiche con il campione di prova. L'apparato di prova deve essere costruito in maniera tale che la linea di applicazione del carico passi attraverso il centro della sfera. Inoltre deve essere previsto un componente a basso coefficiente d'attrito per minimizzare i carichi non perpendicolari al "cantilever plane" (4.16).

#### 4.12.5 Caratteristiche Dell'apparecchiatura

Deve essere preventivamente verificato che la macchina produca una forza di ampiezza e forma e periodo costante per tutta la durata del test. La macchina deve essere dotata di un sistema di monitoraggio come un trasduttore montato in linea con il campione. I carichi devono essere monitorati continuamente nelle prime fasi del test e periodicamente nei tempi successivi.

#### 4.12.6 Procedura

L'angolo compreso tra l'asse distale dello stelo e la linea di applicazione del carico deve mantenersi tra i  $10^{\circ}C \pm 1^{\circ}$ . Tale angolo deve essere mantenuto per tutta la durata del test. Mantenere la lunghezza dello stelo non cementato a  $\pm 2$  mm. Nessuno scorrimento relativo tra la protesi e l'agente indurente è permesso durante l'indurimento di quest'ultimo. La superficie del cemento osseo in prossimità del "cantilever plane" deve essere mantenuta il più possibile a livello e perpendicolare alla linea di applicazione del carico. Misurare la lunghezza dello stelo non cementato, l'angolo di riferimento dello stelo ed il braccio momento per ogni provino prima di effettuare il test.

#### 4.12.7 Terminazione Del Test

Proseguire il test fino a che non sussiste la rottura del campione o fino a che non si raggiunga il numero di cicli prefissati. Nei risultati è necessario riportare il criterio scelto per definire la rottura ed il numero di cicli predefinito. È necessario scartare i dati del test ove si verifichi la rottura del cemento prima che il test sia portato a completezza.

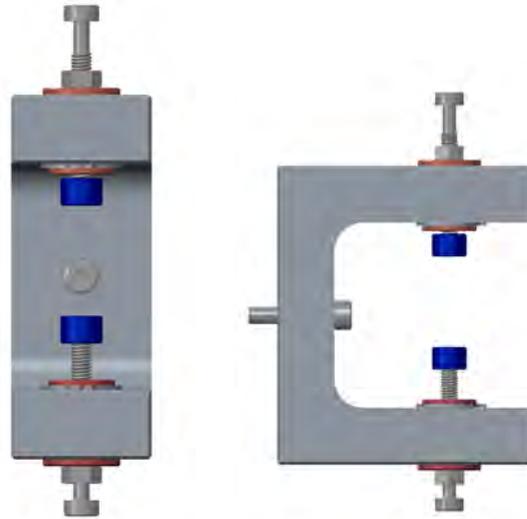
#### 4.12.8 Report

Riportare i seguenti parametri: angolo di riferimento dello stelo, la forza massima, la lunghezza dello stelo inglobato nel cemento, il materiale del campione, i cicli a rottura, la posizione della frattura in relazione al “cantilever plane”, le dimensioni medie della sezione dello stello all’altezza del “cantilever plane”, l’agente indurente, l’ambiente ove viene effettuato il test e la frequenza adottata.

### 4.13 Progettazione Del Sistema Di Posizionamento

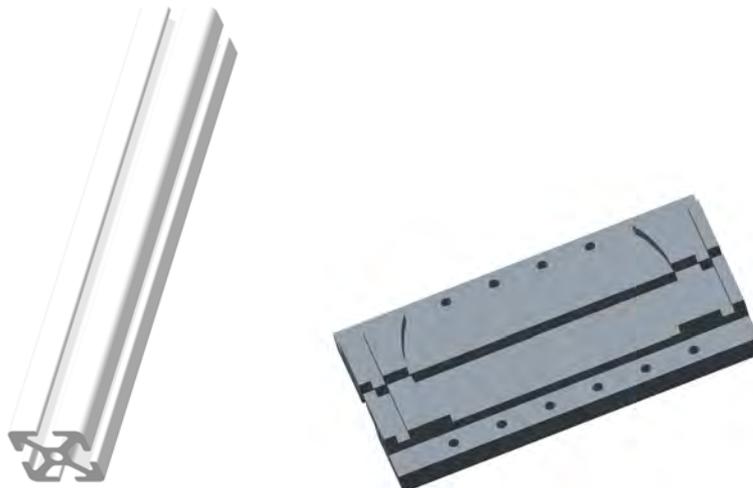
Sulla base delle direttive descritte nel 2.6.1 è stata sviluppato un sistema di posizionamento della protesi. Anche in questo caso il disegno è stato effettuato con il software commerciale PTC **Creo 3.0**<sup>®</sup>. L’idea di base era di costruire un apparato semplice e poco costoso. Dunque, ove fosse possibile, si è cercato di ricorrere a profilati commerciali o componenti facilmente reperibili presso aziende esterne. Il sistema deve garantire due operazioni: l’afferraggio della protesi ed il posizionamento corretto secondo l’angolo di riferimento X ed il mantenimento della protesi in posizione durante la polimerizzazione in situ del cemento acrilico. Il sistema di tenuta in presa viene riportato nelle figure 4.17a e 4.17b.

Su una struttura avente forma a C, sono stati praticati due fori speculari necessari per il passaggio di un cilindro forato nel quale venivano inserite due viti di regolazione. Sulla vite veniva inserita una guaina di materiale plastico al fine di evitare la scalfitura della testa della protesi. Per evitare il gioco del cilindro all’interno del foro sono sé stato previsto l’inserimento di due grani. La “forcella” veniva agganciata ad una struttura di sostenimento mediante una vite. La struttura di sostenimento è formata da profilati commerciali, in particolare profilati di alluminio 40x40 con foro centrale di diversa lunghezza. La connessione tra i due profilati è avvenuta tramite l’utilizzo di squadre commerciali. Tutta la struttura appoggia su una piastra di base in alluminio anodizzato dotata di piedini che ne regolano la posizione. La piastra di alluminio di base, i grani, i piedini di regolazione, le viti, i dadi ed i profilati commerciali sono stati approvvigionati da un azienda esterna: ITEM 24<sup>®</sup>. Il resto dei componenti invece è stato disegnato e fatto realizzare esternamente. Viene riportato il modello d’insieme della struttura in 4.19. Com’è



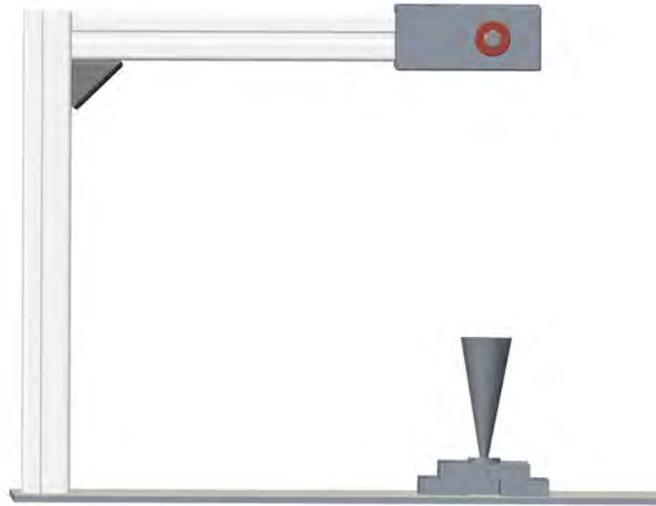
(a) *Visione frontale del sistema di afferraggio della testa della protesi.* (b) *Visione laterale del sistema di afferraggio della testa della protesi.*

**Figura 4.17:** Sistema di afferraggio della testa femorale.



(a) *Profilati commerciali in alluminio utilizzati.* (b) *Guida di posizionamento protesi.*

**Figura 4.18:** Componenti del sistema di posizionamento.



(a) Configurazione 1).



(b) Configurazione 2).

**Figura 4.19:** La figura mostra i due diversi set-up di prova: l'immagine 1) mostra come il riferimento angolato permetta di posizionare la protesi con l'angolo corretto X; l'immagine 2) mostra la configurazione che permette il colaggio della resina acrilica nel "bicchiere".

possibile vedere, il sistema costruito garantisce l'afferraggio della testa della protesi. Al fine di garantire il rispetto dell'angolo imposto dalla normativa di riferimento si è pensato di creare un componente formato appositamente con un angolo di  $10^\circ$  al quale appoggiare lo stelo della protesi. Tale parte viene posizionata su una guida (figura 4.18b) scorrevole in modo da poterlo bloccare in corrispondenza del centro della protesi. Non solo, la forma della guida è tale da poter appoggiare il bicchiere, contenitore della resina durante la formazione del cemento acrilico. Nella figura 4.19 nella pagina precedente viene mostrato il sistema di posizionamento nelle due configurazioni di base: quella in cui la guida stringe il riferimento angolato per il posizionamento della protesi e quella in cui la guida consente l'appoggio del bicchiere che permette il colaggio della resina.

## Capitolo 5

# Selezione dei materiali della struttura

### 5.1 Introduzione

In questo capitolo si tratterà della selezione dei materiali per la realizzazione della struttura di prova. I componenti dell'apparato di prova richiedevano diverse caratteristiche a seconda del loro posizionamento e della loro funzione. In particolare era necessario scegliere i materiali per i seguenti componenti:

- Piastra di base
- Piastra circolare
- Piastra circolare 2
- Base-bicchiere
- Porta resina
- Pad spinta

Ai fini di una corretta selezione è necessario distinguere i componenti in tre gruppi:

- Gruppo 1: porta resina e la base-bicchiere. Tale gruppo comprende i componenti che, nel corso della prova, entrano in contatto con la soluzione acquosa.
- Gruppo 2: piastra di base, piastra circolare, piastra circolare 2. Tale gruppo comprende i componenti che, nel corso della prova, non entrano in contatto con la soluzione acquosa.
- Gruppo 3: pad spinta. Tale gruppo comprende l'unico componente a contatto con la testa della protesi.

Ogni gruppo richiedeva criteri di scelta differenti ed appropriati, che verranno esplicate in seguito.

## 5.2 Selezione: Gruppo 1

I materiali appartenenti al gruppo uno, sono tutti quei componenti che, nel corso dell'esperimento sarebbero entrati in contatto con la soluzione acquosa contenente NaCl. Tale tipo di soluzione, per via della presenza del cloro, risulta aggressiva per la maggior parte degli acciai. In particolare la categoria degli acciai inox, risulta molto sensibile alle soluzioni clorurate poiché soggetta a pitting. Il pitting è un fenomeno corrosivo localizzato, che dà luogo per l'appunto a pit ed a vaiolature, che dalla superficie del metallo penetrano attraverso lo spessore a velocità molto elevata. Le vaiolature o pit, le cui dimensioni variano da poche decine di micron sino ad alcuni millimetri, si innescano e propagano in punti singolari, mentre la gran parte della superficie metallica esposta all'ambiente resta inalterata; le morfologie sono variabili: a punta di spillo, a caverna, emisferica. Tale fenomeno interessa i metalli in condizioni di passività, dove la superficie metallica è protetta da un film di ossido; gli acciai inossidabili, il rame e le sue leghe, l'alluminio. Inoltre nell'ambiente devono essere presenti ioni specifici aggressivi in particolare gli ioni cloruro. L'ambiente deve avere caratteristiche ossidanti, devono cioè essere presenti specie chimiche in grado di sostenere un processo catodico di riduzione; nell'ambiente di prova indagato questo ruolo è svolto ancora dall'ossigeno disciolto nell'acqua. Come è possibile notare tutte le caratteristiche sopracitate necessarie per lo svolgimento di tale fenomeno corrosivo sussistono nell'ambiente di prova indagato. La conoscenza di questi aspetti è stata fondamentale per la scelta del materiale. Difatti proprio la composizione chimica degli acciai è strettamente legata alla resistenza alla corrosione. In particolare è noto come per gli acciai inox austenitici maggiore sia la percentuale di cromo in essi contenuta e maggiore sia la resistenza alla corrosione. Anche il molibdeno e l'azoto sortiscono un effetto analogo al cromo. Sulla base della percentuale in lega di questi elementi, da cui dipende direttamente la resistenza alla corrosione, è possibile ricavare il valore di un parametro, il PREN (Pitting Resistance Equivalent Number), che fornisce un'indicazione di massima della capacità di un acciaio inossidabile di resistere al pitting o, più in generale, alla corrosione localizzata:

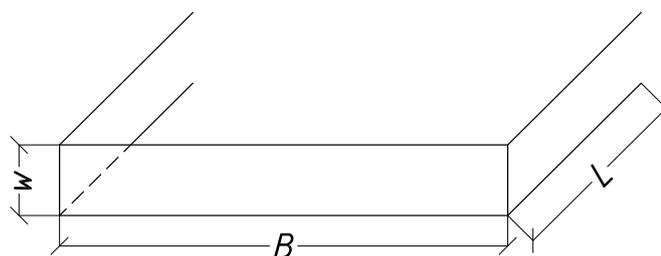
$$PREN = \%Cr + 3,3(\%Mo) + 16(\%N) \quad (5.1)$$

Tale formula è relativa agli inox di tipo austenitico. Si tiene a sottolineare che il PREN è un parametro del tutto indicativo, che non può essere assunto quale unico parametro di scelta di un acciaio inossidabile. Di seguito viene riportata la composizione chimica ed il valore del PREN per i due principali inox austenitici utilizzati.[3]

**Tabella 5.1:** Valori del PREN per inox 316 e 304

<i>AISI/ASTM</i>	<i>Cr</i>	<i>Mo</i>	<i>N</i>	<i>PREN</i>
304	17,0 – 19,5	/	0,11	17 – 21,26
316	16,5 – 18,5	2,0 – 2,5	0,11	24,75 – 28,51

Dalla tabella si evince come un AISI 316 sia migliore dal punto di vista della resistenza al pitting di un 304. Il pitting tuttavia non è l'unica forma di corrosione che si poteva verificare nel nostro apparato di prova. Difatti la configurazione adottata era tale da permettere alla soluzione di ristagnare in piccoli pertugi, dando potenzialmente luogo alla crevice corrosion. Tale corrosione difatti si manifesta come un tipico attacco localizzato che lacera lo strato passivo in corrispondenza di interstizi ove ristagna la sostanza corrosiva. Essa si manifesta con un meccanismo di propagazione molto simile a quello del pitting, l'unica differenza si ha nella fase di innesco del fenomeno. Nella corrosione interstiziale l'innesco si ha poiché all'interno di un interstizio, con il passare del tempo, la quantità di ossigeno disciolto nell'acqua tende progressivamente a diminuire fino a che, una volta che questo è terminato, si avrà la separazione tra l'area catodica e quella anodica. La prevenzione per questo tipo di corrosione si ha in fase di progettazione ove risulta necessario eliminare tutti gli interstizi presenti. Tale fattore è stato preso in considerazione durante la progettazione evitando la presenza di bulloni a contatto con la soluzione. Un ulteriore accorgimento si basa sulla scelta del materiale, scegliendo ad esempio, all'interno della famiglia degli acciai inossidabili quelli con un tenore più elevato di cromo, molibdeno ed azoto. La scelta, già esposta di un 316 piuttosto che di un 304 risulta ancor più valida in virtù di questo motivo. Un ulteriore fenomeno corrosivistico può alterare la passività degli inox: la corrosione intergranulare. Tale corrosione si manifesta sul bordo dei grani, in seguito alla sensibilizzazione del materiale che consegue ad un riscaldamento tra i 450°C ed i -850°C. tale circostanza si verifica in corrispondenza delle saldature, all'altezza della zona termicamente alterata. Alle temperature sopracitate il cromo ed il carbonio si legano per formare carburi di cromo del tipo  $Cr_{23}C_6$  che precipitano a bordo grano. In queste zone, ricche di carburi, la percentuale di cromo scende al di sotto della soglia critica necessaria alla passivazione e perciò tali aree diventano sensibili alla corrosione. Per prevenire tale corrosione si possono utilizzare acciai a basso carbonio, nei quali il carbonio è ridotto ad un livello tale che i carburi di cromo non si possono formare in fase di raffreddamento dopo la saldatura. Tali acciai vengono denominati L, ovvero "low carbon". In virtù di quest'ultimo aspetto, anche se nel progetto di studio, non fosse prevista alcuna corrosione, si è deciso comunque di utilizzare, in via preventiva, un acciaio AISI 316 L. Un ultimo tipo di corrosione che è stato preso in considerazione, che interessa tutti i materiali e non solo gli



**Figura 5.1:** Modello di un pannello e relative dimensioni.

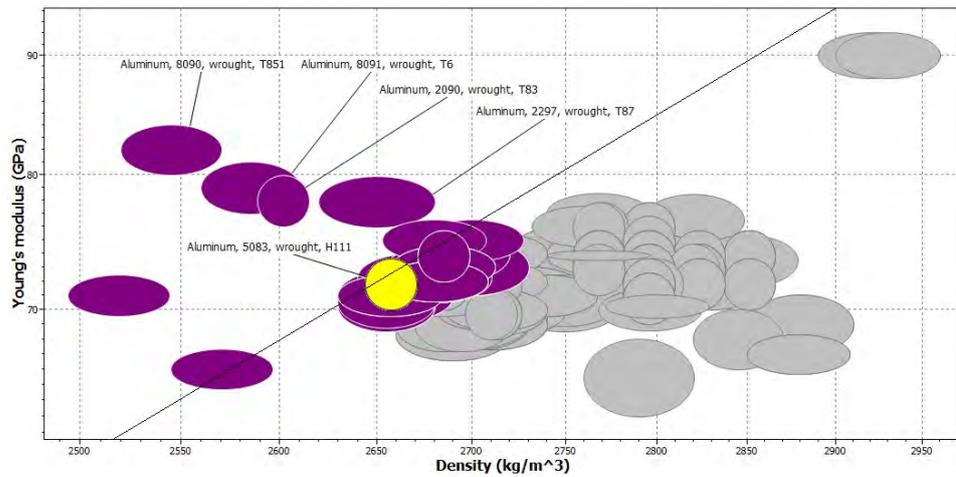
inox, è la corrosione galvanica. Essa nasce dal contatto tra materiali diversi in presenza di un elettrolita. Il metallo meno nobile, cioè quello avente il potenziale più negativo, diventa sede del processo anodico e quindi subisce l'attacco corrosivo, mentre l'altro diventa sede del processo catodico. Per evitare questo tipo di attacco è sufficiente accoppiare l'inox con materiali di pari nobiltà (come ad esempio l'inox stesso) od interrompere la continuità metallica tra i due materiali con elementi isolanti. Nel caso in esame tutti i materiali a contatto con l'elettrolita sono stati scelti del medesimo acciaio inox, AISI 136 L, e l'accoppiamento con lo stelo della protesi in lega di titanio era impedito dalla presenza del cemento osseo isolante.

### 5.3 Selezione: Gruppo 2

Per quanto riguarda i materiali che, durante i test, non sarebbero venuti in contatto con la soluzione salina, i problemi relativi alla corrosione per pitting, vaiolatura e per contatto galvanico cessavano di esistere. Era perciò possibile scegliere liberamente il tipo di materiale. Sono state prese in considerazione due caratteristiche fondamentali: la leggerezza ed il costo. La massa ridotta garantisce non solo un minor carico degli elementi strutturali ma anche una facilità di manipolazione durante le fasi di montaggio. Il costo contenuto è una scelta ovvia. Le leghe di alluminio possiedono entrambi i requisiti. La scelta della lega è avvenuta tramite l'utilizzo del software CES<sup>®</sup>. I componenti in analisi erano soggetti sia a carichi di compressione che ad un momento flettente. La scelta del materiale si è basata, nell'ambito delle leghe di alluminio, sulla massimizzazione della rigidezza flessionale. Vengono di seguito riportati i passaggi per l'ottenimento delle equazioni da inserire nel diagramma di selezione. Il modello scelto per l'analisi è quello del pannello, ovvero di un oggetto trave in cui la base della sezione rettangolare (b) è fissa e l'altezza (w) è libera.[1]

Viene di seguito espressa la disequazione riguardante la rigidezza (S):

$$S = \frac{C \cdot E \cdot J}{L^3} \geq S_{\text{MIN}} \quad (5.2)$$



**Figura 5.2:** Diagramma di selezione. In ascissa è riportata la densità mentre in ordinata il modulo elastico.

Sapendo che il momento d'inerzia è:

$$J = \frac{A^3}{12 \cdot B^2} \quad (5.3)$$

Sostituendo 5.2 in 5.3

$$S = \frac{C \cdot E \cdot A^3}{12 \cdot B^2 \cdot L^3} \geq S_{\text{MIN}} \quad (5.4)$$

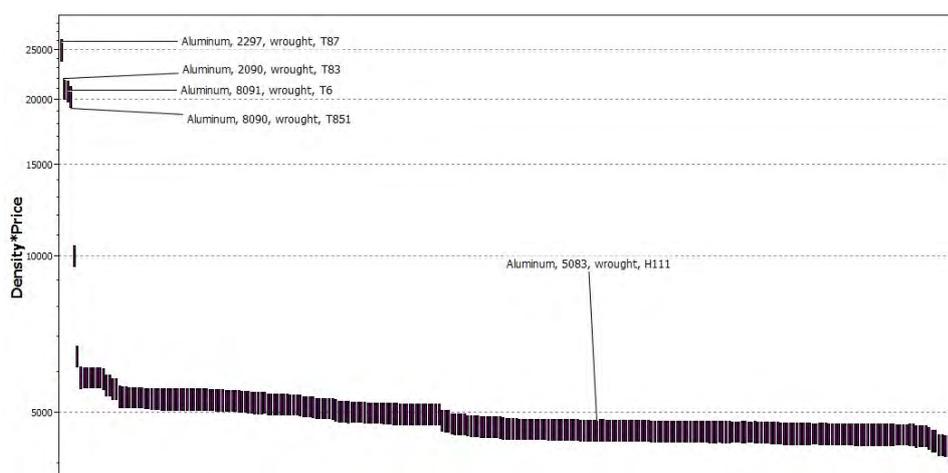
$$S = \frac{C \cdot E \cdot m^3}{12 \cdot B^2 \cdot L^6 \cdot \rho^3} \geq S_{\text{MIN}} \quad (5.5)$$

$$m \geq \frac{12 \cdot S_{\text{MIN}} \cdot B^2 \cdot L^6 \cdot \rho^{\frac{1}{3}}}{C} \cdot \frac{\rho}{E^{\frac{1}{3}}} \quad (5.6)$$

Dall'equazione 5.6 si evidenzia come, a parità di rigidità minima richiesta, la massa cala all'aumentare dell'indice I:

$$I = \frac{E^{\frac{1}{3}}}{\rho} \quad (5.7)$$

Viene riportato ora il diagramma di selezione, ottenuto ponendo in ascissa la densità ed in ordinata il modulo elastico. Si evince che tutte le leghe che sono rappresentate da una nuvoletta colorata sono materiali con un ottimo indice di prestazione mentre i materiali rappresentati da nuvolette grigie non altrettanto. Successivamente si sono incrociati i dati ottenuti con quelli relativi al costo espresso in (Kg/m³). Dal diagramma 5.3 è stato possibile eliminare le leghe 8090, 8091, 2090, 2297 per via del costo esageratamente



**Figura 5.3:** Diagramma relativo al costo al metro cubo delle leghe di alluminio.

elevato. Si è deciso così di optare per un compromesso tra rigidità e costo scegliendo una lega della serie 5000, ovvero leghe Al-Mg. In particolare la 5083 H111, la cui denominazione commerciale è Peraluman. In particolare H si riferisce al fatto che è una lega soggetta ad incrudimento ed il numero che segue la lettera specifica il grado di deformazione plastica ottenuto. Come già accennato il principale elemento in lega è il magnesio che conferisce doti particolari di resistenza alla corrosione ed ottime caratteristiche di duttilità e lavorabilità. Si tratta di una lega saldabile ma non trattabile termicamente.

## 5.4 Selezione: Gruppo 3

Il pad spinta, come richiesto nel paragrafo 4.12.4, era per l'appunto il componente che si interponeva tra la testa della protesi ed il punzone della macchina di prova. L'unica specifica raccomandata dalla normativa riguardo ad esso, era il fatto che dovesse essere un materiale avente un basso coefficiente di frizione. In questo caso, analogamente a quanto avviene nelle coppe acetabolari delle reali protesi, è stato scelto il polietilene a peso molecolare ultraelevato. Questo materiale oltre ad avere eccellenti proprietà di resistenza all'usura ha anche un coefficiente d'attrito molto basso a contatto con i materiali utilizzati per la testina femorale.

## 5.5 Ricapitolazione

Viene riportata una tabella riassuntiva (tabella 5.2) delle selezioni svolte in questo capitolo.

**Tabella 5.2:** La tabella riporta le selezioni svolte per ciascun componente.

Gruppo	Nome componente	Materiale scelto
1	BASE-BICCHIERE	AISI 316 L
2	PORTA RESINA	AISI 316 L
2	PIASTRA DI BASE	AL 5083 H111
2	PIASTRA CIRCOLARE 2	AL 5083 H111
2	PIASTRA CIRCOLARE	AL 5083 H111
3	PAD SPINTA	HWPE



## Capitolo 6

# Cemento Osseo: PMMA

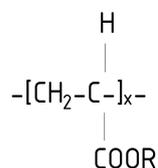
### 6.1 Introduzione

Il cemento osseo per la fissazione delle protesi ortopediche viene utilizzato ormai da 50 anni, ma ancora oggi continua a restare, come dimostrato anche recentemente dai dati raccolti, una soluzione affidabile e di ottimo comportamento clinico. Il cemento osseo ha la funzione di riempitivo e non forma perciò legami chimici né con la protesi, né con l'osso.

### 6.2 Formulazione

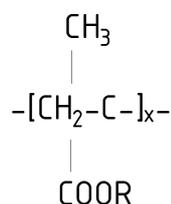
Dal punto di vista chimico, il cemento osseo (o cemento acrilico) appartiene alla categoria delle resine acriliche autoindurenti, che in fase di polimerizzazione sono dotate di proprietà plastiche che garantiscono la capacità di riempire adeguatamente lo spazio tra l'osso e la protesi, mentre terminata la polimerizzazione induriscono aumentando le loro caratteristiche meccaniche garantendo la stabilità degli impianti protesici. Per la realizzazione del cemento osseo si utilizza principalmente:

- Polimetacrilati, di formula di base: Dove se  $R=CH_3$  si è in presenza



del PoliMetilMetAcrilato (PMMA)

- Poliacrilati, di formula di base: Dove se  $R=CH_3$  si è in presenza del PoliMetAcrilato (PMA).



Nella reazione di polimerizzazione i monomeri contenenti un doppio legame covalente, a seguito dell'azione di un iniziatore che apre il doppio legame, si legano l'uno all'altro formando una lunga catena unita da legami covalenti semplici. Tale reazione è fortemente esotermica e genera una notevole quantità di calore come si vedrà nello specifico in seguito, e ciò porta a condizionare la formulazione stessa del cemento osseo. Difatti l'esotermicità è la motivazione principale per cui non è possibile far avvenire in situ la polimerizzazione del solo monomero poiché:

- Il calore sviluppato dalla reazione farebbe salire la temperatura dell'osso all'interfaccia a più di 100°C, determinando fenomeni tossici (necrosi dell'osso e denaturazione delle proteine);
- Si avrebbe un eccessivo rilascio nell'organismo di monomero, che causerebbe fenomeno tossici;
- Si avrebbe un eccessivo ritiro volumetrico, pari al 21-22 % in volume, che impedirebbe un corretto ancoraggio dello stelo all'osso.

Per evitare il verificarsi dei fenomeni sopracitati si ricorre ad una formulazione del cemento osseo in cui sono presenti adeguate quantità di monomero (componente liquida) e di polimero preformato (componente solida), che vengono miscelate subito prima dell'utilizzo. Oltre al polimero prepolimerizzato la componente solida è costituita da:

- Iniziatore di polimerizzazione (perossido di benzoile, BPO, pari all'1-3% in peso).
- Inibitore di polimerizzazione (idrochinone, in genere in quantitativi inferiori a 100 ppm), che impedisce che avvenga la polimerizzazione prima della miscelazione;
- Accelerante di polimerizzazione (ammina aromatica, DMPT) che venendo a contatto con l'iniziatore ne attiva la decomposizione.

Al momento della miscelazione le particelle solide vengono penetrate e rigonfiate dalla componente liquida e la polimerizzazione si verifica dentro e intorno alle particelle rigonfiate. La polimerizzazione viene iniziata a temperatura ambiente, quando l'accelerante viene a contatto con l'iniziatore,

dissociandolo, in modo da causare la formazione di radicali e determinando così l'inizio della polimerizzazione della componente polimerica. Grazie all'utilizzo della miscela monomero/polimero si riesce a dissipare il calore sviluppato, a ridurre la quantità di monomero rilasciato ed a ridurre la percentuale di ritiro volumetrico. Tali effetti positivi sono maggiori, quanto minore è la quantità di monomero utilizzata, ovvero tanto più si aumenta il rapporto polimero/monomero.[10]

### 6.3 Meccanismo Di Reazione

La polimerizzazione del monomero MMA è troppo lenta e può richiedere diversi giorni od ore, a seconda del tipo e della quantità di iniziatore utilizzato. Il MMA puro ha una viscosità molto bassa e può facilmente diffondersi nel flusso sanguigno e perciò può portare a complicazioni cardiorespiratorie e vascolari.

Il calore di polimerizzazione, come già descritto in precedenza, può facilmente aumentare la temperatura del cemento di oltre 100°C, e dunque portare all'evaporazione del monomero di MMA di per sé molto volatile. A tal proposito si ricorda che la temperatura di ebollizione dell'MMA è 100,3°C. L'utilizzo di una minore concentrazione di monomero e la presenza di polvere di PMMA pre-polimerizzato diminuisce il numero di reazioni di polimerizzazione e, quindi, la quantità di calore rilasciato e favorisce la dissipazione del calore, contribuendo all'abbassamento generale della temperatura.

Dopo la polimerizzazione del monomero di MMA e del PMMA pre-polimerizzato si avrebbe una contrazione volumetrica del 22%, dato inaccettabile che porterebbe alla presenza di vuoti all'interno dell'osso ed all'interfaccia cemento-protesi compromettendo un ottimo aggancio della protesi.

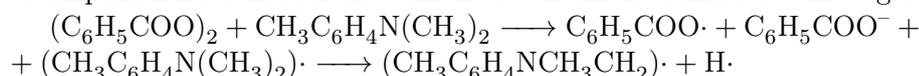
La polvere di PMMA pre-polimerizzato consiste in polvere di range compreso tra i 10  $\mu\text{m}$  ed i 150  $\mu\text{m}$  di diametro, ed è presente in percentuali comprese tra l'83% ed il 93% del componente polveroso. Il pre-polimero può essere costituito anche da copolimeri costituiti da PMMA-stirene, PMMA-MMA od PMMA-butilmetacrilato. La parte rimanente comprende materiali che conferiscono adeguate caratteristiche di radioopacità come il solfato di bario ( $\text{BaSO}_4$ ) o diossido di zirconio ( $\text{ZrO}_2$ ), in percentuali comprese tra l'8% ed il 15% e come iniziatore il perossido di benzoile compreso in percentuali tra lo 0,76% e lo 2,6%. L' MMA può polimerizzare senza la presenza di un iniziatore per via dell'esposizione alla luce o al calore ma tale reazione è molto lenta. Perciò il BPO viene inglobato sotto forma di polvere all'interno della componente particellare. Le particelle di BPO hanno un diametro di, all'incirca 1  $\mu\text{m}$ .

Il monomero è un liquido incolore dall'odore caratteristico e viene additivato con idrochinone e DMPT. Quest'ultimo in percentuali comprese

**Tabella 6.1:** Componenti commerciali del cemento osseo.

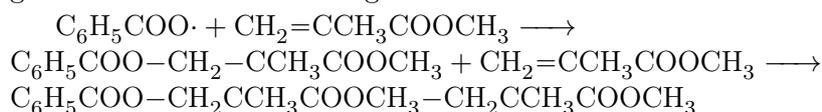
Costituenti	Ruolo
<b>Componenti in polvere</b>	
Polimetilmetacrilato	Polimero
Polimero	Co-Polimero (e.g. PMMA-MMA)
Solfato di Bario o Diossido di Zirconio	Radiopacità
<b>Componente liquida</b>	
N N Dimetil-p-toluidina (DMPT)	Attivatore
Perossido di benzoile	Iniziatore
Idrochinone	Stabilizzatore

tra lo 0,4% e lo 2,8% in peso e agisce come un accelerante della reazione di polimerizzazione. L'idrochinone invece (15 fino a 75 ppm) viene utilizzato per bloccare la reazione spontanea dell'MMA. Il PMMA polimerizza con il classico meccanismo di polimerizzazione radicalica che si suddivide in tre step: iniziazione, propagazione e terminazione. L'iniziazione consiste nella decomposizione del BPO in radicali liberi. La reazione avviene a temperatura ambiente. In seguito alla miscelazione dei due componenti, la DMPT decompone il BPO in radicale benzoile ed un anione benzoato come segue(1):



Dove BPO =  $(C_6H_5COO)_2$ , DMPT =  $CH_3C_6H_4N(CH_3)_2$ , il radicale benzoile =  $C_6H_5COO\cdot$ , mentre l'anione benzoato =  $C_6H_5COO^-$ .

La seconda fase è lo stadio di propagazione dove i radicali benzoili reagiscono con l'MMA come segue:

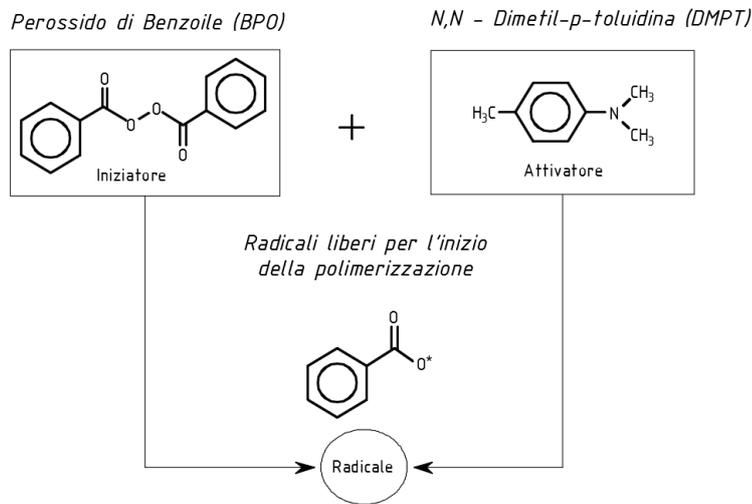


I radicali liberi attaccano il doppio legame del monomero di MMA. Un elettrone del doppio legame si accoppia con l'elettrone del radicale per formare un legame tra l'ossigeno del radicale benzoile e l'atomo di carbonio del monomero di MMA mentre il secondo elettrone del doppio legame shifta verso un altro atomo di carbonio che diventa a sua volta così un radicale libero. Tale radicale attacca un'altra molecola di monomero di MMA e la catena si propaga fino alla formazione di un PMMA di relativo elevato peso molecolare dell'ordine di 100000 fino a 10000000 g/mol.

La fase di terminazione può essere espressa da quanto segue:



Dove X si riferisce al sostituito  $COOCH_3$ .



**Figura 6.1:** Fase di iniziazione della polimerizzazione del PMMA: il BPO presente nel composto polveroso e la DMPT presente nella fase liquida reagiscono formando radicali liberi.

La temperatura di transizione vetrosa del PMMA è di circa  $105^{\circ}\text{C}$ , ma la temperatura del PMMA residuo può essere inferiore a causa di fenomeni di plastificazione dovuti alla presenza di acqua e di monomero residuo. Con il procedere della polimerizzazione, le catene crescenti di polimero si trasformano gradualmente in un materiale indurito, e perciò diventa difficile per l'MMA diffondere attraverso la matrice di PMMA per proseguire la reazione di polimerizzazione. Il cemento osseo indurito è costituito principalmente da catene lineari costituite da catene di PMMA uncross-linked di varie lunghezze, ma tali lunghezze di catena possono variare ampiamente fra loro. Il peso molecolare del cemento indurito dipende da diversi fattori quali:

- il peso molecolare del monomero iniziale di MMA;
- il peso molecolare delle particelle di polimero pre-polimerizzato;
- il rapporto tra l'iniziatore e l'acceleratore
- la presenza di stabilizzanti;
- la temperatura dell'ambiente durante la polimerizzazione;
- il grado di sterilizzazione.

## 6.4 Calore Prodotto Durante La Reazione

La combinazione della fase in polvere e della fase liquida dà luogo ad una reazione esotermica. In vitro le temperature raggiungono i  $113^{\circ}\text{C}$ . L'MMA

contiene un doppio legame carbonio-carbonio che reagisce con i radicali liberi formati dall'iniziatore e dall'attivatore. Successivamente i radicali liberi interagiscono con le altre molecole di monomero, creando una catena di polimero crescente. Durante la polimerizzazione, la polvere diventa una pasta lavorabile. La reazione rilascia 53 kJ/mol, pari alla produzione di calore compresa tra  $1,4$  fino a  $1,7 \cdot 10^8$  J/m<sup>3</sup> di cemento.

## 6.5 Contrazione Di Volume

Dato che la polimerizzazione si traduce nella conversione di un grande numero di molecole in un numero inferiore di molecole, è sempre necessario prevedere e quantificare il possibile ritiro che si manifesta. La ragione di tale riduzione di volume è imputabile alla diminuzione della distanza molecolare tra le molecole di monomero libere prima della polimerizzazione e la distanza tra le molecole legate fra di loro. La riduzione di volume dell'MMA è di circa il 21%. Grazie all'utilizzo di polveri di PMMA pre-polimerizzato tale ritiro viene diminuito notevolmente e risulta pari ad un 7-8%. Il vero restringimento in realtà risulterebbe inferiore, ma assume quel valore per via della presenza di inclusioni di aria all'interno della pasta cementizia. Dunque la contrazione di volume reale mescolato a mano risulta inferiore di quello che si prevede per la miscelazione in vuoto, dove le bolle d'aria vengono eliminate. Poiché il cemento acrilico assorbe l'acqua la sua contrazione potrebbe essere compensata da un assorbimento d'acqua.[15]

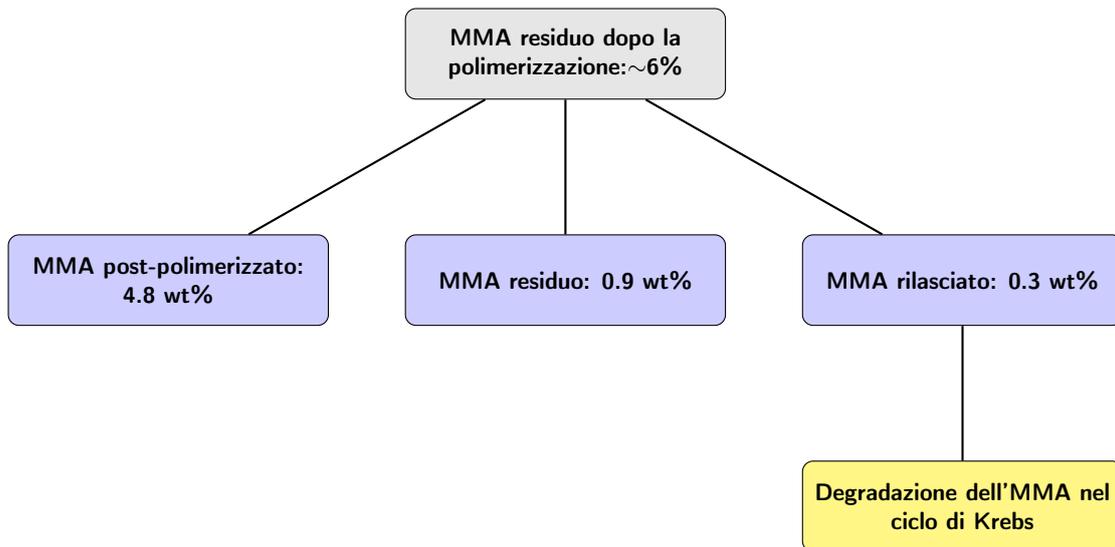
## 6.6 Rapporto Solido/Liquido

Perché la formazione del cemento avvenga in modo omogeneo ed utile, è necessario che tutta la superficie del polimero sia bagnata dal monomero. A questo proposito è in genere necessario utilizzare un rapporto solido/liquido pari a 2/1. Per diminuire la quantità di monomero, mantenendo invariata la quantità di polimero è necessario minimizzare la superficie del polimero. Ciò può essere fatto utilizzando delle particelle di granulometria controllata, senza particelle di piccole o piccolissime dimensioni. In questo modo è possibile aumentare il rapporto solido/liquido al valore di 3/1, con indubbi vantaggi connessi a esotermicità, tossicità e porosità.

## 6.7 Monomero Residuo E Tasso Di Rilascio

La polimerizzazione radicalica del MMA nel cemento osseo generalmente non procede a totale conversione, poichè la mobilità del monomero rimanente è inibita dall'elevato tasso di conversione. Terminata la polimerizzazione, il contenuto di monomero residuo è approssimativamente del 2%-6%.

Nelle tre settimane successive, tale contenuto si riduce approssimativamente allo 0,5%. La gran parte di monomero residuo (all'incirca l'80%) viene post-polimerizzata lentamente. Una piccola parte invece viene rilasciata dal cemento e metabolizzata dal biossido di carbonio e dall'acqua nel ciclo dell'acido citrico.



**Figura 6.2:** Viene riportato schematicamente la quantità di monomero residuo rimante dopo la polimerizzazione del cemento ed i relativi sviluppi.

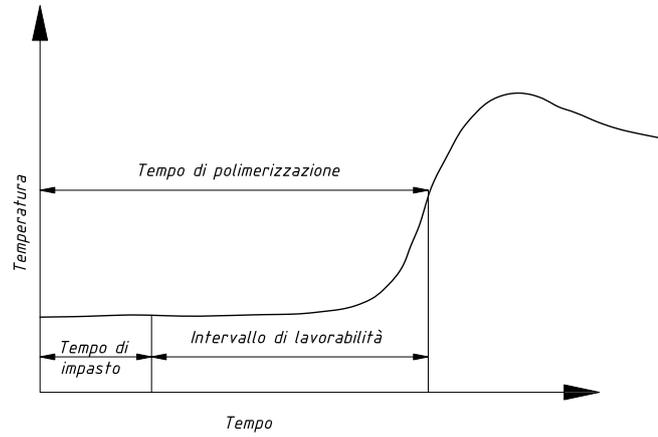
## 6.8 Tempo Di Utilizzo

Il tempo di polimerizzazione, setting time, dopo il quale il cemento non può essere più plasmato si distingue in (Figura 6.3):

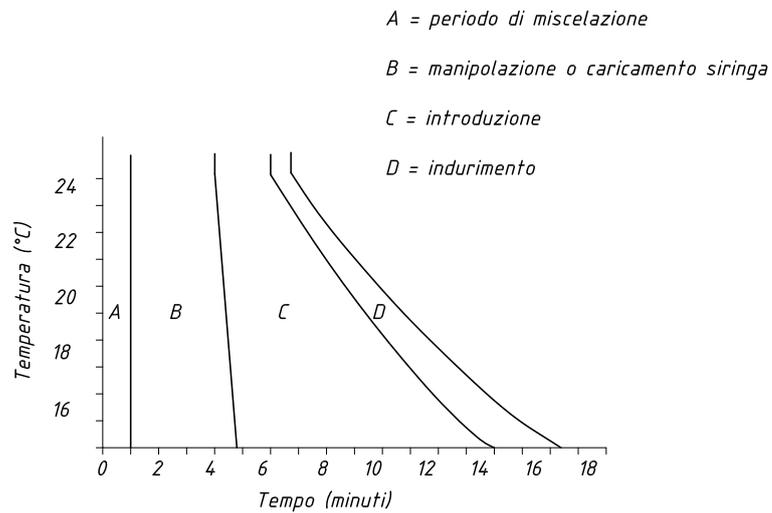
- tempo di impasto, dough time, che va dall'inizio della miscelazione al momento di possibile inserimento;
- intervallo di lavorabilità, working time, nel quale il cemento può essere inserito. Il dough time e il working time (e conseguentemente il setting time) sono molto influenzati dalla temperatura alla quale si realizza l'impasto, in particolare il working time può cambiare da due a circa dieci minuti com'è possibile osservare in figura 6.4.

## 6.9 Viscosità

La viscosità dinamica dei fluidi è definita come il rapporto tra lo shear stress e lo shear rate. I fluidi vengono denominati Newtoniani se vi è una proporzionalità diretta tra lo sforzo e la velocità di deformazione. Il cemento osseo,



**Figura 6.3:** Intervalli di tempo che caratterizzano la lavorabilità del cemento osseo.



**Figura 6.4:** Influenza della temperatura sul tempo di inserimento del cemento osseo.

quando si trova nella fase liquida, si comporta come un fluido non Newtoniano in cui la viscosità diminuisce all'aumentare della velocità di deformazione. Tale comportamento viene chiamato pseudoplastico. In ogni caso, la viscosità di tutti i cementi aumenta durante la polimerizzazione poiché le catene polimeriche si allungano. La miscela di cemento inizialmente si presenta come un liquido viscoso, successivamente si trasforma in un materiale viscoelastico ed in ultimo ad indurimento ultimato si comporta come un solido elastico. La viscosità del cemento osseo durante lo stato pastoso è determinata principalmente dalla composizione chimica e dal rapporto tra la quantità di componente solida e liquida. Esistono però alcuni metodi per modificare la viscosità senza alterare le caratteristiche del cemento. Un metodo consiste nel pre-raffreddamento del cemento. Difatti, la velocità di reazione e di conseguenza la sua viscosità dipende dalla temperatura. Tale raffreddamento è utile poiché fornisce il tempo adeguato per mescolare adeguatamente il cemento e ridurre così la porosità. Il metodo opposto invece consiste in un preriscaldamento del cemento, al fine di accelerare la polimerizzazione e dunque ridurre il tempo necessario ad eseguire l'operazione. Tuttavia è stato dimostrato che somministrando calore alla polvere polimerica diverse caratteristiche del cemento vengono alterate o marginalmente influenzate, sulla base della resistenza specifica delle polveri al calore.

E' possibile inoltre modificare le proprietà del cemento cambiando il peso molecolare delle polveri di PMMA, oppure utilizzando co-polimeri e variando i metodi di sterilizzazione. Inoltre, il processo di indurimento può essere controllato variando la quantità di iniziatore (Toluidina) e di monomero. I cementi ossei possono essere:

- A bassa viscosità, per il fissaggio di componenti femorali (steli), in cui è necessario avere una elevata fluidità per permettere il completo riempimento della parte in cui viene inserito lo stelo;
- Ad alta viscosità, per il fissaggio dei componenti acetabolari (cotili), in cui l'anatomia dell'osso del bacino richiede che il cemento sia poco fluido. Una maggiore viscosità si ottiene utilizzando prepolimero con peso molecolare più elevato, ottenendo in questo modo anche un certo aumento delle proprietà meccaniche. Per realizzare cementi a bassa viscosità è necessario utilizzare prepolimero di peso molecolare non elevato.

## 6.10 Temperatura Di Transizione Vetrosa

Il cemento osseo esplica la sua funzione all'interno del corpo umano, in contatto con i fluidi corporei alla temperatura di 37°C. Le proprietà meccaniche dei polimeri variano in funzione della temperatura alla quale vengono testate ed all'assorbimento d'acqua del polimero stesso. L'assorbimento d'acqua

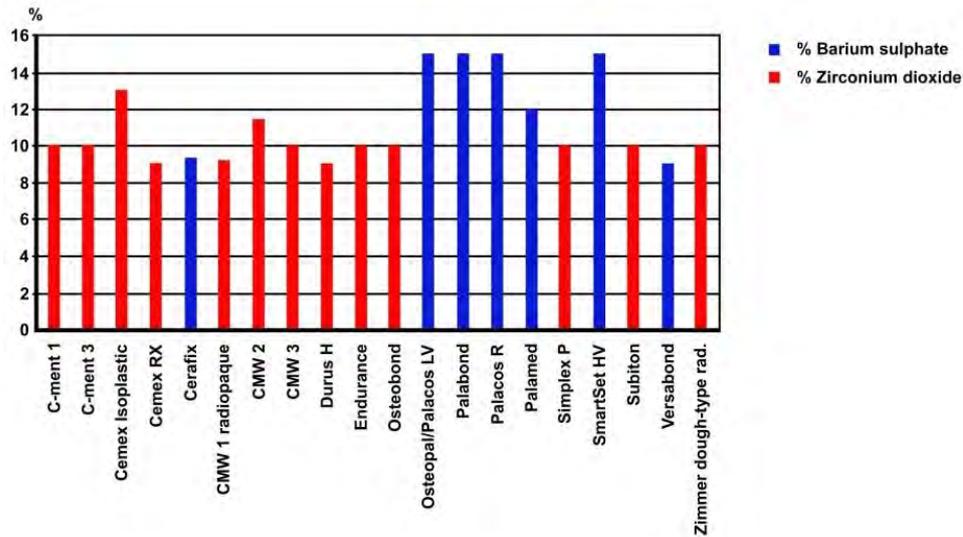
causa una riduzione del modulo elastico e di conseguenza indebolisce il materiale. L'entità di tale assorbimento è approssimativamente attorno all'1%-2%. La maggior parte di tale assorbimento avviene durante il primo giorno di impianto ed in 4-8 settimane esso si satura completamente. La temperatura di transizione vetrosa è un parametro fisico che caratterizza la presenza di uno stato gommoso nel quale la rigidità si riduce fortemente. Al di sopra della  $T_g$  le macromolecole che costituiscono il materiale sono in grado di muoversi più facilmente. Se il cemento osseo che ancora la protesi all'osso si dovesse trovare in tale stato si avrebbe il rischio di perdere la stabilità dell'impianto. Per cui la conoscenza della temperatura vetrosa è di fondamentale importanza poiché il PMMA, durante la sua vita di esercizio, deve sempre trovarsi a  $T < T_g$ . La temperatura di transizione vetrosa del cemento acrilico allo stato secco è compresa tra i 80°C- 100°C. Tali temperature risultano molto più elevate di quelle corporee. Tuttavia, l'assorbimento d'acqua comporta una riduzione della  $T_g$  di approssimativamente 20°C- 30°C calcolati in condizione di saturazione del polimero. Di conseguenza la temperatura di transizione vetrosa si riduce a 60°C- 80°C, rimandando comunque più elevata della temperatura corporea.

### 6.11 Radio-Opacità

Tra gli agenti che vengono comunemente aggiunti al cemento si riscontrano le sostanze radio-opache. La radio-opacità è un requisito essenziale nella diagnosi postoperatoria perché consente, attraverso indagine radiografica, di valutare sia la riuscita dell'intervento in termini di ancoraggio meccanico primario, sia le proprietà dell'interfaccia cemento-osso e cementoimpianto. I cementi commercialmente disponibili presentano, dal punto di vista della composizione, differenze marginali; gli agenti radio-opachi utilizzati più frequentemente sono  $BaSO_4$  e  $ZrO_2$ , presenti in percentuali diverse nei vari cementi (figura 6.5). Tali sostanze non prendono parte alla catena polimerica. Esse sono disperse uniformemente nella pasta polimerica. Nonostante la bassa solubilità del solfato di bario, ioni tossici di bario possono essere rilasciati. D'altra parte le proprietà abrasive dell'ossido di zirconio possono rappresentare uno svantaggio. L'ossido di zirconio conferisce una maggiore opacità al cemento osseo rispetto al solfato di bario.

### 6.12 Morfologia Del Cemento

La composizione del cemento osseo chirurgico consiste in pellets di PMMA od altri co-polimeri fusi insieme all'MMA polimerizzato, particelle di radio-opacizzanti, polveri di antibiotici, iniziatore residuo ed una certa quantità di vuoti o pori. Questi ultimi agiscono come difetti. Tali difetti possono essere dovuti a:



**Figura 6.5:** Contenuto di radio-opacizzanti presenti in diversi cementi commerciali. Il solfato di bario ed il biossido di zirconio sono gli agenti radio opachi più frequentemente utilizzati.

- aria dissolta tra le particelle di polvere;
- aria intrappolata durante la miscelazione della polvere e del liquido;
- fusione incompleta delle polveri i PMMA;
- evaporazione di MMA per via del calore prodotto durante la reazione;
- intrappolamento d'aria durante l'introduzione del cemento nel canale midollare.

Il problema maggiore legato alla presenza di tali difetti è dovuto al fatto che se il difetto acquisisce una grandezza critica esso agisce come sito di intensificazione degli stress portando ad un indebolimento del cemento. Tuttavia anche se tale dimensione critica non dovesse essere raggiunta, la cricca cercherà di deviare il suo percorso al fine di incontrare tali difetti. La teoria di Griffith assume che, per ogni materiale, esista una grandezza critica di difetto tale per cui la resistenza del materiale stesso venga compromessa. Per il PMMA, la grandezza critica di difetto è di  $70\mu\text{m}$ . Perciò, se la dimensione dei pori è minore della dimensione critica di cricca, la porosità non comprometterà la resistenza del cemento. In generale, all'interno del cemento indurito vi è la presenza di macropori (pori di diametro maggiore di 1 mm) e micropori (pori di diametro compreso tra 0,001-0,1 mm). Sulla base della teoria di Griffith, l'eliminazione dei macropori diventa un aspetto cruciale per la resistenza effettiva del cemento. Il metodo più comune ed utilizzato per la riduzione di tali vuoti tra le particelle è l'utilizzo della miscelazione

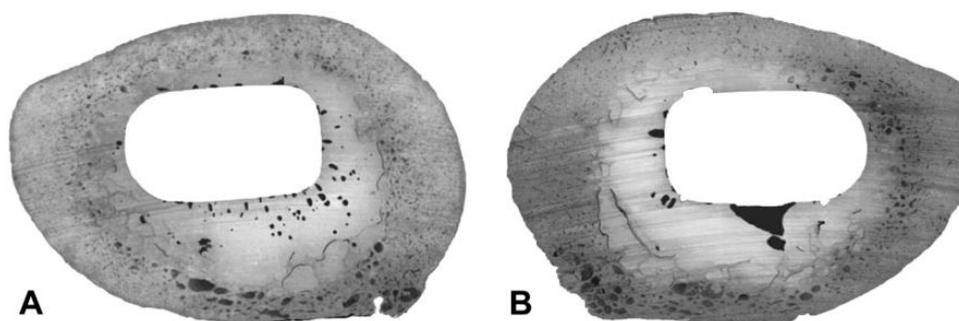
centrifuga od assistita dal vuoto. Un ulteriore potenziale sorgente di difetti è la presenza di radio-opacificizzanti. Generalmente tali polveri sono costtuite da solfato di bario o diossido di zirconio, e tali particelle sono caratterizzate da un'ampia distribuzione di dimensioni. L'ossido di zirconio è un materiale più duro rispetto al solfato di bario. Perciò, in caso vi fosse un rilascio di tali particelle, vi potrebbero essere problemi legati all'usura abrasiva generata da tale terzo corpo sulla superficie del cemento. Inoltre, una scarsa diffusione di tali particelle nelle zone di PMMA pre-polimerizzato potrebbero influenzare sia l'innesco che la propagazione della cricca, soprattutto se le loro dimensioni sono superiori a quelle di difetto critico. Le particelle di radio-opacizzante non formano legami con il PMMA ma risiedono invece all'interno dei pori, che hanno dimensione maggiore di tali particelle.

### 6.13 Influenza Delle Tecniche Di Miscelazione Sulla Porosità

la tecnica di miscelazione è un fattore di grande importanza per la determinazione del contenuto e della grandezza della quantità di difetti che caratterizzano la teacità del cemento oosseo. In generale, vengono utilizzati i seguenti metodi di miscelazione:

- miscelazione manuale;
- miscelazione manuale seguita da centrifugazione;
- miscelazione manuale in un , comunemente conosciuta come "vacuum mixing".

La miscela manuale consiste nell'unire la componente liquida e la componente in polvere in una ciotola, utilizzando una spatola per la miscelazione. L'operatore deve mescolare con una velocità approssimativa di 1-2 Hz per circa due minuti. La porosità introdotta con questa tecnica è all'incirca del 7%. E' stato dimostrato che un mescolamento eccessivo può portare ad un aumento della porosità. La seconda metodologia di preparazione del cemento consiste nell'unire la parte in polvere e la componente liquida manualmente e successivamente sottoporla a centrifuga a circa 2300-4000 rpm per un tempo di circa tre minuti. Grazie a questo metodo la porosità viene ridotta all'incirca all' 1% o meno. La riduzione della porosità rispetto alla miscela manuale è significativa. Affinchè la centrifugazione sia efficace la viscosità del cemento deve essere tale da poter permettere alle bollicine d'aria di raggiungere la superficie sottoposte alla forza centrifuga. Una strategia comunemente utilizzata per migliorare a centrifuga è quella di raffreddare l'MMA prima del mescolamento. Uno svantaggio di tale tecnica è che la distribuzione delle particelle di radio-opacizzante è disomogenea per via della differenza di densità tra le particelle di PMMA e MMA. Il terzo tipo di miscelazione consiste



**Figura 6.6:** Sezioni rappresentative del cemento osseo che circonda una protesi d'anca che illustrano la distribuzione della porosità per A) miscelazione manuale B) vacuum mixing.

nell' utilizzo del vuoto durante l'unione delle due componenti del cemento osseo. Tale metodologia permette di ottenere una porosità inferiore all'1% e di conseguenza migliora le proprietà a fatica (e non solo) del cemento osseo. Un'ulteriore ragione per utilizzare questo tipo di miscelazione è che l'MMA è contenuto in un contenitore chiuso per tutta la durata dell'operazione e ciò limita l'esposizione dell'operatore ai vapori del monomero. Difatti l'MMA è nocivo se inalato, ingerito od assorbito attraverso la pelle.

Si deve sottolineare però che attraverso il vacuum mixing non sempre viene ottenuta la riduzione della porosità così significativa. E' stato dimostrato tuttavia che tale metodologia di mescolamento influenza notevolmente la distribuzione della porosità rispetto alla miscelazione manuale. E' stato dimostrato inoltre che livelli elevati di vuoto possono condurre alla presenza di cricche nel cemento.

## 6.14 Procedura Sperimentale

Viene riportata la procedura eseguita per la realizzazione del PMMA necessario per il fissaggio della protesi.

### 6.14.1 Materiali E Metodi

I reagenti utilizzati per la realizzazione del cemento osseo sono:

- Polimetilmetacrilato in polvere ( $M_w \sim 120000$ );
- Metilmetacrilato contenente  $\leq 30$  ppm di MEHQ come inibitore;
- 4, N, N-Trimetilalanilina;
- Perossido di benzoile 75%.

**Tabella 6.2:** Ricetta 01: Reagenti e le relative quantità utilizzate.

Reagente	Quantità (gr)
MMA	9,825
BPO	0,2425
PMMA	4,94
DMPT	0,06

**Tabella 6.3:** Ricetta 02: Reagenti e le relative quantità utilizzate.

Reagente	Quantità (gr)
MMA	9,825
BPO	0,1474
PMMA	4,94
DMPT	0,06

Tutti i prodotti elencati sono stati acquistati presso l'azienda Sigma-Aldrich. In tabella 6.2 viene riportata la composizione tratta da Vallo. [25]

Dopo una prima campagna prove è stata ultimata la ricetta di una composizione efficace denominata Ricetta 02 della quale in Tab. 6.3 viene riportata la composizione.

### 6.14.2 Procedura Sperimentale

La realizzazione del cemento consiste nel realizzare due parti separate l'una in fase liquida e l'altra in fase solida. Dapprima vengono pesati, tramite una bilancia di precisione, sia le polveri di PMMA sia il BPO. Entrambi i reagenti vengono uniti insieme in un contenitore e vengono miscelati tramite l'utilizzo di una spatola. In seguito viene raccolto l'MMA tramite una pipetta, facendo bene attenzione a lavorare costantemente sotto la cappa di aspirazione e richiudendo prontamente il barattolo dopo l'utilizzo. Successivamente viene aspirato la DMPT tramite una micro-pipetta e viene unita all'MMA. La provetta contenente l'MMA viene sigillata tramite l'utilizzo di parafilm. Una volta preparate le due parti vengono unite, mescolate manualmente per qualche decina di secondi e successivamente miscelate. La miscelazione è avvenuta con tutti i metodi descritti al Paragrafo 6.13. Utilizzando la miscelazione centrifuga l'indurimento è avvenuto dopo circa 5 minuti. Una volta estratta la provetta il PMMA era già totalmente indurito. Perciò tale metodo è appropriato per la produzione di una quantità limitata di materiale e perciò è da escludere per lavoro oggetto di studio. Utilizzando la miscelazione manuale il tempo necessario per l'indurimento sale a circa una decina di minuti. Utilizzando una miscelazione manuale seguita da un degasaggio in vuoto impiega per l'indurimento all'incirca dieci



**Figura 6.7:** La provetta di sinistra contiene il cemento acrilico ottenuto mediante la Ricetta 02 mentre la provetta sulla destra contiene il cemento acrilico ottenuto mediante la Ricetta 01.



**Figura 6.8:** Ingrandimento sulla struttura del PMMA: è possibile notare come l'ingiallimento e la quantità di monomero residuo sia maggiore nella provetta sulla destra la quale corrisponde alla Ricetta 01.

minuti. Grazie all'utilizzo del vuoto la quantità di bolle presenti diminuisce drasticamente. La differenza sostanziale tra la ricetta 01 e la ricetta 02 sta nella quantità di iniziatore utilizzato. Difatti nella ricetta 02, con una minore quantità di iniziatore, la reazione avviene più lentamente, concedendo così più tempo all'operatore per eseguire il passaggio di travaso dalla provetta al bicchiere in cui sarà posizionata la protesi. E' molto importante che la viscosità rimanga relativamente bassa nella fase di travasaggio per poterla effettuare con più facilità.

Dal confronto tra i due campioni realizzati è possibile vedere come la Ricetta 02 abbia un minor quantitativo di monomero residuo ed abbia avuto una migliore dissipazione del calore di reazione in quanto la reazione è avvenuta più lentamente. Per questo motivo tale composizione è stata scelta come definitiva.



## Capitolo 7

# Protesi D'anca Artificiale: I Materiali

### 7.1 Introduzione

In questo capitolo vengono discussi i requisiti necessari che i materiali devono possedere affinché siano idonei alla realizzazione di protesi d'anca artificiali. In seguito, tali materiali verranno approfonditi separatamente.

### 7.2 Requisiti Dei Materiali

I componenti dell'anca artificiale, come descritto al 3.3, sono essenzialmente quattro: lo stelo femorale, la sfera che a questo stelo è collegata, la coppa acetabolare che è fissata al bacino ed un agente di fissaggio che assicura lo stelo al femore e la coppa al bacino. Di quest'ultimo se ne è già parlato ampiamente nel capitolo ad esso dedicato. In seguito verranno descritti alcuni requisiti che i materiali devono possedere per essere idonei alla formazione di una protesi artificiale.

Ogni volta che un materiale estraneo viene introdotto nel corpo umano, si innescano una serie di reazioni di rigetto. In base all'intensità del rigetto si possono avere diverse conseguenze più o meno gravi come un'irritazione, un'infiammazione od arrivare perfino alla morte. Qualsiasi materiale impiantabile deve essere biocompatibile, ovvero deve minimizzare la reazione di rigetto. Inoltre i prodotti che derivano dalla reazione con i fluidi del corpo umano devono essere tollerati dai tessuti circostanti, in modo tale che la normale funzione non ne risulti alterata od danneggiata. I fluidi corporei sono fluidi aereati e caldi, e contengono circa l'1% in peso di NaCl ed altri sali in concentrazioni minori. Per questo motivo i fluidi corporei sono fluidi corrosivi e possono portare non solo a corrosione generalizzata ma anche a corrosione interstiziale, pitting, fretting, tenso-corrosione ed a corrosione per fatica. È stato stimato che il massimo tasso di corrosione tollerabile,

per impianti in lega metallica, è di  $2.5 \cdot 10^{-4}$  mm/anno. Un'altra conseguenza negativa della corrosione è la generazione di prodotti o tossici o che interferiscono con le normali funzioni dell'organismo. Queste sostanze sono trasportate rapidamente per tutto il corpo ed alcune si possono accumulare in determinati organi. Sebbene alcuni di tali prodotti possono venire espulsi dall'organismo, la loro concentrazione può risultare ancora relativamente alta proprio in virtù del processo di corrosione in corso.

Le ossa ed i componenti della protesi all'interno del giunto d'anca devono sostenere forze indipendenti dal corpo, come quelle dovute alla gravità: devono, inoltre, essere in grado di trasmettere quelle che derivano dall'azione muscolare, come durante la deambulazione. Tali forze sono di natura complessa e variano nel tempo in intensità, in direzione ed in velocità di applicazione. Le proprietà meccaniche come modulo di elasticità, carico di snervamento, resistenza a trazione, resistenza a fatica, durezza, tenacità a frattura sono tutte caratteristiche importanti ai fini della scelta del materiale. Ad esempio, il materiale utilizzato per lo stelo femorale dovrebbe avere un carico di snervamento ed una resistenza a trazione di almeno di almeno 500 MPa e 650 MPa, rispettivamente, ed una duttilità minima di circa 8 A%. Inoltre la resistenza a fatica, dovrebbe essere almeno di 400 MPa a 10<sup>7</sup> cicli. Per una persona media, i cicli di carico sul giunto d'anca sono di circa 10<sup>6</sup> all'anno. Idealmente il modulo elastico del materiale protesico dovrebbe coincidere con quello dell'osso. Una differenza significativa può condurre al deterioramento del tessuto osseo circostante ed al cedimento dell'impianto, per cui si dovrebbe procedere ad un secondo intervento chirurgico ed ad un altro impianto protesico. L'usura delle superfici articolari, coppa e sfera, che strisciano l'uno contro l'altro, viene minimizzata con l'impiego di materiali molto duri. L'usura eccessiva ed irregolare può condurre ad un cambiamento di forma delle superfici articolari e far sì che la protesi funzioni male. Per l'usura delle superfici articolari, inoltre, si possono generare detriti; l'accumulo di tali detriti nei tessuti circostanti può anche dare infiammazioni. Le forze d'attrito devono essere minimizzate anche per prevenire la mobilizzazione dello stelo femorale e della coppa acetabolare dalle relative posizioni assicurate dall'agente fissante. Se questi componenti si mobilizzano, la protesi d'anca andrà soggetta, nel tempo, a degrado prematuro che può richiederne la sostituzione. Altri tre fattori fondamentali sono la densità, la riproducibilità delle proprietà ed il costo. È estremamente desiderabile utilizzare componenti leggeri, avere proprietà dei materiali che rimangono costanti nel tempo e, naturalmente, avere dei costi ragionevoli. Idealmente, un'anca artificiale che è stata impiantata chirurgicamente dovrebbe funzionare in maniera soddisfacente per tutta la vita del paziente e non richiedere sostituzione. Per le protesi attualmente progettate, il tempo di vita varia tra 15 e 25 anni. Nonostante questo rappresenti un sostanziale miglioramento rispetto ai precedenti 5-10 anni, è auspicabile che i tempi di vita diventino ancora più lunghi. Di solito la biocompatibilità viene determinata in modo

empirico; le prove infatti sono condotte su materiali impiantati su animali da laboratorio e la biocompatibilità di ogni materiale viene valutata sulla base delle reazioni di rigetto, del grado di corrosione, della generazione di sostanze tossiche, ecc.. Questa procedura è quindi ripetuta sugli esseri umani per quei materiali che sono risultati sufficientemente biocompatibili negli animali. È difficile predire a priori la biocompatibilità dei materiali. Un altro requisito dei materiali è che non debbano essere magnetici. Uno strumento di diagnostica medica utilizzato frequentemente è la spettroscopia MRI, un test medico che prevede che il paziente sia sottoposto ad un campo magnetico molto forte. La presenza di materiali ferromagnetici impiantati nel paziente crea interferenze nel campo magnetico applicato, rendendo la spettroscopia MRI inutilizzabile. Inoltre, le ampiezze del campo magnetico potrebbero essere tali da generare sui materiali magnetici forze tali da mobilizzare l'impianto. Fra i materiali ferromagnetici che devono essere evitati per le applicazioni negli impianti vi sono le leghe ferrose (e quindi gli acciai inossidabili ferritici e martensitici) e le leghe con elevati contenuti di nichel e/o di cobalto.

### 7.3 Stelo E Testa Femorale: Selezione

I primi tipi di protesi d'anca utilizzavano lo stesso tipo di materiale sia per lo stelo che per la testina sferica, ovvero un acciaio inossidabile. Sono stati in seguito ottenuti miglioramenti utilizzando materiali diversi dall'acciaio inossidabile e costruendo lo stelo e la testina con materiali differenti. Oggi l'acciaio inossidabile viene utilizzato raramente. Alcuni modelli ancora usano l'acciaio inossidabile 316L, che ha un contenuto di zolfo molto basso ( $<0,002$  in peso). Si ricorda che la presenza negli acciai di zolfo e manganese agevola la formazione dei solfuri di manganese nella matrice metallica che si rivelano essere zone preferenziali di innesco della corrosione. Gli svantaggi principali di questa lega sono la suscettibilità alla corrosione interstiziale e per vaiolatura, e la resistenza a fatica relativamente bassa. Ne consegue che il suo impiego è in costante diminuzione. I materiali ideali non devono essere solo biocompatibili ma deve anche avere proprietà meccaniche paragonabili a quelle dell'osso. Tuttavia nessun materiale è al tempo stesso biocompatibile e con una combinazione di proprietà uguali a quelle dell'osso e del giunto d'anca naturale- vale a dire basso modulo di elasticità, relativamente alta resistenza e tenacità a frattura, basso coefficiente d'attrito ed eccellente resistenza all'usura. Di conseguenza, è necessario raggiungere un compromesso. Ad esempio, si ricorda che i moduli elastici dell'osso e del materiale dello stelo dovrebbero essere simili, in modo tale da evitare il deterioramento accelerato del tessuto osseo adiacente all'innesto. Sfortunatamente i materiali che sono sia biocompatibili che moderatamente resistenti, hanno alti moduli di elasticità. Per questa applicazione è stato deciso, perciò, di privilegiare la

biocompatibilità e la resistenza a scapito di un basso modulo. Attualmente le leghe metalliche con cui viene costruito lo stelo femorale sono essenzialmente due: leghe di cobalto-cromo e leghe di titanio.

## 7.4 Introduzione Al Titanio

I minerali di titanio sono noti dalla fine del XVIII secolo, quando prima il reverendo inglese William Gregor, appassionato mineralogista, scoprì nella zona di Menakine in Cornovaglia sabbie scure contenenti in prevalenza l'ossido  $\text{FeTiO}_3$  (ilmenite), e poi il chimico M.H. Klaproth individuò in campioni di sabbia provenienti dall'Ungheria l'ossido  $\text{TiO}_2$  (rutilo). Quest'ultimo chiamò il nuovo elemento scoperto titanio, riferendosi ai titani della mitologia greca. L'elevata stabilità dei composti del titanio con l'ossigeno rese però praticamente impossibile la sua estrazione dai minerali utilizzando le tecnologie siderurgiche tradizionali. Solo all'inizio del XX secolo, con la messa a punto dei processi Hunter e Kroll, fu possibile ottenere titanio puro da poter utilizzare su scala industriale. Alcune caratteristiche peculiari del titanio quali la bassa densità, l'alta temperatura di fusione unite alle proprietà come l'elevata resistenza alla corrosione, sono apparse immediatamente molto interessanti per molte applicazioni industriali, ma sono state soprattutto le elevate proprietà resistenziali delle leghe, ad attirare l'attenzione del settore aeronautico ed aereo spaziale.

## 7.5 Strutture Cristalline Del Titanio

Il titanio è un elemento allotropico con una struttura a reticolo esagonale compatto (EC), detta fase  $\alpha$ , a temperature inferiori agli  $883^\circ\text{C}$ , ed una struttura con reticolo cubico a corpo centrato (CCC), detta fase  $\beta$ , per temperature superiori. Nelle sue leghe si definisce  $\beta$ -transus la temperatura più bassa per cui si ha la presenza della sola fase  $\beta$ . I più comuni elementi  $\alpha$ -stabilizzanti sono: l'alluminio, che ha una larghissima solubilità sia in campo  $\alpha$  che  $\beta$ , le terre rare, l'ossigeno, il carbonio e l'azoto. Questi ultimi, in particolare l'ossigeno, non possono essere considerati come elementi in lega, in quanto la loro presenza spesso indesiderata. Gli elementi  $\beta$ -stabilizzanti possono determinare la formazione di composti eutettoidici come nel caso del Ferro, Cromo, Silicio e Nichel, oppure essere isomorfi con la fase  $\beta$ , come Vanadio, Niobio e Molibdeno. Altri elementi quali Zirconio, Afnio o Stagno non hanno sostanziali effetti sulla temperatura di  $\beta$ -transus della lega in cui sono presenti, ma tendono ad incrementarne le proprietà meccaniche. A seconda della quantità di fase  $\beta$  presente nelle varie leghe a temperatura ambiente, queste vengono classificate in:

- Leghe  $\alpha$  se hanno una percentuale di fase  $\beta \leq 5\%$ : questa tipologia di leghe non risponde ai trattamenti termici ma possiede un'elevata saldabilità;
- Leghe  $\alpha+\beta$  e near  $\alpha$  se hanno una percentuale di fase  $\beta$  compresa tra il 10% e 20%: queste leghe rispondono ai trattamenti termici e possono subire trasformazioni di tipo martensitico;
- Leghe  $\beta$  e near  $\beta$  per percentuali di fase  $\beta$  superiori al 20%: sono leghe che possono essere soggette a trattamenti termici ma non possono subire trasformazioni martensitiche. Per queste leghe, comunque, la denominazione utilizzata è impropria, visto che a temperatura ambiente la quantità di fase  $\beta$  presente può essere paragonabile a quella della fase  $\alpha$  ed è in forma metastabile.

Nelle ultime due classi di leghe la scelta del trattamento termico influenza notevolmente non solo la resistenza statica e la duttilità del materiale, ma anche la sua tenacità a frattura e resistenza a fatica.[3]

Di seguito verranno approfondite le leghe  $\alpha+\beta$  con particolare riferimento alla lega Ti6Al4V.

## 7.6 Resistenza Alla Corrosione

Il titanio è un metallo molto reattivo, tanto che è relativamente instabile in rapporto al suo ossido, sia in presenza di aria che in presenza di acqua. Paradossalmente è questa grande reattività che rende tale materiale così resistente agli attacchi dell'ambiente acquoso; in effetti, tale metallo, di per sé poco nobile, è protetto da uno strato d'ossido che si forma spontaneamente, e si riforma velocemente dopo una lesione. Tale proprietà è definita "passivazione". Di fatto il titanio è un materiale molto resistente alla corrosione, tanto più che lo strato di protezione può essere rinforzato tramite ossidazione anodica. L'ossido di titanio è semiconduttore, mentre l'ossido dell'acciaio inossidabile è conduttore. All'aria, a temperatura ambiente, lo spessore dello strato di ossido dopo due giorni è di circa 1.7 nm, dopo 40 giorni, dell'ordine di 3.5 nm e si possono attendere 200 nm dopo 6 anni. Lo strato di ossido non si compone solamente di biossido di titanio ma consiste anche di numerosi ossidi: TiO, TiO<sub>2</sub>, Ti<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, Ti<sub>3</sub>O<sub>4</sub>. Al passare del tempo lo strato d'ossido si rinforza e l'aumento dello spessore è più marcato nell'osso che nell'aria. Al momento dell'impianto, i tessuti mineralizzati si trovano ad una distanza di 1-10  $\mu\text{m}$  dall'ossido, ma questo dato decresce dopo sei mesi ad un valore di 100Å, via via che aumenta l'osteointegrazione. La maggior parte degli studi mostra che lo strato d'ossido è prima di tutto idratato, poi ricoperto da strati molecolari d'acqua e di molecole che probabilmente sono proteine, proteoglicani, lipoproteine, glicosamminoglicani. Lo strato finale prima del tessuto mineralizzato è costituito da fibre di collagene. La maggior

parte dei ricercatori sono d'accordo che questa interfaccia non sia statica ma dinamica. In caso di impianto liscio in titanio, si produce una crescita diretta dell'osso sulla superficie macroscopicamente liscia del titanio. Questa è un'osteogenesi adesiva (sullo strato di proteoglicani spesso circa 20 nm) che dà un legame osso-impianto resistente alla trazione (questa è la osteointegrazione). La biocompatibilità di ogni metallo dipende dal grado di corrosione e dalla tossicità degli ioni liberati. Per il titanio, l'eccellente resistenza alla corrosione ed il bassissimo tasso di diffusione degli ioni metallici all'interno dei tessuti, associati all'apparente assenza di effetti biologici, lasciano prevedere una sua buona compatibilità. Questo dato è stato confermato da diversi studi clinici e sperimentali, tutti a favore di una risposta tissutale minima. Le parti osservate dentro i tessuti che circondano impianti in lega di titanio appaiono essere prodotti di usura con la stessa composizione elementare di quella dei precipitati dei prodotti di corrosione, come è stato osservato anche per gli acciai inossidabili e le leghe a base di cobalto. La sensibilizzazione indotta per liberazione di ioni di titanio per usura del Ti6Al4V causa una maggiore larghezza della zona amorfa di legame all'interfaccia osso-metallo rispetto a quella del titanio puro. Riassumendo il titanio presenta numerosi vantaggi: è ben accettato dai tessuti duri o molli; la sua resistenza alla corrosione per fatica è nettamente superiore a quella delle altre leghe utilizzate in impiantologia, grazie ad uno strato di passivazione spontaneo (25-100Å) facilmente solubile; la sua elasticità è più vicina a quella dell'osso; i prodotti di corrosione sono generalmente ben tollerati e non vi sono reazioni immunologiche sfavorevoli (ipersensibilità, allergie) descritte nell'uomo. Il titanio è stato considerato per molti anni (1970-1980) come il metallo ideale quanto alle sue proprietà e biocompatibilità. Sono però state emesse delle riserve alla fine degli anni '80. Oltre al suo costo elevato, esso presenta un mediocre comportamento all'usura (che può essere migliorato con l'impiantazione ionica o la nitrurazione) e la produzione di una colorazione blu o nera nei tessuti adiacenti dovuta alla presenza di detriti di titanio da usura. Esso è caratterizzato dalla tendenza a formare complessi, di solito con l'acido ossalico ed i fluoruri. Infine, precedentemente negli animali e recentemente nell'uomo, sono stati descritti alcuni casi di sensibilizzazione: questi sono generalmente presentati dalle sue leghe. La biocompatibilità del titanio e delle sue leghe non è sempre ideale a causa della distruzione dello strato di passivazione a causa delle forze di taglio. Le modifiche che risultano nella carica superficiale possono condurre a dei cambiamenti di conformazione delle proteine assorbite che, a loro volta, comportano una reazione biologica (alcune proteine possono essere alterate al punto da essere riconosciute come antigene).

**Tabella 7.1:** Proprietà della lega Ti6Al4V.

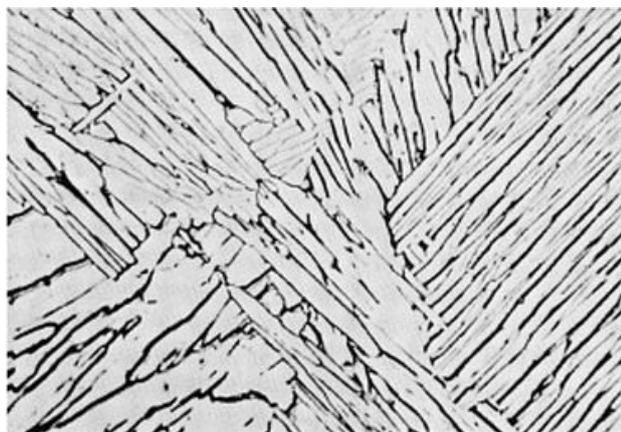
Densità [Kg/m <sup>3</sup> ]	4420
Modulo elastico [GPa]	110
Resistenza a trazione [MPa]	1000
Durezza Vickers [HV]	349
Modulo di taglio [GPa]	44
Tensione di rottura [GPa]	1170
Tensione di snervamento [GPa]	1100
Allungamento a rottura [%]	10
Conduktività termica [W/m·K]	6,7
Temperatura di fusione [°C]	1604-1660

## 7.7 Ti6Al4V

E' la lega di titanio più usata al mondo. Al momento nessun'altra lega di titanio minaccia la sua posizione dominante nel mercato mondiale. L'industria aerospaziale conta più dell'80% del suo utilizzo. Un'ulteriore vasta applicazione del Ti 6Al 4V è destinata alle protesi medicali. Infine le industrie marine, chimiche e dell'autoveicolo impiegano quantità più esigue di tale lega. Designato principalmente per la sua elevata resistenza a medio-basse temperature, il Ti 6Al 4V offre una grande resistenza specifica, stabilità a temperature superiori a 883°C e una buona resistenza alla corrosione. Lavorato, il Ti 6Al 4V è un materiale molto vantaggioso per gli impianti protesici grazie al suo basso modulo elastico, alla buona resistenza a trazione e compressione, alla buona resistenza a fatica e all'ottima biocompatibilità, proprietà fondamentale in campo biomeccanico. Le caratteristiche principali della lega vengono riportate nella tabella 7.1.

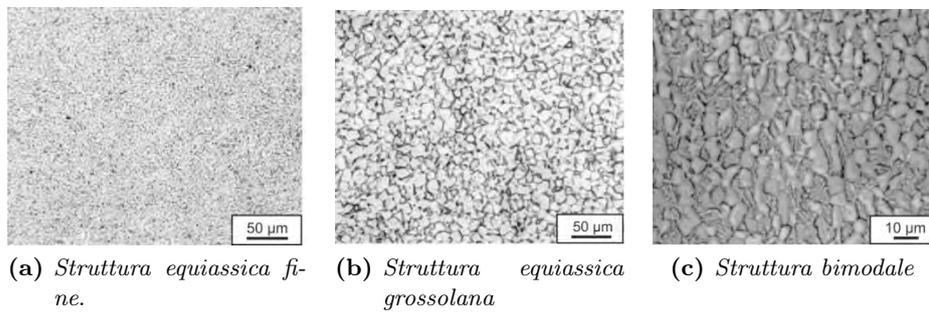
## 7.8 Fasi E Strutture

Il titanio essendo un elemento allotropico, può essere soggetto a trattamenti termici che modificano notevolmente la microstruttura delle leghe  $\alpha+\beta$  e conseguentemente le loro proprietà meccaniche. I risultati ottenuti sono però fortemente influenzati dalle lavorazioni a cui il materiale è sottoposto prima di essere trattato termicamente in maniera definitiva. Le microstrutture tipiche di queste leghe sono la lamellare, la bimodale e l'equiassica. La struttura lamellare può essere controllata da trattamenti termici. Il raffreddamento lento, a partire da sopra il  $\beta$  transus, all'interno della regione



**Figura 7.1:** Microstruttura tipica di una lega di Titanio 64. Le parti in bianco rappresentano la fase  $\alpha$  mentre quelle in nero la fase  $\beta$ . Questo tipo di struttura caratteristica è la Widmanstätten. La fotografia è realizzata con un ingrandimento di 500x.

$\alpha$ - $\beta$  determina la nucleazione e l'aumento di fase  $\alpha$  nella piastra iniziando dal bordo di grano  $\beta$ . La risultante struttura lamellare è abbastanza comune. La dimensione delle lamelle dipende dalla velocità di raffreddamento, evidentemente maggiore questa sarà e più fine risulterà la struttura finale. Un raffreddamento estremamente veloce porterà ad una tempra martensitica della lega con la formazione di una microstruttura aciculare. A differenza della tempra martensitica degli acciai, in questo caso l'incremento di durezza e resistenza è molto più contenuto. Inoltre la struttura martensitica assume una diversa morfologia ed un diverso reticolo cristallino in funzione del contenuto degli elementi in lega. Per ridotti contenuti di elementi  $\beta$ -stabilizzanti il reticolo cristallino è di tipo esagonale, anche se distorto, e la martensite (definita  $\alpha'$ ) può assumere una morfologia massiva od aciculare. Per elevati contenuti di soluto, invece, il reticolo cristallino diviene di tipo ortorombico a facce centrate e la martensite è definita  $\alpha''$ . Lavorando sul raffreddamento si possono ottenere altre strutture, meno fragili e più tenaci; ad esempio con spegnimento in aria dai 1066°C otteniamo microstruttura composta da fase  $\alpha$  aciculare trasformata dalla fase  $\beta$  tramite nucleazione e crescita. Questo tipo di struttura è detta "Widmanstätten" dal nome dello scienziato austriaco che per primo la scoprì. I principali parametri microstrutturali che la caratterizzano sono: la dimensione delle lamelle, la dimensione delle colonie delle lamelle (definiti come gruppi di lamelle aventi lo stesso orientamento e sviluppatasi all'interno di un grano  $\beta$ ) e presenza e spessore della fase  $\alpha$  al bordo del grano di fase  $\beta$  di pretrasformazione ( $\alpha$ GB). La ricottura è normalmente seguita da un trattamento d'invecchiamento al fine di ottenere la formazione del precipitato di rinforzo  $Ti_3Al$  nella fase  $\alpha$ . La formazione di questo precipitato si compie quando la lega contiene una percentuale di al-



**Figura 7.2:** Strutture equiassiche del Ti6Al4V ottenute per ricristallizzazione.

luminio superiore al 6% ed il trattamento non viene eseguito a temperature superiori a quella di solubilizzazione del precipitato stesso, temperature che variano a seconda della lega (per la lega Ti-6Al-4V è pari a 550°C). Inoltre è fondamentale che gli elementi di lega siano distribuiti in maniera omogenea nel materiale, per avere un uniforme sviluppo dei precipitati. La struttura equiassica si ottiene tramite il mantenimento della lega ad una determinata temperatura per un determinato tempo. In questo caso abbiamo la formazione di cristalli  $\alpha$  equiassici e la loro dimensione dipende dal tempo di mantenimento della lega alla temperatura di ricristallizzazione. Infine la fase  $\alpha$  bimodale, formata cioè da grani  $\alpha$  primari isolati in una matrice di fase  $\beta$  si ottiene con una tempra di un'ora a 955°C e successiva tempra in acqua e invecchiamento a 600°C. Le dimensioni dei grani  $\alpha$  sono di circa 15-20  $\mu\text{m}$ .

## 7.9 Tecnologia EBM

L'Electro Beam Melting (o fusione a fascio di elettroni) permette di ottenere componenti in Titanio (o sue leghe, quale il Ti64) o in Cromo-Cobalto (CrCbMo) attraverso un processo fusorio in vuoto a partire da un bagno di polveri della medesima composizione. Le polveri vengono preriscaldate e successivamente portate a fusione da un fascio di elettroni, accelerati fino a 150.000 Km/sec, opportunamente indirizzato. Il fascio elettronico è focalizzato tramite un sistema di lenti; si utilizzano tensioni di 500-200kV per accelerare gli elettroni a velocità dal 50 all'80% della velocità della luce. Una variazione dell'intensità di corrente e della velocità di scansione possono indurre variazioni della microstruttura e delle proprietà finali. L'interazione del fascio elettronico con la superficie del pezzo produce raggi X pericolosi; di conseguenza, l'apparecchiatura può essere utilizzata solo da personale specializzato. I vantaggi peculiari del processo EBM o fusione a fascio di elettronico sono:

- La capacità di realizzare strutture geometriche di forma complessa ed interconnesse direttamente dal file CAD 3D;

- Il componente ottenuto ha caratteristiche metallurgiche simili a quelle di un microfuso bonificato, che permettono di saltare le fasi di trattamento termico, risparmiando ulteriormente tempi e costi;
- Il time to market del prodotto si riduce da alcuni mesi (per le tecnologie tradizionali) ad alcuni giorni (6-10) con la possibilità di realizzare più soluzioni per un dato progetto nello stesso tempo.

I settori che apprezzano maggiormente i vantaggi dell'EBM sono:

- Aerospaziale ed aeronautico (sistemi a densità variabile);
- Biomedicale (strutture trabecolari per la massimizzazione e migrazione ossea all'interno delle protesi);
- Motorsport (in campo telaistico per ridurre le masse in gioco con forme complesse e materiali ad alta prestazione).

## 7.10 Introduzione Al Cobalto

Le leghe a base di cobalto vengono agevolmente suddivise in tre categorie:

- Ad alto contenuto di Carbonio, resistenti all'usura
- A medio contenuto di Carbonio, destinate per applicazioni ad elevate temperature
- A basso tenore di Carbonio, per resistere all'usura

Le molteplici applicazioni delle leghe a base Cobalto derivano dalla capacità cristallografica dello stesso e dalla sua possibilità di legarsi ad elementi quali il Carbonio, il Nickel, il Tungsteno ed il Molibdeno. Storicamente tali leghe sono state scoperte all'inizio del secolo da parte del metallurgista Elwood Haynes. Esso scoprì l'elevata resistenza e resistenza alla corrosione delle leghe binarie a base di cobalto-cromo, e successivamente scoprì che elementi come tungsteno e molibdeno potevano incrementarne le proprietà della lega. Quando egli scoprì tali leghe le chiamò Stelliti per la loro somiglianza a polvere di stelle.

## 7.11 Leghe Cobalto Resistenti All'usura

La differenza sostanziale tra questo tipo di leghe e le altre è il contenuto di Carbonio. Per esempio, con un contenuto di carbonio pari allo 2,4 wt%(Stellite 3), i carburi costituiscono circa il 30% del materiale. tali carburi possono essere del tipo  $M_7C_3$  (carburi ricchi in cromo) od  $M_6C$  (carburi ricchi in tungsteno). La forma e la dimensione dei carburi risulta notevolmente influenzata dalla velocità di raffreddamento della lega.

Il cromo ha una doppia funzione nelle leghe a base cobalto; oltre a formare i carburi, come appena descritto, è anche il più importante elemento di alligazione in quanto incrementa la resistenza (come soluto) ma anche la resistenza alla corrosione ed all'ossidazione. Anche elementi come il tungsteno ed il molibdeno vengono aggiunti in lega per incrementare la resistenza delle stellite. Questo è dovuto alla loro grandezza che impedisce il passaggio alle dislocazioni. Quando sono presenti in grande quantità essi (per esempio nella Stellite 1) partecipano alla formazione di carburi durante la solidificazione ed alla precipitazione di carburi del tipo  $M_6C$ . Essi inoltre migliorano la resistenza alla corrosione.

Il Cobalto impartisce alla lega un reticolo cubico a facce centrate instabile dotato di un'energia di stacking fault molto bassa. L'instabilità deriva dal fatto che il Cobalto, se raffreddato molto lentamente, trasforma la sua struttura fcc in una struttura esagonale compatta a circa  $414^\circ\text{C}$ . Nella maggior parte delle leghe di Cobalto la temperatura di trasformazione è leggermente maggiore. Data la natura della trasformazione notevolmente lenta la struttura cubica a facce centrate è di solito mantenuta anche a temperatura ambiente, e la trasformazione in hcp viene innescata solo tramite una deformazione plastica od il mantenimento per un certo tempo ad elevate temperature. L'instabilità della struttura cristallina fcc unitamente alla sua ridotta energia di stacking faults si ritiene che sia responsabile delle seguenti caratteristiche:

- Elevato sforzo di snervamento
- Elevati tassi di incrudimento (dovuti all'interazione tra i difetti di impilamento)
- Danneggiamento a fatica limitato
- Capacità di assorbire elevati stress (dovuta alla trasformazione del reticolo cristallino)

Si ritiene che le prime due caratteristiche sopracitate prevengano il danneggiamento del materiale in caso di usura. Si ritiene invece che le ultime due caratteristiche che siano reponsabili dell'elevata resistenza ad erosione e a cavitazione delle leghe di cobalto.

## 7.12 Leghe di Cobalto Resistenti Ad Alte Temperature

Per molti anni l'utilizzo principale delle leghe resistenti ad elevate temperature era relativo al settore delle turbine a gas. I materiali di impiego dovevano avere caratteristiche idonee di resistenza alla ossidazione, resistenza a fatica termica ed un'elevata resistenza a temperature elevate. Sebbene

**Tabella 7.2:** Composizione chimica delle più comuni varietà di stelliti.

Specifiche ASTM	Composizione, wt%								
	Co	Cr	Ni	Mo	Fe	C	Mn	Si	W
Stellite 1	princ.	31,0	3,0	1,0	3,0	2,4	1,0	1,0	12,5
Stellite 6	princ.	28,0	3,0	1,0	3,0	1,2	1,0	1,0	4,5
Stellite 12	princ.	30,0	3,0	1,0	3,0	1,4	1,0	1,0	8,3
Stellite 21	princ.	28,0	2,5	5,5	1,0	1,0	2,5	-	

L'utilizzo di leghe a base di Cobalto, per tali specifiche applicazioni, non sia diffuso come quello delle leghe a base Nickel, esse comunque riscuotono di un discreto successo. Ciò è dovuto alla loro resistenza alla solforazione, corrosione a caldo, e resistenza alle elevate temperature. Ad esempio la lega Stellite 21, è stata un tipo di lega inizialmente utilizzata per applicazioni ad elevate temperature per essere poi essenzialmente utilizzata per resistere ad usura. Ciò è dovuto al fatto che si sono compiuti numerosi passi avanti per incrementare le proprietà di resistenza ad elevate temperature. Ad esempio sono stati inseriti nella composizione della lega elementi quali tungsteno (o tantalio) in maniera maggiore rispetto al molibdeno. Inoltre il contenuto di carbonio, nickel e cromo sono stati contenuti e sono stati inclusi alcuni elementi appartenenti alle terre rare. Il principale meccanismo di indurimento delle leghe di cobalto resistenti alle alte temperature è rappresentato dalla precipitazione di carburi (di Cr, Mo, W) incoerenti rispetto alla matrice, i quali contribuiscono anche a mantenere ridotta la dimensione dei grani che naturalmente tenderebbe ad aumentare con le alte temperature, portando ad un crollo delle proprietà. L'effetto dei principali elementi alliganti sulle proprietà meccaniche è descritto in 7.3.[6]

### 7.13 Leghe Cobalto Resistenti Alla corrosione

I due elementi principali delle leghe a base di Cobalto formano una soluzione solida contenente fino al 65% di cobalto e il 35% di cromo. Il molibdeno viene aggiunto per ridurre la dimensione dei grani e per aumentare le proprietà meccaniche. Fra tutte le leghe presenti in commercio solamente due vengono largamente impiegate nell'ambito della chirurgia dell'anca. Tali leghe sono: Cobalto-Cromo-Molibdeno (CoCrMo), denominata ASTM 75 ed F 76; e Cobalto-Nickel-Cromo-Molibdeno (CoNiCrMo) designata come ASTM F562. Esistono ulteriori due leghe riconosciute in ambito biomedicale di cui una include il Tungsteno (CoCrNiW, ASTM F90), ed un'altra che contiene anche il ferro (CoNiCrWFe, ASTM F563).

**Tabella 7.3:** Effetto degli elementi in lega nelle leghe di cobalto resistenti alle elevate temperature

Elemento	Effetto
Cromo	Resistenza alla solforazione ed alla ossidazione; formatore di carburi
Molibdeno e Tungsteno	Rafforzano la soluzione solida; formatori di carburi e composti intermetallici
Tantalio, Niobio	Rafforza la soluzione solida, formatori di carburi e di composti intermetallici
Alluminio	Resistenza all'ossidazione e formatore i composti intermetallici (CoAl)
Titanio	Formatore di carburi (MC) e composti intermetallici ( $\text{Co}_3\text{Ti}$ e se vi è sufficiente Nickel $\text{Ni}_3\text{Ti}$ )
Nickel	Stabilizza la struttura cristallina fcc e forma composti intermetallici $\text{Ni}_3\text{Ti}$ che facilitano la lavorazione
Boro, Zirconio	Aumentano la tensione di rottura
Carbonio	Formazione di carburi ( $\text{MC}, \text{M}_7\text{C}_3, \text{M}_6\text{C}, \text{M}_{23}\text{C}_6$ )
Ittrio, Lantanio	Incrementano la resistenza all'ossidazione

Le leghe Co-Ni-Cr-Mo contengono un elevata percentuale di Nickel, circa il 25%-37%, il quale aumenta la resistenza alla corrosione sia in presenza di cloruri che sottosforzo. La determinazione sperimentale del tasso di nickel liberato dalla lega Co-Cr-Mo in confronto all'acciaio AISI 316L in soluzione di Ringer a 37°C, ha permesso di constatare che, benchè la lega di cobalto presenti, inizialmente, un maggiore rilascio in soluzione di ioni nickel, la concentrazione di tali ioni rilevata a 5 giorni risulta pressochè identica a quella dell'acciaio, a dispetto di un contenuto di metallo tre volte maggiore. Entrambe le leghe sono lavorabili a freddo tuttavia esistono delle problematiche nella realizzazione di grandi componenti come ad esempio gli steli protesici nel caso della F 562. Di conseguenza la tecnica appropriata per la lavorazione di tale lega è la forgiatura a caldo. Le qualità superiori di resistenza a fatica delle leghe cobalto/nichel/cromo/molibdeno forgiate a caldo, rendono i materiali particolarmente adatti nelle applicazioni che richiedono lunga durata senza presentare fenomeni di frattura o fatica del metallo, come è proprio il caso dello stelo delle protesi d'anca. Questi vantaggi sono particolarmente significativi qualora sia necessario rimpiazzare la protesi, poiché risulta molto difficile rimuovere frammenti del vecchio impianto che deve essere saldamente inserito in profondità nel canale midollare. Le leghe cobalto/nichel/cromo/molibdeno non sono invece consigliate per le zone superficiali di contatto di protesi di giuntura, a causa dello scarso potere di scorrimento che questo materiale presenta sia in contatto con se stesso che con altri materiali. Da osservare che le proprietà di resistenza all'abra-

sione delle leghe cobalto/nickel/cromo/molibdeno sono simili a quelle delle leghe cobalto/cromo/molibdeno ottenute per fusione (0.14 mm/anno). Anche per le leghe del cobalto, l'aumento della resistenza è accompagnato da una diminuzione della duttilità.

**Tabella 7.4:** Composizione delle leghe a base cobalto utilizzate per impianti chirurgici.

Specifiche ASTM	Composizione, wt%									
	Co	Cr	Ni	Mo	Fe	C	Mn	Si	Other	
F 75	bal	27,0-30,0	1,0	5,0-7,0	0,75	0,35	1,0	1,0	..	
F 90	bal	19,0-21,0	9,0-11,0	...	3(max)	0,05-0,15	1,0-2,0	0,4	14,0-16,0 W	
F 562	bal	19,0-21,0	33,0-37,0	9,0-10,5	1(max)	0,025(max)	0,15(max)	0,15(max)	1,0 Ti(max)	



## Capitolo 8

# Tribometria

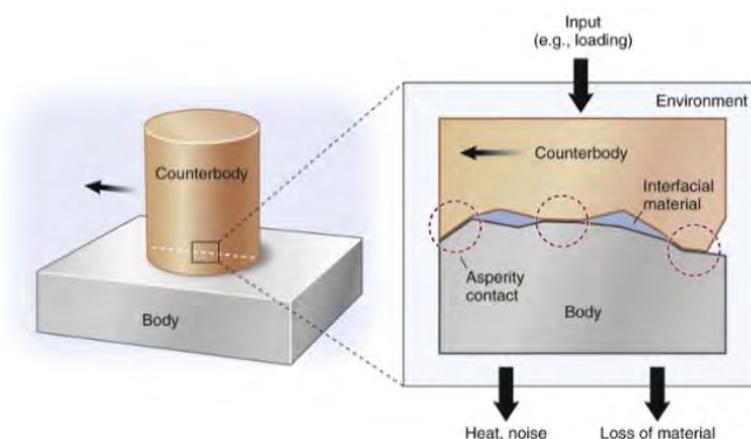
### 8.1 Introduzione

Per “physical simulation” s’intende una simulazione fisica che comporta la riproduzione esatta dei processi termici e meccanici a cui il materiale è sottoposto nel corso dell’utilizzo oggetto di studio. Tale riproduzione avviene però in laboratorio. Grazie alla ricreazione di un ambiente di prova il più possibile simile a quello a cui è soggetto nel corso della sua vita, è possibile ricavare informazioni importantissime che permettono di migliorare il suo utilizzo. Quando la simulazione è accurata, i risultati possono essere trasferiti con facilità dal laboratorio al processo di produzione direttamente. Tutti i capitoli affrontati finora hanno avuto tale scopo: la riproduzione il più fedele possibile, sia per quanto riguarda l’ambiente che per quanto riguarda i carichi, della situazione dell’anca all’interno del corpo umano.

Per valutare quella che è l’influenza del materiale sul fretting, fenomeno oggetto di studio, è stato implementato un ulteriore tipo di prova: un test tribologico. La tribologia è la scienza che studia l’attrito, la lubrificazione e l’usura di superfici a contatto e in moto relativo. Tali prove sono utili per valutare l’influenza delle caratteristiche dei materiali sul fenomeno oggetto di studio. Difatti variabili come il design della protesi e la particolare forma assunta vengono escluse dall’indagine. In questa sezione si tratterà del lavoro svolto per lo sviluppo di tali test, proponendo prima alcune considerazioni teoriche sul tribometro.

### 8.2 La Protesi Come Sistema Tribologico

Un tribosistema si compone di quattro elementi principali: un corpo, un corpo in opposizione, un mezzo interfacciale ed un ambiente. La cinematica relativa dei corpi, il carico di contatto, il relativo profilo di carico e la temperatura dell’ambiente definiscono le variabili caratterizzanti del sistema. La funzione meccanica del movimento è sempre accompagnata da una perdita



**Figura 8.1:** Descrizione generale di un tribosistema che si compone di quattro elementi fondamentali :due corpi a contatto, il materiale all'interfaccia e l'ambiente. Tutti questi componenti possono influenzarsi l'uno con l'altro.

di energia per lo più sottoforma di calore, suono ed usura. La perdita di materiale generata dalla componente di usura, è influenzata da diversi fattori quali la diversità dei materiali bulk, le caratteristiche superficiali (durezza, rugosità, energia superficiali), e le condizioni del sistema come la presenza di lubrificante, il moto relativo dei corpi ed i carichi trasmessi. La conoscenza delle condizioni di contatto tra i corpi interagenti è importante per la comprensione dei meccanismi di usura. A causa della complessa natura della tribologia, l'usura dell'anca non può essere ridotta ad una semplice proprietà del materiale ma è determinata dalle caratteristiche del sistema. Tale sistema comprende sia l'accoppiamento collettore modulare-testa della protesi sia il sistema composto dalla testa della protesi e la coppa acetabolare, sia l'accoppiamento stelo-cemento acrilico. Le caratteristiche come, il contatto tra i corpi, il fluido all'interfaccia, la temperatura, i carichi ed i movimenti effettuati dal corpo umano influenzano le condizioni del tribosistema.

### 8.3 Output Del Sistema

La perdita di materiale è il dato più importante da rilevare in applicazioni ortopediche. Le particelle erose dal materiale possono causare l'osteolisi indotta dei tessuti e provocare dunque danni molto gravi al corpo umano. È stato dimostrato che la reazione tissutale dipende dalla forma, dimensione e composizione delle particelle rilasciate. Ad esempio, in certi casi viene rilasciato un numero maggiore di particelle anche se la quantità di particelle di usura complessiva risulta essere inferiore. In particolare dalla conversione dei tassi di usura e della dimensione di particelle, è stato dimostrato che vengono rilasciate circa  $0,2-2 \cdot 10^{12}$  particelle per milligrammo di detriti



**Figura 8.2:** UMT 3 by Brunker

formati. Nonostante la rilevanza dell'usura, la maggior parte dell'energia dissipata dal sistema viene trasformata in calore. La generazione di calore è stata sperimentalmente osservata nelle endoprotesi d'anca. Nel caso di accoppiamenti con aree di contatto molto piccole, come nel caso del colletto modulare, le temperature possono raggiungere i  $60^{\circ}\text{C}$ - $80^{\circ}\text{C}$ . Questi picchi di temperatura possono stimolare reazioni chimiche che comportano il deposito di prodotti di reazione sulla coppa acetabolare e sul colletto della protesi. Questo fenomeno spiega inoltre la presenza misurata di una coppia torcente a livello del collare della protesi che, talvolta, in presenza di dispositivi di grandi dimensioni, può portare allo svitamento della protesi. Tuttavia, dal punto di vista dell'usura la presenza di depositi di reazioni sulle superfici dell'impianto influisce positivamente. Questo poiché la superficie originale del materiale si trasforma in un ibrido caratterizzato dalla presenza di cristalli di materiale nano-strutturato, detriti di usura ossidati e materiali di origine organica provenienti dai fluidi corporei che contribuiscono alla protezione del materiale sottostante.

## 8.4 Caso Studio

Il fenomeno di nostro interesse è l'usura, nello specifico usura da fretting. Il test che è stato condotto è stato effettuato a temperatura controllata e per immersione in una soluzione salina. La macchina utilizzata è il tribometro UMT (universal mechanical tester) 3 by Brunker.

Tale apparato permette di svolgere prove su materiali ferrosi e non, a secco od in condizioni di lubrificazione tramite una varietà di test abbastanza

**Tabella 8.1:** Celle di carico in dotazione al tribometro presente al lab TE.SI di Rovigo.

	Cella di carico 1	Cella di carico 2
Portata [N]	0 – 10	0 – 1000
Risoluzione [mN]	0,5	5

ampia tra cui:

- Pin on flat;
- Ball on flat;
- Pin on V-Block;
- Block on ring;
- Disk on disk (flat on flat).

La configurazione scelta per il caso in esame è “pin on flat”, ovvero cilindro su piano. Due corpi, Pin e Plate, vengono mantenuti in contatto con un carico di compressione noto ( $F$ ) e fatti muovere l'uno rispetto all'altro così da creare un moto relativo. L'UMT permette di monitorare durante il compimento dei test, la forza normale, la forza tangenziale e permette il calcolo del coefficiente di attrito. La procedura di prova è completamente automatizzata e si appoggia ad una piattaforma PC per il controllo motore, movimentazione assi e per l'acquisizione dati, con un pratico software utilizzabile in ambiente Windows. I dati di prova possono essere visualizzabili in tempo reale o memorizzabili per una visualizzazione futura.

Il layout della macchina prevede una testa (Carriage), che viene mossa da un motore elettrico che aziona un dispositivo vite-madrevite lungo la direzione verticale, dove vengono montati i dispositivi per eseguire le prove, come per esempio i sensori di forza o celle di carico, i pin per le prove pin on disc.

Sulla testa è presente una slitta mobile (Slider) azionata da un motore elettrico che permette lo spostamento a destra e sinistra degli accessori montati. Infine alla base della macchina sono state ricavate delle sedi dove posizionare il piatto rotante per eseguire i test pin on disc, il forno per le prove a caldo oppure una tavola porta pezzo, dotata anch'essa di motori elettrici per permettere l'esecuzione di altre prove.

Sono in dotazione due celle di carico, capaci entrambe di rilevare il carico e il momento torcente lungo due assi ( $F_x$  e  $F_z$ ), la cui portata e risoluzione vengono descritte nella tabella 8.1

Il segnale raccolto dalle celle di carico viene utilizzato per la retroazione della testa in modo tale da garantire il più possibile i parametri di prova impostati.



**Figura 8.3:** Porta-cilindro.

La prova di usura pin on flat (POF) è ampiamente utilizzata per testare i materiali polimerici a contatto con il metallo ma può essere utilizzata anche per configurazioni del tipo metallo su metallo. La configurazione del test prevede un perno cilindrico scorrevole contro una superficie piatta. Le traiettorie percorse dal pin sono principalmente due: lineare e rettangolare. Nel caso in esame la traiettoria utilizzata è del tipo lineare iterata in maniera ciclica.

## 8.5 Set-up Di Prova

Al fine di effettuare le prove con una corretta configurazione è stato necessario costruire un piccolo sistema di afferraggio del pin. Anche in questo caso è stata privilegiata la semplicità: l'apparato di prova doveva essere semplice e realizzabile in breve tempo. Si è pensato così di sostenere il pin (il cilindro) in un *porta-cilindro* e di bloccarlo grazie al serraggio effettuato tramite due viti, l'una che serra il cilindro in direzione radiale e l'altra che serra il cilindro in corrispondenza del suo asse. Le viti sono state opportunamente spianate per garantire un appoggio il più possibile piano della vite al pin. Il *porta-cilindro* viene collegato al carriage dello strumento grazie ad una piastrina pre-esistente tramite quattro fori. Anche in questo caso la modellazione è stata fatta tramite il software commerciale PTC Creo 3.0<sup>®</sup>. Viene riportata la modellazione in Fig. 8.3.

I vincoli in questo caso erano il posizionamento dei fori preesistenti sulle piastre del tribometro. Difatti, grazie ad essi, la macchina assicura all'utilizzatore la possibilità di innestare set-up differenti. L'apparato sperimentale prevede:

- Un *porta-cilindro*;
- Una vaschetta di plexiglass;

- La pompa centrifuga RS M400-S180;
- Il termoriscaldatore Tetra HT 25;
- Un voltmetro.

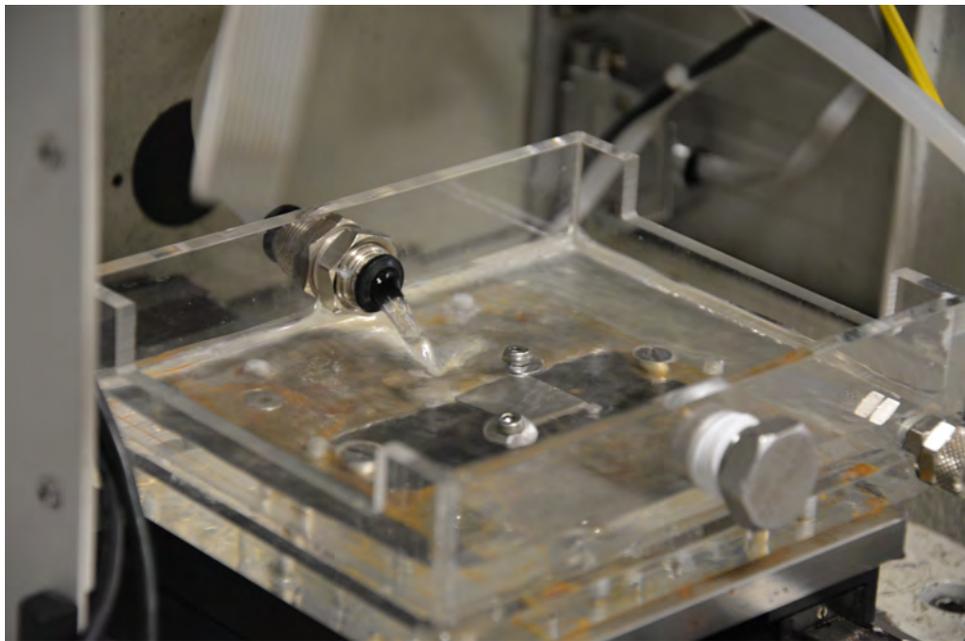
E' stato realizzato un piccolo circuito al fine di garantire nella zona di contatto un continuo ricircolo di soluzione riscaldata. La soluzione salina è composta dal solvente, acqua distillata, ed il soluto, NaCl, come previsto dalla normativa. Il sale è presente in un quantitativo di 0,9%. All'interno di un serbatoio d'acqua contenente la soluzione salina, viene introdotto un termoriscaldatore commerciale per riscaldare l'acqua da temperatura ambiente a circa  $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ . Al serbatoio viene collegata la pompa centrifuga, la quale permette di sollevare l'acqua dal pavimento su cui giace il serbatoio sino alla vaschetta di plexiglass. Tale vaschetta è collegata tramite quattro fori alla tavola di base del tribometro. La vasca deve contenere una quantità di liquido tale da garantire il continuo afflusso di soluzione all'interfaccia di contatto. Per permettere la fuoriuscita del liquido è stato praticato un ulteriore foro nella vaschetta ed è stato inserito un tubo che lo collega al serbatoio di soluzione. La pompa centrifuga viene alimentata da una tensione massima di 12 volt, dunque è stato necessario collegarla ad un voltmetro per poter regolarne la tensione e di conseguenza la portata. Fondamentale per il corretto funzionamento del circuito è che la pompa si trovi sempre ad un'altezza inferiore al livello dell'acqua, garantendo così il riempimento di liquido nel tubo di mandata. Al fine di capire quale sia la portata tale da garantire un livello di liquido efficace, sono state eseguite delle prove per ottimizzare la portata e, di conseguenza la tensione richiesta. Il valore di tensione impostato durante le prove è di all'incirca 7 Volt ed una corrente corrispondente pari a 0,25 A. Viene di seguito riportate alcune immagini effettuate durante lo svolgimento delle prove.



**Figura 8.4:** Set-up di prova.



**Figura 8.5:** Particolare: pin in appoggio durante il corso del test.



**Figura 8.6:** Particolare: disk immerso in soluzione salina.

# Capitolo 9

## Analisi Numerica

### 9.1 Introduzione

È stata condotta un'analisi non lineare per geometria, impiegando elementi finiti solidi tetraedrici. Sono disponibili elementi con ordine di interpolazione diverso (lineare, parabolico, cubico ecc.); la scelta deve essere fatta tenendo in considerazione l'approssimazione introdotta, il tempo computazionale e l'entità del problema. Alcuni elementi tipici sono illustrati in figura 9.1

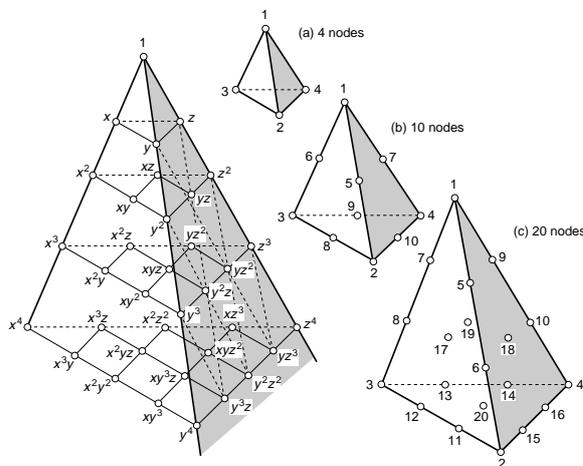


Figura 9.1: Elementi tetraedrici disponibili.

### 9.2 Non Linearità Geometrica

Nel caso in esame non è lecito riferirsi a legami lineari tra spostamenti e deformazioni. Questo perché:

- O sono grandi gli spostamenti (associati a grandi o piccole deformazioni);

- Oppure non sono trascurabili le componenti del secondo ordine della deformazione, perché ad esse sono associate tensioni tali da produrre un contributo significativo al lavoro di deformazione.

### 9.2.1 Problemi Connessi Alla Non Linearità Geometrica

Dal momento che non sono più confondibili la geometria iniziale e quella in stato deformato del sistema in esame, variano con la geometria, progressivamente, i termini di riferimento: sia il sistema di riferimento intrinseco del corpo, che i termini di paragone per la valutazione delle grandezze incrementali.[28]

Nell'ambito della meccanica dei solidi, si è soliti utilizzare un approccio di tipo *Lagrangiano* (totale o update), che si presta computazionalmente meglio rispetto ad un approccio *Euleriano*, utilizzato invece nella meccanica dei fluidi.

Il problema basilare è quello di conoscere la posizione di equilibrio di un dato sistema materiale sotto l'effetto di assegnati carichi esterni. Per tale determinazione si può procedere esprimendo l'equilibrio, in un fissato istante  $t + \Delta t$ , per mezzo del *Teorema dei Lavori Virtuali*.

Il problema che si pone è dato dal fatto che le tensioni, le deformazioni, e tutte le grandezze geometriche, sono quantità riferite ad una configurazione che è di fatto ancora incognita. Questa differenza con l'analisi lineare è notevole, in cui si assume che gli spostamenti siano comunque infinitesimi, in modo che la geometria del corpo praticamente non cambi per effetto dei carichi applicati.

Pur pensando di ricorrere ad un'analisi di tipo incrementale del problema, rimane comunque la difficoltà, passando dalla configurazione  $t$  alla successiva, di aggiornare le tensioni. Queste infatti non si possono calcolare semplicemente sommando alle tensioni di *Cauchy* definite al tempo  $t$  un incremento che sia dovuto alla sola deformabilità del corpo, ma si debbono mettere in conto le rotazioni rigide del sistema materiale, che contribuiscono a modificare le componenti del tensore di tensione. Tali problemi si possono superare, ad esempio, facendo riferimento al tensore di *Piola - Kirchhoff* e alle associate deformazioni di *Lagrange*, che sono definite con riferimento alla configurazione iniziale indeformata, e in modo tale da essere invarianti rispetto ad una rotazione rigida del sistema materiale.

### 9.2.2 Metodo Degli Elementi Finiti: Non Linearità Per Geometria

Nel metodo degli elementi finiti la matrice di rigidezza della struttura è assemblata mediante la rigidezza dei singoli elementi tramite una procedura sistematica. Per un problema elastico lineare le relazioni usate nel metodo degli elementi finiti sono:

- Relazione tensione – deformazione:  $\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{D}\boldsymbol{\varepsilon}$ ;
- Relazione deformazioni – spostamenti:  $\boldsymbol{\varepsilon} = \mathbf{B}\boldsymbol{\delta}$ ;
- Matrice di rigidezza dell'elemento:  $\mathbf{K} = \int_V \mathbf{B}^T \mathbf{D} \mathbf{B} dv$ .

La matrice di rigidezza globale della struttura si ottiene tramite l'operazione di assemblaggio. Si ha un set di equazioni lineari della forma:

$$\mathbf{K}\boldsymbol{\delta} - \mathbf{F} = \mathbf{0} \quad (9.1)$$

Nel caso di problemi non lineari, l'equazione sopra riportata in forma matriciale rappresenta un set di equazioni non lineari, in cui la matrice  $\mathbf{K}$  dipende dal vettore degli spostamenti  $\boldsymbol{\delta}$ .

Il set di equazioni non lineari è risolto in maniera iterativa tramite metodi quale il *Newton-Raphson*, basato sulla rigidezza istantanea della struttura, per cui è necessario derivare la matrice di rigidezza tangente.

Questa matrice può essere ottenuta usando o il sistema di riferimento Euleroiano (updated Lagrangian) o Lagrangiano. La formulazione del problema in termini Lagrangiani updated porta a matrici più semplici.

### 9.2.3 Derivazione Della Matrice Di Rigidezza Tangente

Nel caso di non linearità geometrica (NLG), le deformazioni sono formate da una parte lineare e da una parte non lineare contenente termini di ordine superiore. Conseguentemente, la matrice  $\mathbf{B}$  del problema elastico viene sostituita dalla matrice  $\bar{\mathbf{B}}$ , formata da due componenti. Si ha:

$$\bar{\mathbf{B}} = \mathbf{B}_0 + \mathbf{B}_L \quad (9.2)$$

La relazione espressa in termini incrementali diviene  $d\boldsymbol{\varepsilon} = \bar{\mathbf{B}}d\boldsymbol{\delta}$  in cui  $\mathbf{B}_0$  e  $\mathbf{B}_L$  sono le matrici deformazioni – spostamenti dovute a piccoli e grandi spostamenti rispettivamente. Le equazioni finali sono ottenute sommando i contributi dei vari elementi. Per il problema elastico si ha:

$$\mathbf{K}\boldsymbol{\delta} - \mathbf{F} = \int_V \mathbf{B}^T \mathbf{D} \mathbf{B} dv \boldsymbol{\delta} - \mathbf{F} = \int_V \mathbf{B}^T \boldsymbol{\sigma} dv - \mathbf{F} = \mathbf{R}(\boldsymbol{\delta}) = \mathbf{0} \quad (9.3)$$

Nel caso di NLG:

$$\mathbf{R}(\boldsymbol{\delta}) = \int_V \bar{\mathbf{B}}^T \boldsymbol{\sigma} dv - \mathbf{F} = \mathbf{0} \quad (9.4)$$

Differenziando:

$$d\mathbf{R} = \int_V d\bar{\mathbf{B}}^T \boldsymbol{\sigma} dv + \int_V \bar{\mathbf{B}}^T d\boldsymbol{\sigma} dv = \mathbf{K}_T d\boldsymbol{\delta} \quad (9.5)$$

Per il primo termine si può scrivere:

$$\int_V \mathbf{d}\bar{\mathbf{B}}^T \boldsymbol{\sigma} dv = \mathbf{K}_G \mathbf{d}\boldsymbol{\delta} \quad (9.6)$$

Omettendo i passaggi reperibili in (rifbiblio), la matrice di rigidezza tangente è data da:

$$\mathbf{K}_T = \mathbf{K}_G + \mathbf{K}_0 + \mathbf{K}_L \quad (9.7)$$

In cui:

- $\mathbf{K}_G$  matrice geometrica;
- $\mathbf{K}_0$  matrice di rigidezza inerente a piccoli spostamenti;
- $\mathbf{K}_L$  matrice di rigidezza inerente ai grandi spostamenti.

Nel secondo termine dell'equazione 9.5 si ha:

$$\begin{aligned} \int_V \bar{\mathbf{B}}^T \mathbf{d}\boldsymbol{\sigma} dv &= \int_V \bar{\mathbf{B}}^T \mathbf{D} \mathbf{d} dv = \int_V \bar{\mathbf{B}}^T \mathbf{D} \bar{\mathbf{B}} dv \\ &= \int_V [\mathbf{B}_0 + \mathbf{B}_L]^T \mathbf{D} [\mathbf{B}_0 + \mathbf{B}_L] d\delta dv \end{aligned} \quad (9.8)$$

tramite alcuni passaggi:

$$\int_V [\mathbf{B}_0^T \mathbf{D} \mathbf{B}_0 dv + \mathbf{B}_0^T \mathbf{D} \mathbf{B}_L dv + \mathbf{B}_L^T \mathbf{D} \mathbf{B}_0 dv + \mathbf{B}_L^T \mathbf{D} \mathbf{B}_L dv]^T d\delta \quad (9.9)$$

e quindi:

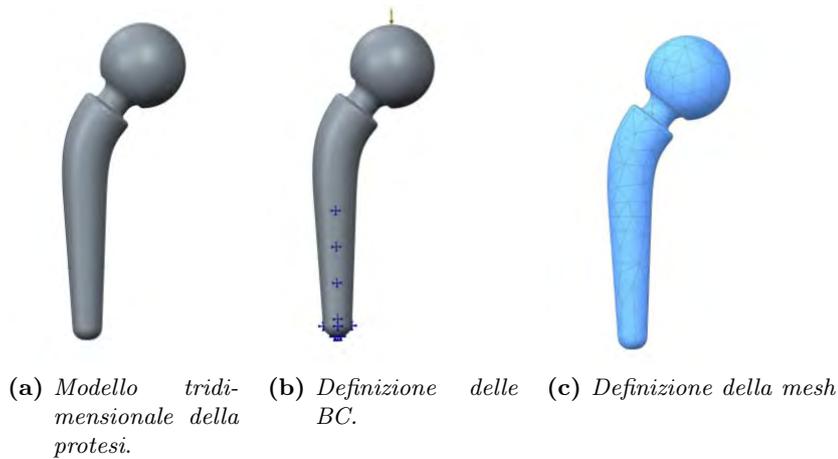
$$\int_V \bar{\mathbf{B}}^T \mathbf{d}\boldsymbol{\sigma} dv = [\mathbf{K}_0 + \mathbf{K}_L] \mathbf{d}\boldsymbol{\delta} \quad (9.10)$$

### 9.3 Costruzione Del Modello E Analisi Dei Risultati

Per la costruzione del modello solido è stato impiegato il software commerciale PTC Creo 3.0<sup>®</sup>. Tale software include sia un modellatore solido, impiegato per la costruzione del modello BIM, sia di un modulo relativo all'analisi strutturale per lo svolgimento delle analisi numeriche sopra descritte.

### 9.4 Pre-Processing

La meshatura è stata eseguita impiegando elementi tetraedrici solidi aventi una dimensione media di 10 mm. Le condizioni al contorno assegnate al modello sono di tipo cinematico. Dato che, nella realtà, la protesi è immersa in cemento osseo, si è ritenuto opportuno vincolare la protesi a livello del



**Figura 9.2:** Protesi.

gambo con incastri. La forza imposta è pari a 3000 N (vedi paragrafo 4.3 a pagina 21) ed applicata nel centro della protesi.

## 9.5 Post-Processing Dei Risultati

Si riportano di seguito le mappe di colore inerenti alla pressione di contatto nell'elemento. La determinazione delle grandezze, come la pressione, avviene nei punti di integrazione dell'elemento; i valori nodali sono ottenuti estrapolando i dati dai punti di integrazione ai nodi. L'ordine di estrapolazione dipende dal tipo di elemento finito utilizzato; per un elemento finito come quello in esame, l'estrapolazione è lineare. Per plottare la mappa di colore tensionale Creo estrapola le componenti di tensione dai punti di integrazione agli estremi di ciascun elemento e successivamente calcola la pressione di contatto.

## 9.6 Influenza Della Geometria Della protesi

Per valutare l'influenza della grandezza della geometria della protesi sulla pressione di contatto è stata implementata un'ulteriore analisi modificando le dimensioni. Sulla base dei risultati ottenuti (vedi Figure 9.3 nella pagina seguente e 9.4 nella pagina successiva) è stato possibile sostenere che l'influenza della grandezza della geometria sui risultati della simulazione sia pressochè irrilevante.

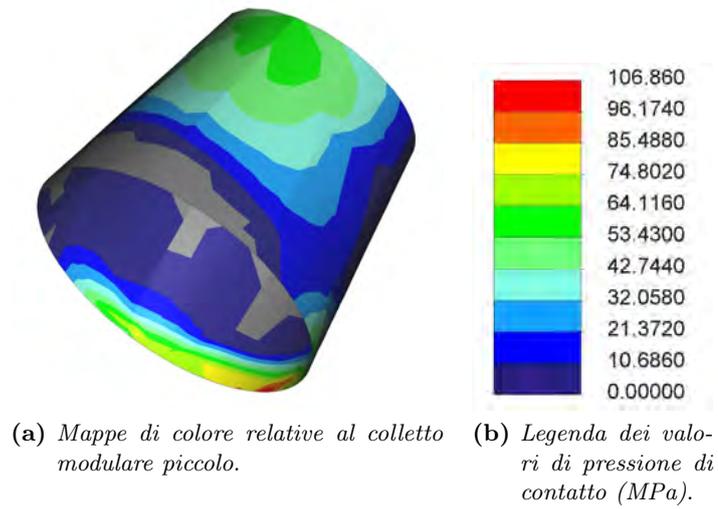


Figura 9.3: Risultati FEM.

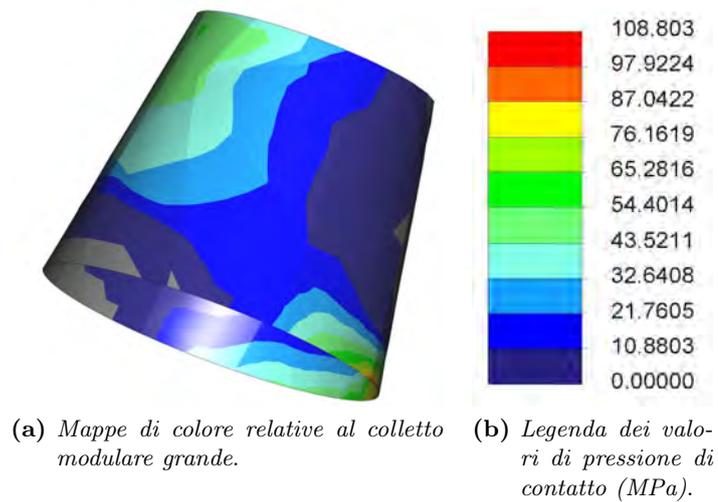


Figura 9.4: Risultati FEM.

# Capitolo 10

## Teoria di Hertz

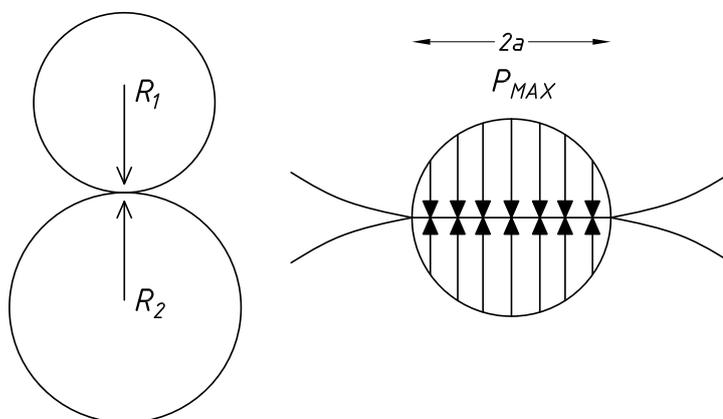
### 10.1 Introduzione

In questo capitolo viene illustrato come grazie alla conoscenza della pressione massima, dato in uscita della simulazione, si è giunti al calcolo del valore della forza da applicare nei test effettuati al tribometro. Recenti studi [27] hanno effettuato un percorso analogo di studio del fretting basandosi su simulazioni agli elementi finiti e successiva rielaborazione attraverso teorie analitiche. Dato che la configurazione di prova scelta è del tipo cilindro-piano, per il calcolo delle grandezze di interesse è necessario introdurre la teoria Hertziana.

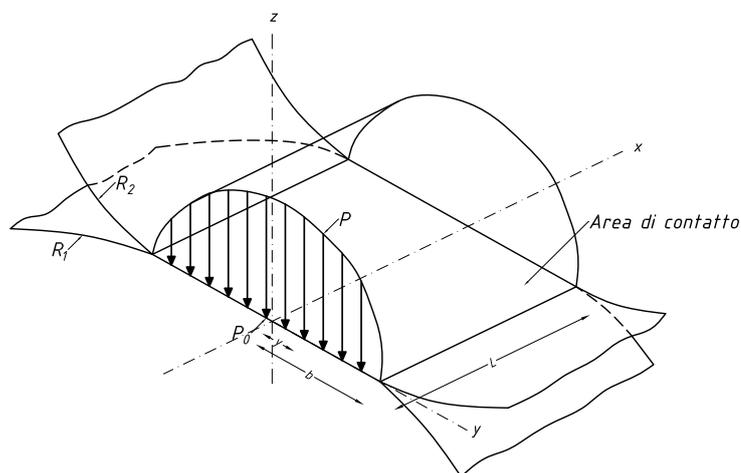
### 10.2 Teoria Di Hertz

La teoria di Hertz consente di determinare le tensioni e le deformazioni che si producono premendo l'uno contro l'altro due corpi elastici curvi. Difatti quando due corpi aventi superfici esterne curve vengono pressati tra loro, la zona di contatto, a causa della deformazione elastica avviene su superfici e non su linee o punti. Poiché tali superfici sono generalmente piccole, le pressioni mutue risultano elevate e negli elementi in prossimità del contatto, si genera uno stato di tensione tridimensionale. Le ipotesi che si trovano alla base di tale teoria sono:

- Perfetta elasticità dei materiali;
- Assenza di forze d'attrito;
- Superficie di contatto piccola rispetto alle dimensioni dei corpi a contatto.



**Figura 10.1:** Pressioni di contatto tra sfere o cilindri.



**Figura 10.2:** Cilindri paralleli a contatto.

### 10.3 Cilindro-piano

Vengono di seguito riportate le equazioni di interesse relative a tale tipo di contatto. [18]

$$a = \sqrt{\frac{2 \cdot F \cdot (M_1 + M_2)}{B \cdot L \cdot \pi}} \quad (10.1)$$

In cui  $F$  è la forza,  $M_1$  ed  $M_2$  sono parametri dipendenti dal materiale che vengono di seguito definiti,  $L$  è la lunghezza dell'area di contatto e  $B$  è definito dai raggi delle configurazioni a contatto.

$$M_1 = \frac{1 - \nu_1^2}{E_1} \quad (10.2)$$

**Tabella 10.1:** Modulo elastico e coefficiente di Poisson dei materiali utilizzati per il contatto cilindro-piano.

	Ti64	Cobalto-Cromo
$\nu$	0,34	0,3005
E (GPa)	115	241

Ove con  $\nu_1$  e  $\nu_2$  si indicano i coefficienti di Poisson dei materiali a contatto e con  $E_1$  ed  $E_2$  i relativi moduli elastici.

$$M_2 = \frac{1 - \nu_2^2}{E_2} \quad (10.3)$$

$$B = \frac{1}{2} \cdot \left( \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right) \quad (10.4)$$

Ove con  $R_1$  s'intende il raggio del cilindro piano e con  $R_2$  s'intende il raggio di un piano che viene posto uguale ad infinito.

$$P_{\text{MAX}} = \frac{2 \cdot F}{\pi \cdot a \cdot L} \quad (10.5)$$

L'andamento della pressione nell'area di contatto è data dalla funzione:

$$P(x) = P_{\text{MAX}} \cdot \sqrt{1 - \frac{x^2}{a^2}} \quad (10.6)$$

Ove si deduce che la pressione massima si ottiene in corrispondenza di  $x=0$ .

## 10.4 Calcolo della forza

La pressione massima ottenuta grazie alla simulazione era approssimativamente di 100 MPa.

L'accoppiamento cilindro-piano nel caso in esame era costituito dai seguenti materiali: Cobalto-Cromo (per il piano) e Ti 6Al 4V (per il cilindro).

I dati dei materiali per eseguire l'analisi sono riportati nella tabella 10.1. Attraverso una semplice elaborazione delle equazioni riportate al paragrafo 10.3 si è giunti alla formula che, dalla conoscenza della pressione massima e dai dati relativi ai materiali in contatto, ci ha permesso di calcolare il valore della forza da applicare. In particolare inserendo l'equazione 10.1 nell'equazione 10.5 si ottiene:

$$F = \frac{\pi \cdot L \cdot P_{\text{MAX}}^2 \cdot (M_1 + M_2)}{2 \cdot B} \quad (10.7)$$

Conoscendo i dati dei materiali è possibile calcolare  $M_1$ ,  $M_2$  e  $B$  che valgono rispettivamente:  $7,69 \cdot 10^{-12} \text{ Pa}^{-1}$ ,  $3,77 \cdot 10^{-12} \text{ Pa}^{-1}$  e  $100 \text{ m}^{-1}$ . Per il calcolo

**Tabella 10.2:** Parametri di prova utilizzati per il test al tribometro.

Spazio percorso ( $\mu\text{m}$ )	0,5
Velocità (mm/s)	40
Frequenza teorica (Hz)	40
Frequenza reale (Hz)	10
Nr. cicli	100000
Durata (s)	10000

del parametro B è stato necessario definire il raggio del cilindro, che nel nostro caso è stato posto pari a 5 mm. Conoscendo tutti i parametri ed dati è stato possibile calcolare la forza da imporre in funzione della larghezza del cilindro e scegliere un dato appropriato sia in base alla cella di carico in dotazione sia in base alle lavorazioni da effettuare per ottenere tale cilindro. È stata scelta una lunghezza pari a 5 mm e di conseguenza la forza calcolata era pari a 7.20 N.

## 10.5 Definizione Degli Altri Parametri Di Prova

Le condizioni di prova impostate sul tribometro di Rovigo vengono riassunte nella tabella 10.2. Tali parametri derivano da una campagna prove preliminare che ha permesso di ricavare i parametri ottimali per la conduzione della prova in modo tale per cui con un numero ragionevole di cicli si potesse vedere usura dei campioni.

Com'è possibile osservare vi è una discrepanza tra il valore di frequenza teorico e quello realmente effettuato dallo strumento: ciò poichè il tribometro spende un certo tempo per l'accelerazione e la decelerazione e, di conseguenza, la frequenza reale è minore di quella teorica. La discrepanza tra i due valori aumenta all'aumentare della frequenza teorica impostata. La frequenza effettiva si calcola, ad esempio, plottando la velocità in funzione del tempo e contando il numero di cicli effettivamente svolti.

Per quanto riguarda la durata del test invece si è deciso di effettuare la prova per 100000 cicli. Tale dato emerge dal compromesso tra l'elevato numero di cicli previsto dalla normativa, la fattibilità dello studio in laboratorio e da uno studio bibliografico di cui vengono riassunti i risultati nella tabella 10.3 a fronte.

Tabella 10.3: Ricerca bibliografica.

Autori	Test	Materiali	Frequenza (Hz)	Nr. Cicli
Kyungmok Kim et al. [21]	Cilindro-piano	Inox-PMMA	1	1428
M. Baxmann et al. [2]	Sfera-piano	Ti6Al4V - Ti6Al4V	1	6000
T. Zhang et al. [27]	Cilindro-piano	Co-28Cr-6Mo-DMLS/forgiato Ti-6Al-4V	35	18000-21000



# Capitolo 11

## Tornitura

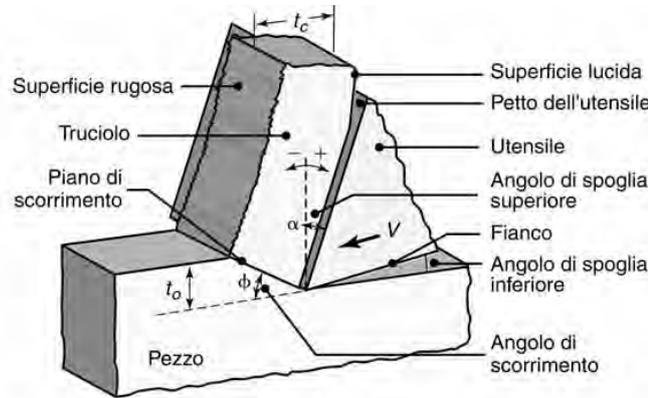
### 11.1 Introduzione

Le lavorazioni di asportazione alle quali è stata sottoposta la barra di Ti6Al4V per ottenere il disk cilindrico da montare sul tribometro sono fondamentali per definire le caratteristiche del pezzo stesso. In particolare, nel nostro caso di studio la barra è stata tornita al tornio CNC presente al laboratorio Te.Si di Rovigo.

### 11.2 Meccanica Della Formazione Del Truciolo

In genere nelle lavorazioni per asportazione, ed in particolare anche in tornitura, il materiale viene rimosso dalla superficie del pezzo producendo trucioli, come mostrato nella 11.1 nella pagina successiva. Il meccanismo di base, che è simile in tutte le operazioni di taglio, può essere rappresentato dal modello bidimensionale di taglio ortogonale. In questo modello, l'utensile si muove lungo il pezzo a una certa velocità (velocità di taglio),  $V$ , e profondità di passata,  $t_o$ . In corrispondenza dell'utensile si forma il truciolo, mediante scorrimento continuo del materiale lungo il piano di scorrimento. Tale modello sebbene sia una rappresentazione semplificata della realtà viene comunemente utilizzato per schematizzare ciò che avviene, in maniera più complessa, nelle tre dimensioni. Risulta utile scindere le variabili indipendenti, ovvero quelle su cui è possibile agire arbitrariamente, e quelle dipendenti, che sono invece il prodotto del complesso processo di taglio. Le variabili dipendenti sono:

- tipologia utensile
- forma utensile, finitura superficiale, grado di affilatura;
- materiale del pezzo;
- temperatura a cui avviene la lavorazione;



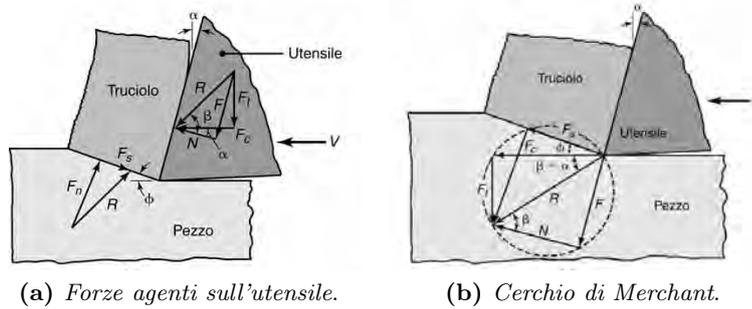
**Figura 11.1:** Rappresentazione schematica del processo di taglio bidimensionale o taglio ortogonale: taglio ortogonale con piano di scorrimento ben definito, conosciuto anche come modello di Merchant

- parametri di taglio, velocità di taglio, velocità di avanzamento, profondità di passata;
- condizione di lubrificazione, tipologia di fluido lubrorefrigerante;
- caratteristiche della macchina utensile, rigidità, smorzamento;
- portautensile, attrezzatura di fissaggio;

le variabili dipendenti sono:

- tipo di truciolo;
- forza richiesta;
- energia dissipata nel processo di taglio;
- aumento della temperatura del pezzo, truciolo, utensile;
- usura, scheggiatura, rottura utensile;
- finitura, integrità superficiale del pezzo dopo la lavorazione;

Nel modello di taglio ortogonale l'utensile è ortogonale alla direzione di taglio. L'utensile presenta un angolo di spoglia superiore,  $\alpha$ , (positivo, nel caso visibile nella figura) e un angolo di spoglia inferiore. Si noti che la somma dell'angolo di spoglia superiore, dell'angolo di spoglia inferiore e dell'angolo di taglio (angolo incluso dell'utensile) è pari a  $90^\circ$ . Lo scorrimento avviene lungo un piano di scorrimento, che forma un angolo  $\phi$ , detto angolo di scorrimento, con la superficie del pezzo. Al di sotto del piano di scorrimento, il pezzo rimane indeformato (con l'eccezione di una piccola deformazione elastica), mentre sopra al piano di scorrimento il truciolo è già formato e



**Figura 11.2:** Si noti che le forze risultanti,  $R$ , devono essere parallele per ottenere l'equilibrio delle forze. La scomposizione delle forze grazie al Cerchio di Merchant permette la determinazione delle varie componenti che agiscono nella zona di taglio

si muove verso il petto dell'utensile. A causa del movimento relativo, vi è attrito tra il truciolo e il petto dell'utensile. Lo spessore del truciolo,  $t_c$ , si può calcolare a partire da  $t_o$ ,  $\phi$  e  $\alpha$ . Il rapporto tra  $t_o$  e  $t_c$  è noto come rapporto di taglio,  $r$ , (o il suo inverso, chiamato fattore di ricalcamento del truciolo) che può essere calcolato come:

$$r = \frac{t_o}{t_c} = \frac{\sin(\phi)}{\cos(\phi - \alpha)} \quad (11.1)$$

Lo spessore del truciolo è sempre maggiore della profondità di passata, pertanto il valore di  $r$  è sempre inferiore all'unità. Nel taglio ortogonale lo spessore del truciolo indeformato,  $t_o$ , e la profondità di passata coincidono; questo in generale non vale per le altre lavorazioni. Poiché lo spessore del truciolo,  $t_c$ , è maggiore dello spessore del truciolo indeformato,  $t_o$ , la velocità del truciolo,  $V_c$ , è inferiore alla velocità di taglio,  $V$ . Per continuità di massa, si ha che

$$V t_o = V_c t_c \quad (11.2)$$

$$V_c = V r \quad (11.3)$$

### 11.3 Forze Nel Taglio Ortogonale

Le forze che agiscono sull'utensile nel taglio ortogonale sono visibili nella Figura 11.2(a). La forza di taglio,  $F_c$ , agisce nella direzione della velocità di taglio,  $V$ . La forza di repulsione,  $F_t$ , agisce nella direzione perpendicolare alla velocità di taglio ovvero perpendicolare al pezzo. Queste due forze producono una forza risultante,  $R$ , che si può dividere in due componenti sul petto dell'utensile: una forza di attrito,  $F$ , lungo l'interfaccia utensile-truciolo e una forza normale,  $N$ , perpendicolare a tale interfaccia. Come riportato

nella Figura 11.2(b), si può dimostrare che la forza di attrito è

$$F = R \sin(\beta) \quad (11.4)$$

e che la forza normale vale

$$N = R \cos(\beta) \quad (11.5)$$

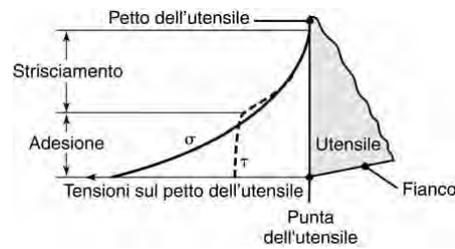
Si noti anche che la forza risultante è bilanciata da una forza uguale e opposta sul piano di scorrimento che si può scomporre in una forza di scorrimento,  $F_s$ , e in una forza normale a tale piano,  $F_n$ . La forza di taglio si può esprimere come

$$R = \cos(\beta - \alpha) \quad (11.6)$$

Il rapporto tra  $F$  e  $N$  è il coefficiente di attrito,  $\mu$ , all'interfaccia utensile-truciolo, mentre l'angolo  $\beta$  è conosciuto come angolo di attrito. Il coefficiente di attrito si può esprimere come:

$$\mu = \tan(\beta) = \frac{F_t + F_c \tan(\alpha)}{F_c + F_t \tan(\alpha)} \quad (11.7)$$

Nelle operazioni di taglio dei metalli generalmente assume valori compresi tra 0.5 e 2, ovvero il truciolo incontra una certa resistenza per attrito nello scorrimento sul petto dell'utensile. Il valore tipico delle forze nelle lavorazioni per asportazione è nell'ordine delle poche centinaia di Newton. Tuttavia le tensioni localizzate nella zona di taglio e le tensioni normali sul petto dell'utensile sono molto elevate, poiché le aree di contatto sono molto piccole. La lunghezza di contatto utensile-truciolo, ad esempio, è tipicamente nell'ordine di 1 mm; l'utensile è quindi soggetto a tensioni molto elevate. La forza di repulsione ( $F_t$ ) non contribuisce all'energia richiesta dalla lavorazione, tuttavia è importante conoscerne il valore poiché lo stelo dell'utensile, l'attrezzatura di fissaggio del pezzo e la macchina utensile devono essere sufficientemente rigidi per minimizzare le deformazioni causate da tale forza. Ad esempio, se la forza di repulsione è troppo elevata e la macchina utensile non è abbastanza rigida, l'utensile si allontanerà dalla superficie del pezzo. Questo spostamento causerà, a sua volta, la riduzione dell'effettiva profondità di passata, portando a una riduzione dell'accuratezza dimensionale del pezzo ed eventualmente all'insorgenza di vibrazioni. La forza di repulsione è stata disegnata verso il basso e dunque si assume che sia positiva ma non è detto che sia sempre così. Difatti se l'angolo di spoglia superiore è molto elevato o l'attrito tra l'utensile ed il truciolo è basso si avrà un'inversione di segno di tale forza repulsiva. L'influenza della profondità di passata è ovvia, poiché all'aumentare di  $t_o$ ,  $R$  aumenta e quindi anche  $F_c$ . Ciò richiede maggiore energia per rimuovere l'ulteriore materiale associato alla maggiore profondità di passata. Le variazioni di direzione e intensità della forza di repulsione



**Figura 11.3:** Rappresentazione schematica della distribuzione delle tensioni normale e tangenziale all'interfaccia utensile-truciolo (petto dell'utensile). Si noti che mentre la tensione normale aumenta in modo continuo verso la punta dell'utensile, la tensione tangenziale raggiunge un massimo e poi rimane costante

sono importanti; in certe condizioni operative, tali variazioni possono portare a instabilità nella lavorazione, in particolare nel caso di macchine utensili poco rigide. Oltre a essere funzione della resistenza del materiale del pezzo, le forze di taglio vengono influenzate anche da altre variabili. Le prove sperimentali dimostrano che la forza di taglio ( $F_t$ ) aumenta all'aumentare della profondità di passata, al diminuire dell'angolo di spoglia e al diminuire della velocità. Un altro importante parametro è il raggio di raccordo del tagliente: maggiore è il raggio (e quindi più usurato è l'utensile), maggiore sarà la forza di taglio. L'evidenza sperimentale suggerisce che, per spessori di taglio nell'ordine di cinque o più volte il raggio di raccordo, l'effetto dell'arrotondamento del tagliente sulle forze di taglio è trascurabile. La valutazione degli stati tensionali sul petto dell'utensile presenta notevoli difficoltà. Un primo problema è la determinazione accurata della lunghezza di contatto all'interfaccia utensile-truciolo. Tale lunghezza aumenta al diminuire dell'angolo di scorrimento, pertanto la lunghezza di contatto è funzione dell'angolo di spoglia superiore, della velocità di taglio e dei fenomeni di attrito all'interfaccia utensile-truciolo. Un secondo problema è la distribuzione non uniforme delle tensioni sul petto dell'utensile. È stato dimostrato, mediante analisi fotoelastica, che l'effettiva distribuzione delle tensioni è quella visibile nella Figura 11.3. Si noti che la tensione normale sul petto dell'utensile è massima in corrispondenza della sua punta per poi diminuire rapidamente verso la fine della lunghezza di contatto. La tensione tangenziale ha un andamento simile, ad eccezione del fatto che diventa costante per circa la metà della lunghezza di contatto utensile-truciolo. Questo comportamento può essere giustificato da fenomeni di adesione, per mezzo dei quali la tensione tangenziale raggiunge la tensione di snervamento a taglio del materiale del pezzo. Le zone con fenomeni di adesione sono state osservate sperimentalmente su alcuni trucioli.

## 11.4 Morfologia Del Truciolo

La tipologia di trucioli prodotti (morfologia del truciolo) influenza in modo significativo la finitura superficiale e l'integrità della superficie, ma anche l'intera lavorazione per asportazione. Se si osservano al microscopio dei trucioli reali, prodotti con differenti condizioni di taglio, si possono osservare delle differenze rispetto al modello ideale. Il truciolo presenta due superfici: una che è stata in contatto con il petto dell'utensile, l'altra che rappresenta la superficie originaria del pezzo. La prima ha un aspetto lucido a causa dello sfregamento del truciolo sul petto dell'utensile. La seconda invece non è entrata in contatto con alcun corpo solido e presenta un andamento a gradini, dovuto al meccanismo di scorrimento. Le tipologie principali di truciolo prodotto nelle lavorazioni per asportazione con utensili da taglio sono:

- Il truciolo continuo solitamente si forma con velocità di taglio e angolo di spoglia superiore elevati. La deformazione del materiale avviene lungo una zona di scorrimento molto stretta, chiamata zona di scorrimento primaria. Il truciolo può presentare anche zone di scorrimento secondarie all'interfaccia utensile-truciolo, come conseguenza dei fenomeni di attrito. Come prevedibile, le zone secondarie diventano più spesse all'aumentare dell'attrito tra truciolo e utensile. Il truciolo continuo in generale è associato a una buona qualità superficiale, tuttavia spesso è considerato un fenomeno negativo perché tende ad aggrovigliarsi attorno all'utensile e la lavorazione deve essere interrotta per la sua rimozione. Questo problema, particolarmente rilevante nelle macchine utensili a controllo numerico, può essere ridotto mediante sistemi rompitruciolo.
- Il tagliente di riporto (BUE, Build Up Edge) si può formare sulla punta dell'utensile durante la lavorazione. Il BUE consiste in strati di materiale del pezzo che si depositano gradualmente sull'utensile. Ad un certo punto il tagliente di riporto diventa instabile e di conseguenza si rompe: La parte superiore del tagliente di riporto viene trascinata via dal truciolo sul petto dell'utensile, mentre la parte inferiore si deposita casualmente sulla superficie lavorata. Il processo di formazione del tagliente e la sua rottura sono fenomeni che si ripetono continuamente durante la lavorazione. Il tagliente di riporto è molto comune nella pratica ed è uno dei fattori più importanti fra quelli che influenzano negativamente la finitura superficiale e l'integrità della superficie: esso, difatti, modifica la geometria dell'utensile. Ad esempio, il raggio di raccordo dell'utensile aumenta e la finitura superficiale conseguentemente diminuisce. A causa dell'incrudimento e della stratificazione successiva di materiale, la durezza del tagliente di riporto aumenta notevolmente. In generale il tagliente di riporto è un fenomeno negativo,

ad eccezione di quando è sottile e stabile; in tali condizioni, infatti, protegge la superficie dell'utensile.

- Il truciolo segmentato è un tipo di truciolo costituito da un numero di elementi collegati, con alcune zone che presentano deformazione limitata ed altre elevata. Il truciolo ha un aspetto simile ai denti di una sega. Questo tipo di truciolo è tipico dei metalli, come il titanio, che hanno bassa conducibilità termica e una resistenza che diminuisce rapidamente all'aumentare della temperatura.
- Il truciolo discontinuo consiste in segmenti parzialmente collegati. Di conseguenza le forze variano continuamente durante la lavorazione. Perciò la rigidità dello stelo dell'utensile, delle attrezzature di fissaggio del pezzo e della macchina utensile sono di fondamentale importanza. Se il sistema non è sufficientemente rigido, si generano delle vibrazioni che inficiano l'integrità superficiale del pezzo.

## 11.5 Energia Specifica

L'energia specifica totale,  $u_t$ , è la somma delle due energie::

$$u_t = u_f + u_s \quad (11.8)$$

Ove con  $u_f$  s'intende l'energia specifica spesa per attrito mentre con  $u_s$  l'energia specifica di scorrimento. Nella Eq.11.8 non compaiono due ulteriori forme di energia: l'energia superficiale e l'energia associata alla quantità di moto. La prima deriva dalla creazione di due nuove superfici quando uno strato di materiale viene asportato dalla lavorazione. Tale contributo è stato omesso poichè minimo in confronto alle altre forme di energia sopra-elencate. L'altra fonte di energia è quella associata alla variazione della quantità di moto che si ha quando il volume di metallo in fase di lavorazione incontra improvvisamente il piano di scorrimento. Tale energia è solitamente trascurabile nelle operazioni di taglio convenzionali, tuttavia può essere significativa a velocità di taglio molto elevate, ad esempio oltre 125 m/s.. L'energia specifica per attrito invece è definita come:

$$u_f = \frac{FV_c}{wt_0V} \quad (11.9)$$

Ove il prodotto  $FV_c$  è la potenza richiesta per vincere l'attrito all'interfaccia utensile-truciolo. L'energia specifica di scorrimento è definita come:

$$u_s = \frac{F_sV_s}{wt_0V} \quad (11.10)$$

Ove il prodotto  $F_s V_s$  è la potenza richiesta per vincere l'attrito all'interfaccia utensile-truciolo. L'energia specifica totale dunque è riscrivibile come:

$$u_t = \frac{F_c V}{wt_0 V} = \frac{F_c}{wt_0} \quad (11.11)$$

in cui  $F_c V$  rappresenta la potenza di taglio.

## 11.6 Tornitura

Con il termine tornitura, in genere, ci si riferisce a tutti quei processi che prevedono la rotazione del pezzo durante la sua lavorazione. La macchina utensile su cui viene effettuata tale operazione viene chiamata tornio. I processi di tornitura sono molto versatili e permettono di realizzare un'ampia varietà di forme. Tali operazioni vengono condotte con diverse velocità di rotazione del pezzo, profondità di passata,  $d$ , e avanzamento,  $f$ , in funzione dei materiali del pezzo e dell'utensile, dell'accuratezza dimensionale e della finitura superficiale richieste e delle prestazioni della macchina utensile.

Le operazioni di sgrossatura vengono condotte con l'obiettivo di asportare grandi quantità di materiale e tipicamente prevedono profondità di passata superiori a 0,5 mm e avanzamento nell'ordine di 0,2-2 mm/giro.

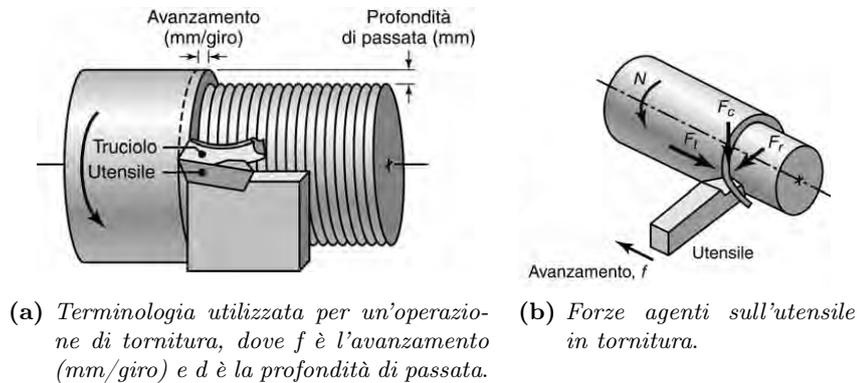
Le operazioni di finitura solitamente utilizzano profondità di passata e avanzamenti inferiori. Nella maggioranza dei casi le lavorazioni per asportazione consistono in operazioni di sgrossatura per l'ottenimento della forma generale del pezzo, seguite da operazioni di finitura per il raggiungimento delle specifiche geometriche di prodotto in termini di accuratezza dimensionale e finitura superficiale.

### 11.6.1 Forze In Tornitura

Le tre forze principali che agiscono sull'utensile sono: la forza di taglio ( $F_c$ ), la forza radiale ( $F_r$ ) e la forza di avanzamento ( $F_t$ ). La forza di taglio agisce sulla punta dell'utensile e tende a flettere l'utensile. Si noti che tale forza è quella che fornisce l'energia richiesta dall'operazione di taglio. La forza radiale agisce lungo il raggio del pezzo e tende ad allontanare l'utensile dal pezzo. La forza di avanzamento agisce in direzione longitudinale, parallelamente alla direzione di avanzamento. Tali forze sono importanti per la progettazione delle macchine utensili ma anche per la valutazione della flessione degli utensili nel caso di lavorazioni di precisione.

### 11.6.2 Velocità Di Asportazione Del Materiale

L'MRR (Material Removal Rate) esprime il volume di materiale che viene asportato nell'unità di tempo, solitamente in  $\text{mm}^3/\text{min}$ . Difatti per ogni giro del pezzo viene rimosso un anello di materiale con un'area della sezione



**Figura 11.4:** Terminologia e forze agenti in tornitura.

trasversale pari al prodotto tra l'avanzamento  $f$  (distanza percorsa dall'utensile durante una rotazione del pezzo) e la profondità di passata  $d$ . Il volume di tale anello è il prodotto dell'area della sezione per la circonferenza media dell'anello, pari a  $\pi D_{\text{medio}}$ , ove  $D_{\text{medio}}$  è la media tra il diametro iniziale ed il diametro finale.

Se la velocità di rotazione del pezzo è pari a  $N$  giri al minuto, si può calcolare la velocità di asportazione come:

$$MRR = \pi D_{\text{medio}} dfN \quad (11.12)$$

Il tempo richiesto per la lavorazione di un tratto di lunghezza  $l$  è:

$$t = \frac{l}{fN} \quad (11.13)$$

Tale tempo non include i tempi richiesti per l'avvicinamento e l'allontanamento dell'utensile dal pezzo.

### 11.6.3 Trattamento Criogenico

Molti studi sono oggi in corso per valutare i possibili effetti positivi del trattamento criogenico condotto su utensili o altri metalli nei riguardi delle loro prestazioni durante le lavorazioni di asportazione. Questa tecnologia implica il raffreddamento molto lento dell'utensile fino a circa  $-180^{\circ}\text{C}$  e quindi il successivo lento ritorno a temperatura ambiente; il materiale viene poi sottoposto a rinvenimento. Secondo certi studi, a seconda delle combinazioni materiale dell'utensile e materiale del pezzo da lavorare, si possono raggiungere incrementi nella durata dell'utensile fino al 300%. Il trattamento criogenico prevede l'utilizzo di azoto liquido come refrigerante nelle lavorazioni di asportazione e nella rettifica. L'azoto liquido viene iniettato a una temperatura di circa  $-200^{\circ}\text{C}$  mediante ugelli di piccolo diametro all'inter-

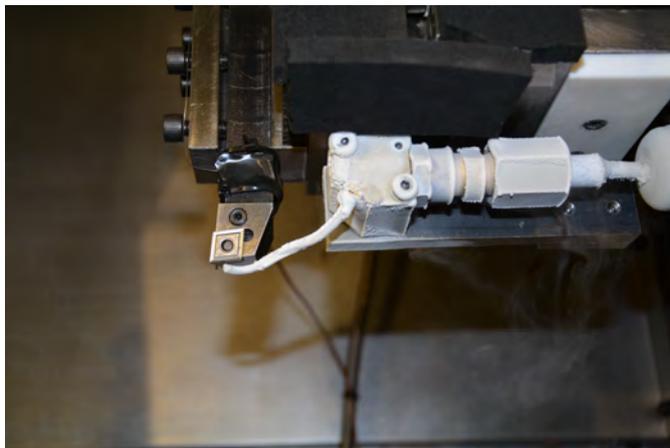
**Tabella 11.1:** Parametri di taglio che caratterizzano i test svolti.

Test no.	Avanzamento (f) [ $\frac{mm}{giro}$ ]	Velocità di taglio (Vc) [ $\frac{m}{min}$ ]
1	0.1	50
2	0.1	80
3	0.2	50
4	0.2	80

faccia utensile-pezzo, riducendone quindi la temperatura. Come risultato, la durezza dell'utensile, e quindi la sua durata, risultano migliorate, permettendo velocità di taglio più elevate. Inoltre, i trucioli diventano più fragili e quindi più facilmente asportabili dalla zona di taglio. Dal momento che non si utilizzano fluidi e che l'azoto liquido semplicemente evapora, i trucioli possono essere più facilmente riciclati, diminuendo quindi il costo totale della lavorazione e contribuendo a limitare gli effetti negativi sull'ambiente. Inoltre, diminuendo le temperature raggiunte durante il processo, è possibile aumentare la velocità di taglio. Tuttavia il trattamento criogenico presenta anche aspetti negativi come la pericolosità dovuta all'utilizzo di temperature molto basse ed anche l'elevato costo associato a tale trattamento. Inoltre, dal punto di vista del materiale, la riduzione della temperatura comporta un aumento della durezza del materiale e della tensione di flusso, diminuendo di conseguenza la duttilità. Ciò comporta la necessità di forze maggiori e potenze richieste dall'impianto. Inoltre vi è il rischio di infragilimento dell'utensile con conseguente rottura catastrofica o scheggiatura prematura del tagliente.

## 11.7 Parametri Di Tornitura

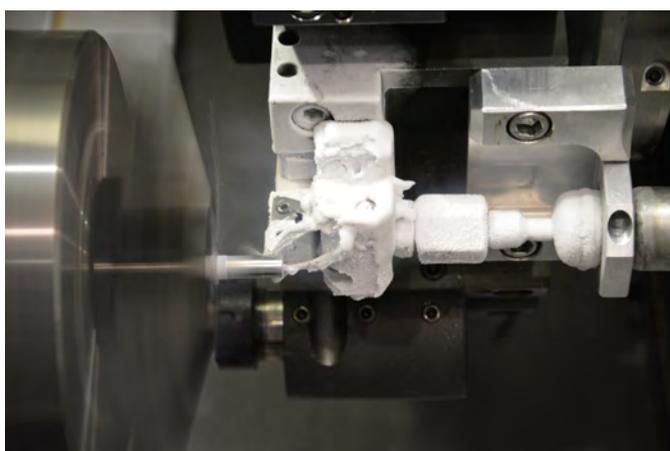
La realizzazione dei pin di Titanio (vedi: Cap.10) è stata eseguita mediante il tornio a controllo numerico Mori Seiki NL1500 presente al lab TE. SI di Rovigo. I parametri di taglio sono stati scelti sulla base delle esigenze dell'azienda. In particolare sono state indagate le condizioni descritte in Tab.11.1. La profondità di passata è stata mantenuta costante a 0,25 mm. Sono state testate due condizioni: assenza totale di lubrificazione durante il processo e lubrificazione mediante l'utilizzo di azoto liquido. Vengono riportate alcune immagini caratteristiche tratte durante la lavorazione criogenica.



(a) *Istanti iniziali del processo.*



(b) *Raffreddamento dell'utensile.*



(c) *Tornitura della barra di Ti6Al4V.*

**Figura 11.5:** Le immagini mostrano la sequenza di operazioni eseguite in tornitura assistita dalla lubrificazione criogenica.



# Capitolo 12

## Analisi Dei Risultati

### 12.1 Introduzione

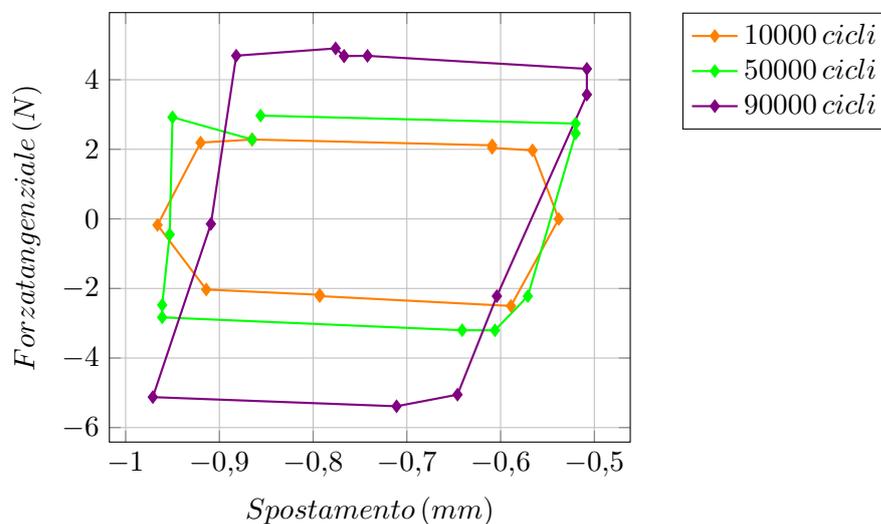
In questo capitolo vengono analizzati e discussi i dati ottenuti dalla campagna prove. Sono state effettuate diverse prove di caratterizzazione. In questa sezione vengono riportati e discussi i dati relativi al coefficiente d'attrito ed i dati relativi alla prova di pesatura.

### 12.2 Analisi Dei Dati

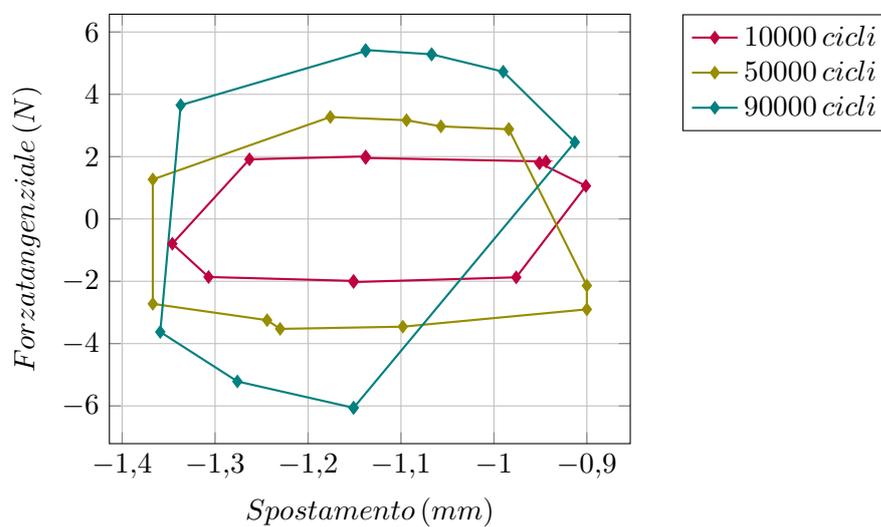
L'obiettivo della campagna prove è quello di valutare l'influenza dei parametri di tornitura sul fretting. Per ogni test è stato valutato il coefficiente d'attrito ed il fretting loop. Come già espresso dal Par. 10.4, i parametri di prova sono tali a effettuare una curva iterata ciclicamente con una frequenza approssimativa di 10 Hz. Per ciascuna prova è possibile osservare un fretting loop di forma pseudo-rettangolare.

Lo spostamento imposto è pari a 500  $\mu\text{m}$  e ciò genera, in linea teorica, una condizione di scorrimento totale. Per verificare che tale ipotesi sia corretta sono stati scelti i fretting loop corrispondenti a 10000 cicli, 50000 cicli e 90000 cicli ed è stato calcolato l'Energy Ratio (vedi Par. 2.2 a pagina 5). Si ricorda che tale rapporto è utile a classificare il regime di fretting in cui ci si trova (fretting-fatigue o fretting-wear). Per poter fare ciò è stata calcolata sia l'area racchiusa da ciascun ciclo di fretting analizzato sia l'area totale ed è stato eseguito il rapporto. L'area racchiusa dalla curva corrisponde all'energia dissipata mentre l'area totale corrisponde all'energia totale.

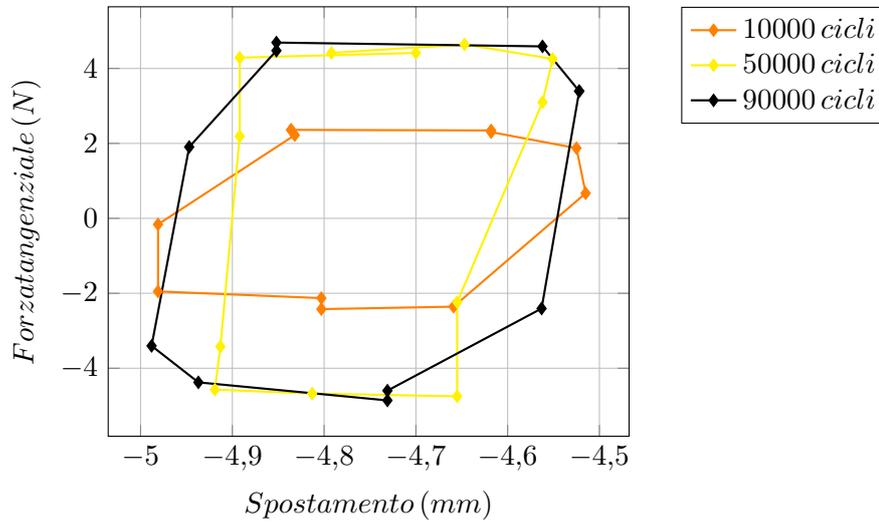
La tabella 12.2 riassume i risultati ottenuti. Dai dati ottenuti si evince che, per tutti i cicli analizzati, ci si trova in regime di scorrimento totale, dominato dal fenomeno dell'usura. I valori di *Energy Ratio* per ogni test superano di molto il valore di 0,2. Ciò equivale a dire che la maggior parte dell'energia viene dissipata nel corso del processo.



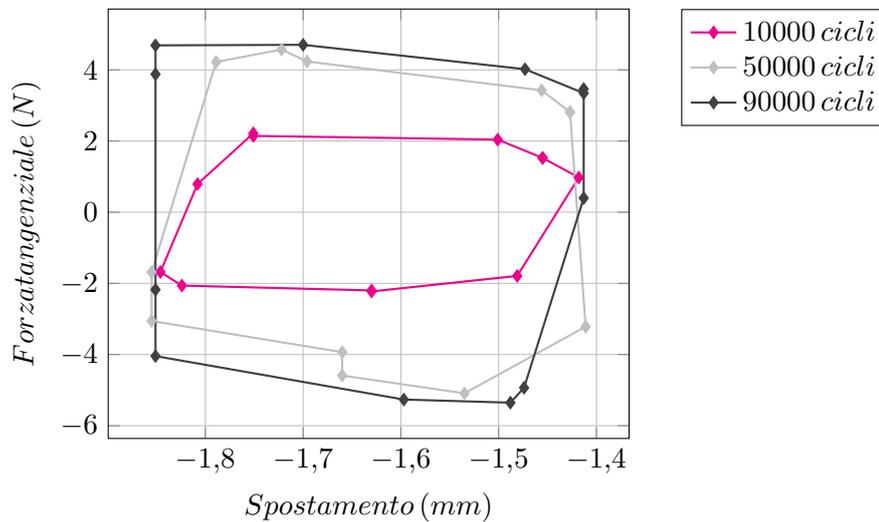
**Figura 12.1:** Fretting loop ottenuto per il test 1, al variare del numero dei cicli. Il pin relativo al Test 1 è stato tornito in condizioni di assenza di lubrificazione ( $V_c=50 \left[\frac{m}{min}\right]$ ,  $f=0,1 \left[\frac{mm}{giro}\right]$ ).



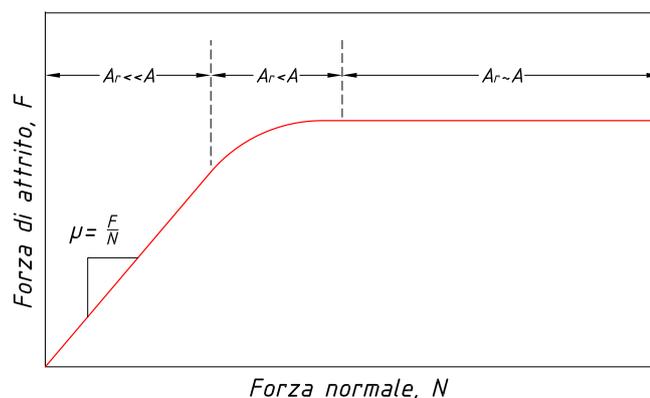
**Figura 12.2:** Fretting loop ottenuto per il test 2, al variare del numero dei cicli. Il pin relativo al Test 2 è stato tornito in condizioni di assenza di lubrificazione ( $V_c=80 \left[\frac{m}{min}\right]$ ,  $f=0,1 \left[\frac{mm}{giro}\right]$ ).



**Figura 12.3:** Fretting loop ottenuto per il test 3, al variare del numero dei cicli. Il pin relativo al Test 3 è stato tornito in condizioni di lubrificazione criogenica ( $V_c=50 [\frac{m}{min}]$ ,  $f=0,2 [\frac{mm}{giri}]$ ).



**Figura 12.4:** Fretting loop ottenuto per il test 4, al variare del numero dei cicli. Il pin relativo al Test 4 è stato tornito in condizioni di lubrificazione criogenica ( $V_c=80 [\frac{m}{min}]$ ,  $f=0,2 [\frac{mm}{giri}]$ ).



**Figura 12.5:** Relazione tra la forza d'attrito e la forza normale.

E' possibile notare come *Energy Ratio* aumenti durante il corso della prova e compatibilmente aumenta anche l'energia dissipata dal processo. Questo fenomeno è legato all'attrito che si sviluppa all'interfaccia tra le due superfici.

L'attrito è la resistenza al moto relativo di due corpi che strisciano uno sull'altro sotto l'azione di un carico normale. Dunque è sempre richiesta una forza tangenziale  $F$  se si vuole far scorrere due corpi a contatto. Il coefficiente d'attrito all'interfaccia,  $\mu$ , è definito come:

$$\mu = \frac{F}{N} \quad (12.1)$$

Ove con  $F$  s'intende la forza tangenziale e con  $N$  la forza normale. Grazie ai valori restituiti in output dal tribometro è stato possibile calcolare il coefficiente d'attrito ottenuto nelle varie prove.

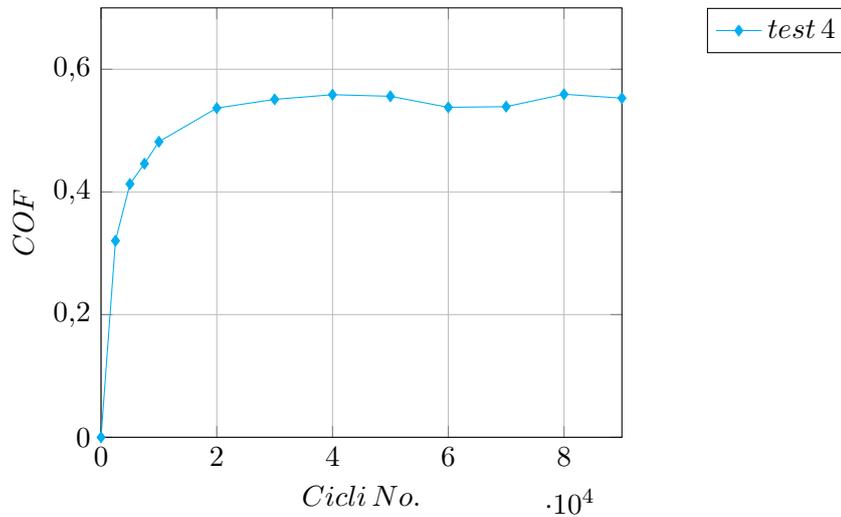
Nella Fig. 12.6 a pagina 121 viene riportato l'andamento del coefficiente d'attrito in funzione del numero dei cicli svolti. Si può notare come l'andamento ottenuto sia del tutto paragonabile all'andamento previsto secondo la teoria adesiva dell'attrito (vedi Fig. 12.5). Di conseguenza è possibile suddividere la curva, idealmente in tre stadi. Nel primo stadio si ha che, a parità di forza normale, la forza tangenziale richiesta per lo scorrimento è più bassa. Questo è dovuto al fatto che le superfici si toccano solo in corrispondenza di una frazione della loro area nominale di contatto. La somma di tale aree viene chiamata area reale di contatto  $A_r$ . All'aumentare del contatto tra le asperità nuove giunzioni entrano in contatto e la forza tangenziale richiesta è sempre maggiore. Il COF dunque aumenta all'aumentare del numero di cicli ma raggiunge un livello stazionario dopo il quale non cresce più. Questo è dovuto al fatto che l'area reale di contatto cresce fino ad eguagliare l'area nominale di contatto, e la forza  $F$  rimane pressochè costante. In queste condizioni lo sforzo d'attrito ha raggiunto il suo valore limite e non è più esprimibile secondo l'Eq.12.1 ma si preferisce utilizzare la definizione

**Tabella 12.1:** Energia dissipata, energia totale ed *Energy Ratio* ottenuti per il test 1, test 2, test 3 e test 4. I Test si riferiscono ai pin lavorati in condizioni di assenza di lubrificazione.

<b>Test 1</b>			
	$V_C=50 \left[\frac{m}{min}\right]$	$f=0,1 \left[\frac{mm}{giro}\right]$	
	10000 cicli	50000 cicli	90000 cicli
$E_d$ (J)	1,69	2,39	3,46
$E_t$ (J)	2,04	2,72	4,76
<i>Energy Ratio</i>	0,82	0,88	0,72
<b>Test 2</b>			
	$V_C=80 \left[\frac{m}{min}\right]$	$f=0,1 \left[\frac{mm}{giro}\right]$	
	10000 cicli	50000 cicli	90000 cicli
$E_d$ (J)	1,44	2,74	4,29
$E_t$ (J)	1,79	3,17	5,12
<i>Energy Ratio</i>	0,80	0,86	0,83
<b>Test 3</b>			
	$V_C=50 \left[\frac{m}{min}\right]$	$f=0,2 \left[\frac{mm}{giro}\right]$	
	100000 cicli	500000 cicli	900000 cicli
$E_d$ (J)	1,69	2,61	3,53
$E_t$ (J)	2,22	3,40	4,49
<i>Energy Ratio</i>	0,75	0,76	0,78
<b>Test 4</b>			
	$V_C=80 \left[\frac{m}{min}\right]$	$f=0,2 \left[\frac{mm}{giro}\right]$	
	10000 cicli	50000 cicli	90000 cicli
$E_d$ (J)	1,49	3,38	3,87
$E_t$ (J)	2,22	4,28	4,40
<i>Energy Ratio</i>	0,67	0,78	0,87

**Tabella 12.2:** Energia dissipata, energia totale ed *Energy Ratio* ottenuti per il test 1, test 2, test 3 e test 4. I Test si riferiscono ai pin lavorati in condizioni criogeniche.

<b>Test 1</b>			
	$V_C=50 \left[ \frac{m}{min} \right]$	$f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$	
	<i>10000 cicli</i>	<i>50000 cicli</i>	<i>90000 cicli</i>
$E_d$ (J)	1,87	3,50	2,88
$E_t$ (J)	2,07	4,23	3,34
<i>Energy Ratio</i>	0,90	0,82	0,86
<b>Test 2</b>			
	$V_C=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$	$f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$	
	<i>10000 cicli</i>	<i>50000 cicli</i>	<i>90000 cicli</i>
$E_d$ (J)	2,12	3,91	3,20
$E_t$ (J)	2,28	4,59	4,74
<i>Energy Ratio</i>	0,92	0,85	0,67
<b>Test 3</b>			
	$V_C=50 \left[ \frac{m}{min} \right]$	$f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$	
	<i>10000 cicli</i>	<i>50000 cicli</i>	<i>90000 cicli</i>
$E_d$ (J)	1,38	2,5	3,82
$E_t$ (J)	1,82	3,46	4,13
<i>Energy Ratio</i>	0,75	0,72	0,79
<b>Test 4</b>			
	$V_C=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$	$f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$	
	<i>10000 cicli</i>	<i>50000 cicli</i>	<i>90000 cicli</i>
$E_d$ (J)	2,22	3,2	3,32
$E_t$ (J)	2,87	3,55	4,03
<i>Energy Ratio</i>	0,77	0,9	0,82



**Figura 12.6:** Andamento del COF medio al variare del numero dei cicli per il test 4, il quale si riferisce al pin tornito in assenza di lubrificazione e con le seguenti condizioni di tornitura: ( $V_c=80 [\frac{m}{min}]$ ,  $f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$ ).

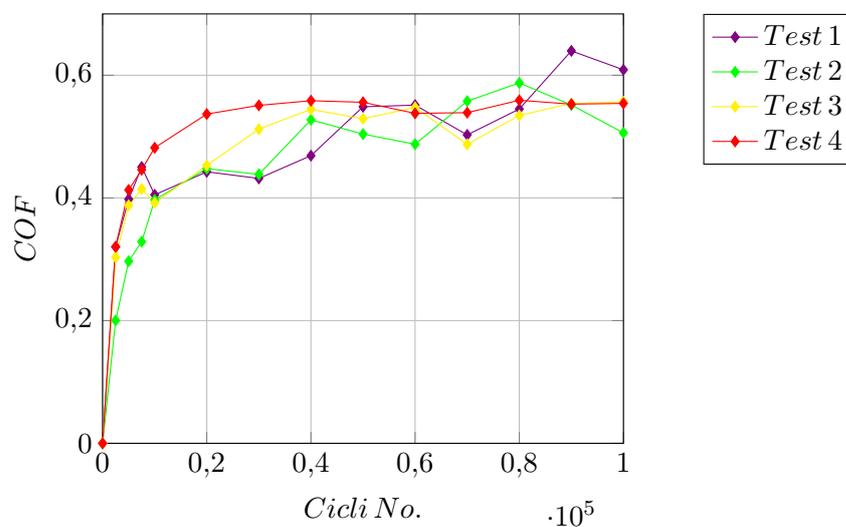
congruente al modello di Tresca, secondo cui:

$$m = \frac{\tau}{k} \quad (12.2)$$

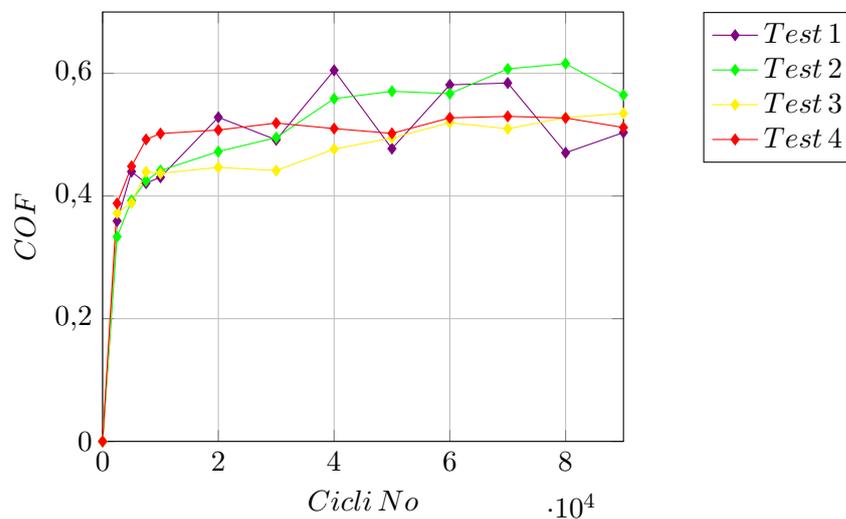
Ove  $\tau$  è la resistenza a taglio dell'interfaccia e  $k$  è la tensione di snervamento a taglio del materiale meno duro tra i due che sono posti a contatto. Il valore di  $m$  è indipendente dal valore della tensione normale. Confrontando i dati ottenuti in tabella 12.3, si evince che, in assenza di lubrificazione, il pin tornito nelle condizioni  $V_c=80 [\frac{m}{min}]$ ,  $f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$  ha il minor coefficiente d'attrito. Minor attrito significa minor dissipazione di energia e di conseguenza minore generazione di calore.

La Fig. 12.8 nella pagina seguente riporta la media dei coefficienti d'attrito in funzione del numero di cicli effettuati durante il test. Si può evidenziare come la curva corrispondente al test 4 sia superiore alle altre e di conseguenza sia caratterizzata da attrito maggiore. Tali considerazioni vengono confermate dall'analisi dell'energia totale dissipata durante l'intero processo. Il test 4 caratterizzato da un COF maggiore riporta un'energia dissipata maggiore, viceversa il test 1 è caratterizzato da un'energia dissipata inferiore. Per quanto riguarda i test condotti in lubrificazione criogenica si nota come il test 3 sia caratterizzato da un coefficiente d'attrito inferiore mentre il test 2 riporta il COF superiore a tutti i test effettuati. Anche in questo caso l'energia dissipata durante l'intero processo conferma i dati ottenuti.

La pesatura dei campioni è stata eseguita tramite la bilancia elettronica Kern ABT 120-5DM. Tale bilancia di precisione ha una capacità massima di 120 grammi ed un'accuratezza di misura compresa tra lo 0,1-0,01 mg. Tutti



**Figura 12.7:** Andamento del COF medio al variare del numero dei cicli per i test svolti. Tale grafico si riferisce alle prove in cui il pin è stato tornito in assenza di lubrificazione. Si ricorda che il Test 1 si riferisce alle condizioni ( $V_c=50 [\frac{m}{min}]$ ,  $f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$ ), il Test 2 si riferisce alle condizioni ( $V_c=80 [\frac{m}{min}]$ ,  $f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$ ), il Test 3 si riferisce alle condizioni ( $V_c=50 [\frac{m}{min}]$ ,  $f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$ ) ed il Test 4 si riferisce alle condizioni ( $V_c=80 [\frac{m}{min}]$ ,  $f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$ ).



**Figura 12.8:** Andamento del COF medio al variare del numero dei cicli per i test svolti. Tale grafico si riferisce alle prove in cui il pin è stato tornito in condizioni di lubrificazione criogenica. Si ricorda che il Test 1 si riferisce alle condizioni ( $V_c=50 [\frac{m}{min}]$ ,  $f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$ ), il Test 2 si riferisce alle condizioni ( $V_c=80 [\frac{m}{min}]$ ,  $f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$ ), il Test 3 si riferisce alle condizioni ( $V_c=50 [\frac{m}{min}]$ ,  $f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$ ) ed il Test 4 si riferisce alle condizioni ( $V_c=80 [\frac{m}{min}]$ ,  $f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$ ).

**Tabella 12.3:** Coefficiente d'attrito medio ed energia dissipata per i test svolti.

<b>Test Secco</b>				
Test no.	$V_c \left[ \frac{m}{min} \right]$	$f \left[ \frac{mm}{giro} \right]$	Coefficiente d'attrito medio	Energia dissipata (J)
1	50	0,1	0,51	$2,9 \cdot 10^5$
2	80	0,1	0,49	$2,8 \cdot 10^5$
3	50	0,2	0,51	$2,9 \cdot 10^5$
4	80	0,2	0,53	$3,5 \cdot 10^5$
<b>Test Criogenico</b>				
Test no.	$V_c \left[ \frac{m}{min} \right]$	$f \left[ \frac{mm}{giro} \right]$	Coefficiente d'attrito medio	Energia dissipata (J)
1	50	0,1	0,51	$2,9 \cdot 10^5$
2	80	0,1	0,54	$2,9 \cdot 10^5$
3	50	0,2	0,48	$2,8 \cdot 10^5$
4	80	0,2	0,51	$2,8 \cdot 10^5$

i campioni sono stati misurati prima e dopo aver effettuato il test. Ciascun campione, prima della misurazione, è stato lavato in ultrasuoni per dieci minuti. Tale procedura è necessaria per eliminare eventuali residui di sporco presenti sulla superficie del campione. La misura è stata ripetuta tre volte. I risultati vengono riportati in Tab. 12.4, Tab. 12.6, Tab. 12.5.

Dalle Fig. 12.10 e Fig. 12.11 si nota come mentre per i campioni ottenuti in assenza di lubrificazione, vi sia una perdita di peso negativa, per i campioni ottenuti in condizioni di lubrificazione criogenica vi sia invece un aumento di massa.

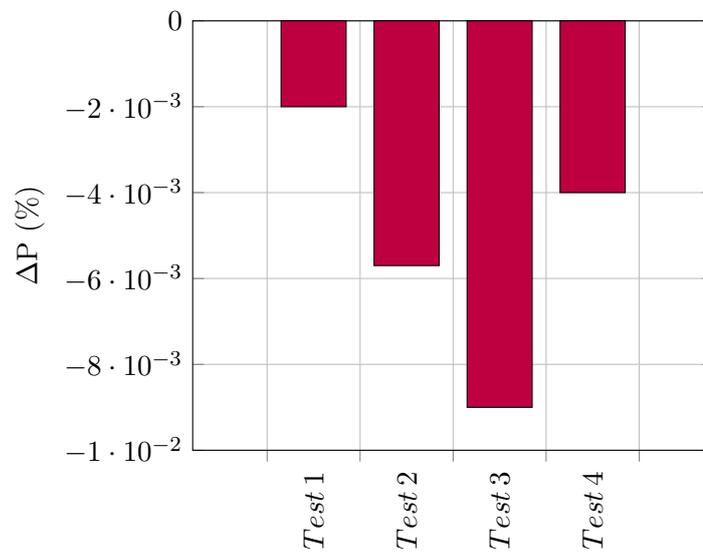
Questo fatto può essere spiegato prendendo in considerazione la possibilità di usura adesiva del CoCrMo al Ti6Al4V. Considerando i pin corrispondenti al test 3 ed al test 4, caratterizzati da una rugosità superficiale molto più elevata rispetto agli altri campioni, si può ipotizzare che, in corrispondenza delle creste in contatto, si instauri una pressione molto elevata che, in concomitanza alla generazione di calore dovuto anche ad un maggiore coefficiente d'attrito ed all'elevatissimo incrudimento, provochi un legame di adesione tra il CoCrMo ed il Ti6Al4V. A causa della diffusione e della solubilità allo stato solido il legame adesivo è tipicamente più forte del legame di coesione di almeno dei due materiali a contatto. E' possibile perciò che la frattura di tale giunzione sia avvenuta in corrispondenza della piastrina di CoCrMo, portando ad una perdita di materiale di quest'ultima.

Per quanto riguarda invece la diminuzione di peso relativa ai pin torniti in assenza di lubrificazione, essa può essere spiegata tramite il fenomeno di usura abrasiva per la quale la superficie più dura asporta materiale dalla superficie più tenera. Il pin, meno duro del disk, viene abraso.

In entrambi i casi una diminuzione di peso nel pin (disk) è accompagnata



**Figura 12.9:** Bilancia elettronica ABT 1205DM presente nel laboratorio TE.SI di Rovigo.



**Figura 12.10:** Istogramma relativo alla perdita in peso percentuale relativo ai test condotti. Tale grafico si riferisce alle prove in cui il pin è stato tornito in assenza di lubrificazione. Si ricorda che il Test 1 si riferisce alle condizioni ( $V_c=50 \left[ \frac{m}{min} \right]$ ,  $f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ ), il Test 2 si riferisce alle condizioni ( $V_c=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$ ,  $f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ ), il Test 3 si riferisce alle condizioni ( $V_c=50 \left[ \frac{m}{min} \right]$ ,  $f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ ) ed il Test 4 si riferisce alle condizioni ( $V_c=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$ ,  $f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ ).

**Tabella 12.4:** Pesature (prima e dopo aver effettuato il test) e relative medie dei pin di Ti6Al4V ottenuti in condizioni di assenza di lubrificazione.

<b>Test 1</b>				
$V_C=50 \left[ \frac{m}{min} \right]$		$f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$		
Peso (gr)	MEDIA	Peso finale (gr)	MEDIA	$\Delta P$ (%)
1,96162		1,96158		
1,96158	1,96165	1,96166	1,96163	-0,001
1,96175		1,96165		
<b>Test 2</b>				
$V_C=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$		$f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$		
Peso (gr)	MEDIA	Peso finale (gr)	MEDIA	$\Delta P$ (%)
1,95865		1,95858		
1,95873	1,95869	1,95871	1,95863	-0,003
1,95869		1,95861		
<b>Test 3</b>				
$V_C=50 \left[ \frac{m}{min} \right]$		$f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$		
Peso (gr)	MEDIA	Peso finale (gr)	MEDIA	$\Delta P$ (%)
1,9514		1,95125		
1,95144	1,95142	1,95135	1,95133	-0,004
1,95142		1,95138		
<b>Test 4</b>				
$V_C=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$		$f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$		
Peso (gr)	MEDIA	Peso finale (gr)	MEDIA	$\Delta P$ (%)
1,96174		1,96161		
1,96173	1,96171	1,9617	1,96167	-0,002
1,96166		1,9617		

**Tabella 12.5:** Pesature (prima e dopo aver effettuato il test) e relative medie del disk di CoCrMo in accoppiamento ai pin torniti a secco.

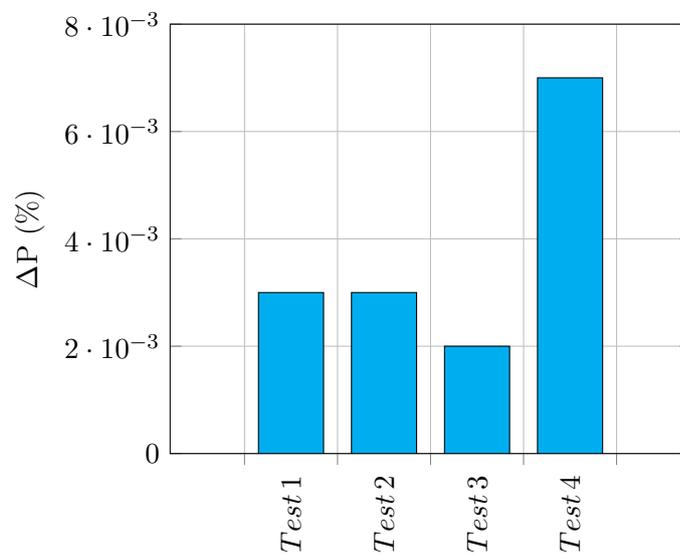
<b>Test 1</b>				
	$V_C=50 \left[ \frac{m}{min} \right]$		$f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$	
Peso (gr)	MEDIA	Peso finale (gr)	MEDIA	$\Delta P$ (%)
9,87165		9,91091		
9,87129	9,87151	9,91022	9,91047	0,39
9,87159		9,91028		
<b>Test 2</b>				
	$V_C=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$		$f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$	
Peso (gr)	MEDIA	Peso finale (gr)	MEDIA	$\Delta P$ (%)
9,87185		9,91101		
9,87171	9,87176	9,91104	9,91102	0,39
9,87172		9,91101		
<b>Test 3</b>				
	$V_C=50 \left[ \frac{m}{min} \right]$		$f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$	
Peso (gr)	MEDIA	Peso finale (gr)	MEDIA	$\Delta P$ (%)
9,91091		9,93654		
9,91022	9,91047	9,94521	9,94874	0,38
9,91028		9,96446		
<b>Test 1</b>				
	$V_C=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$		$f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$	
Peso (gr)	MEDIA	Peso finale (gr)	MEDIA	$\Delta P$ (%)
9,91101		9,94785		
9,91105	9,91102	9,93192	9,94224	0,31
9,91101		9,94695		

**Tabella 12.6:** Pesature (prima e dopo aver effettuato il test) e relative medie dei pin di Ti6Al4V ottenuti in condizioni di lubrificazione criogenica.

<b>Test 1</b>				
	$V_C=50 \left[ \frac{m}{min} \right]$		$f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$	
Peso (gr)	MEDIA	Peso finale (gr)	MEDIA	$\Delta P$ (%)
2,00795		2.00799		
2,008	2,00798	2.00802	2,00801	0,001
2,00798		2.00801		
<b>Test 2</b>				
	$V_C=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$		$f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$	
Peso (gr)	MEDIA	Peso finale (gr)	MEDIA	$\Delta P$ (%)
1,93922		1,93927		
1,93932	1,93929	1,93936	1,93932	0,0015
1,93932		1,93933		
<b>Test 3</b>				
	$V_C=50 \left[ \frac{m}{min} \right]$		$f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$	
Peso (gr)	MEDIA	Peso finale (gr)	MEDIA	$\Delta P$ (%)
1,84493		1,84495		
1,84509	1,84499	1,84503	1,84501	0,001
1,84496		1,84506		
<b>Test 4</b>				
	$V_C=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$		$f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$	
Peso (gr)	MEDIA	Peso finale (gr)	MEDIA	$\Delta P$ (%)
1,98323		1,98335		
1,98328	1,98327	1,98333	1,98334	0,003
1,98329		1,98335		

**Tabella 12.7:** Pesature (prima e dopo aver effettuato il test) e relative medie del disk di CoCrMo in accoppiamento ai pin torniti in condizioni di lubrificazione criogenica.

<b>Test 1</b>				
$V_C=50 \left[ \frac{m}{min} \right]$		$f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$		
Peso (gr)	MEDIA	Peso finale (gr)	MEDIA	$\Delta P$ (%)
9,91102		9,87129		
9,87128	9,88455	9,8713	9,87131	-0,13
9,87136		9,87133		
<b>Test 2</b>				
$V_C=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$		$f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$		
Peso (gr)	MEDIA	Peso finale (gr)	MEDIA	$\Delta P$ (%)
9,87174		9,87148		
9,87159	9,87169	9,87173	9,87166	-0,0003
9,87174		9,87176		
<b>Test 3</b>				
$V_C=50 \left[ \frac{m}{min} \right]$		$f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$		
Peso (gr)	MEDIA	Peso finale (gr)	MEDIA	$\Delta P$ (%)
9,87148		9,87146		
9,87173	9,87165	9,87171	9,87165	0,0
9,87176		9,87178		
<b>Test 4</b>				
$V_C=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$		$f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$		
Peso (gr)	MEDIA	Peso finale (gr)	MEDIA	$\Delta P$ (%)
9,87129		9,87114		
9,8713	9,87131	9,87136	9,87129	-0,0002
9,87133		9,871385		



**Figura 12.11:** Istogramma relativo all'aumento di peso percentuale relativo ai test condotti. Tale grafico si riferisce alle prove in cui il pin è stato tornito in condizioni di lubrificazione criogenica. Si ricorda che il Test 1 si riferisce alle condizioni ( $V_c=50$  [ $\frac{m}{min}$ ],  $f=0,1$  [ $\frac{mm}{giro}$ ]), il Test 2 si riferisce alle condizioni ( $V_c=80$  [ $\frac{m}{min}$ ],  $f=0,1$  [ $\frac{mm}{giro}$ ]), il Test 3 si riferisce alle condizioni ( $V_c=50$  [ $\frac{m}{min}$ ],  $f=0,2$  [ $\frac{mm}{giro}$ ]) ed il Test 4 si riferisce alle condizioni ( $V_c=80$  [ $\frac{m}{min}$ ],  $f=0,2$  [ $\frac{mm}{giro}$ ]).

da un aumento di peso del disk (pin). Si deve tener presente anche che tali misurazioni possono essere affette da errori intrinseci alla misura, precipitazione di sali sulla superficie od eventuali residui di sporco che inevitabilmente contaminano la superficie durante le procedure sperimentali. La perdita di frammenti di usura da parte del materiale ha un'influenza negativa sulla durata dell'impianto. Difatti tali particelle possono diffondere all'interno del corpo umano creando reazioni infiammatorie e ledendo la salute del paziente. Sotto questo punto di vista per cui una rugosità maggiore è preferibile perchè comporta una minore perdita di frammenti di usura.

## Capitolo 13

# Caratterizzazione Dei Materiali

### 13.1 Introduzione

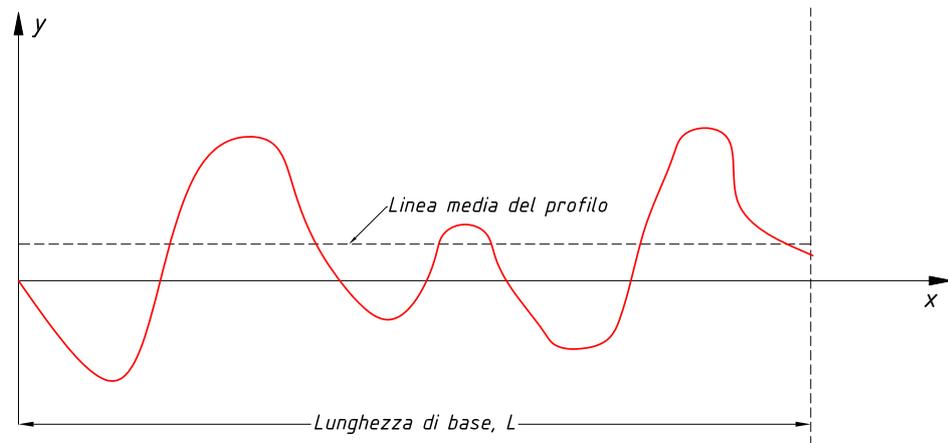
In questo capitolo viene riportata l'analisi e la discussione dei risultati ottenuti. La caratterizzazione dei materiali è avvenuta secondo le seguenti metodologie: scansione al profilometro per la determinazione della rugosità superficiale ed analisi al microscopio elettronico.

### 13.2 Caratterizzazione

La rugosità superficiale è un aspetto che caratterizza tutte le superfici lavorate. Essa equivale, in sostanza, all'irregolarità della superficie rispetto alla superficie teorica. Nella tornitura, come in altre lavorazioni di asportazione, l'utensile lascia dei solchi a spirale sulla superficie lavorata, in corrispondenza del suo moto di taglio rispetto al pezzo. Ovviamente tali solchi risultano tanto più pronunciati quanto maggiore è l'avanzamento  $f$  e minore è il raggio  $R$ .

La rugosità si definisce e si misura immaginando di sezionare la superficie con un piano ad essa ortogonale. Questo piano, detto "piano di rilievo", intersecando la superficie definisce il "profilo reale" come intersezione nello spazio delle due superfici. Normalmente la rugosità si indica con il simbolo  $R_a$  e si misura in  $\mu\text{m}$ , ma tale parametro non è sufficiente a dare un quadro completo dello stato della superficie. Il rilievo della rugosità viene eseguito su una certa lunghezza  $L_n$  detta lunghezza di valutazione, essa è 5 volte la lunghezza di base  $L$  che a sua volta dipende dal valore previsto della rugosità. Dato che nel caso in esame la rugosità attesa è compresa tra lo 0,1 ed i 2  $\mu\text{m}$  la lunghezza di base scelta è pari a 0,8 e la lunghezza di valutazione di conseguenza è pari a circa 4 mm.

Per la determinazione della rugosità  $R_a$  viene presa come riferimento la linea media del profilo, che è la linea per la quale è minima la somma delle distanze al quadrato dei punti del profilo dalla linea stessa. Assunta la linea



**Figura 13.1:** Determinazione della linea media di riferimento.

media come asse delle ascisse, si definisce la rugosità  $R_a$  come il valore medio delle ordinate  $y$  (prese in valore assoluto) del profilo stesso. Quindi  $R_a$  è la media aritmetica delle distanze dei punti del profilo dalla linea media di riferimento espressa in  $\mu\text{m}$ .

$R_a$  risulta pertanto definita come:

$$R_a = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^n |y_i| \quad (13.1)$$

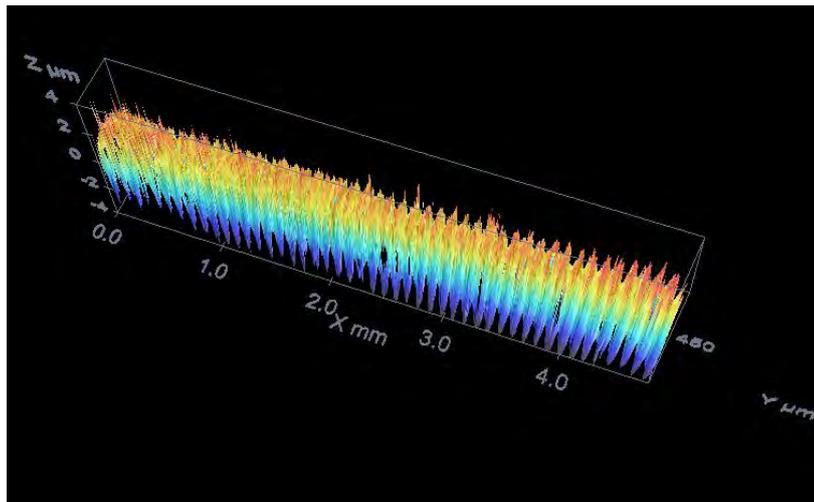
Il valore della rugosità così definito è quindi un valore medio che non dice niente riguardo al tipo di irregolarità. E' stato deciso dunque di considerare ulteriori due criteri al fine di capire meglio lo stato della superficie:  $R_t$  ed  $S_m$ .

Il parametro  $R_t$  è definito come la somma del picco più alto e dell'altezza della valle più profonda nella lunghezza di base  $L$ . Tale parametro è indice della profondità di materiale che deve essere asportato per ottenere una superficie liscia. In un'operazione di tornitura, l'altezza totale del profilo di rugosità,  $R_t$ , può essere espressa come:

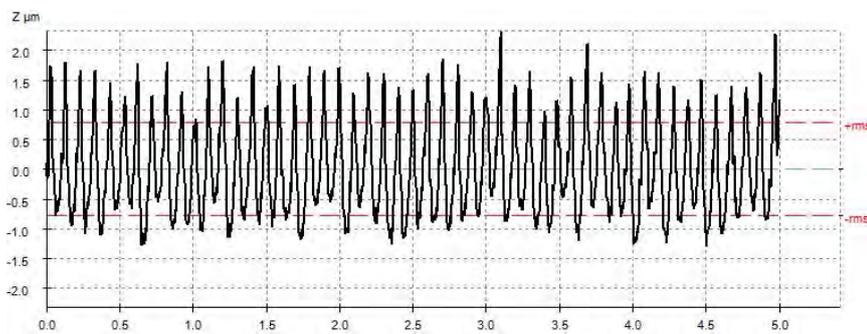
$$R_t = \frac{f^2}{8R} \quad (13.2)$$

dove  $f$  è l'avanzamento ed  $R$  è il raggio di punta dell'utensile. Un utensile poco affilato è caratterizzato da raggi di raccordo ampi lungo i suoi taglienti e dunque influenza negativamente la rugosità. Conseguentemente avanzamenti minori comportano rugosità inferiori.

Il parametro  $S_m$  è la spaziatura media tra i picchi, essendo i picchi definiti rispetto alla linea media. Un picco deve passare sopra la linea media e

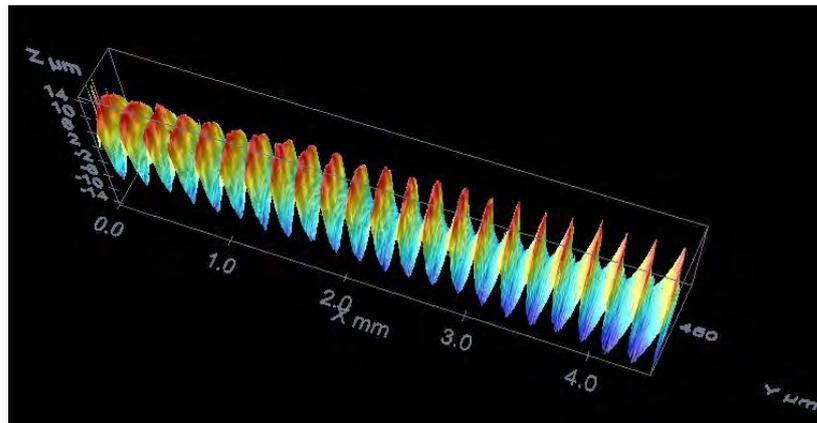


(a) Immagine 3d della superficie.

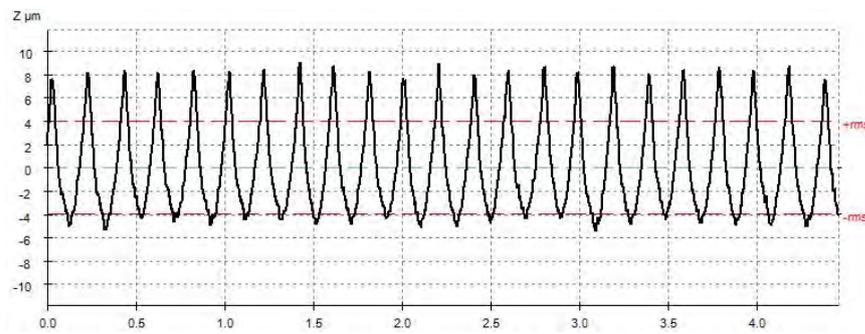


(b) Immagine 2d della superficie.

**Figura 13.2:** Le immagini tratte al profilometro riportano la superficie tornita del pin con le seguenti condizioni:  $V_c=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$ ,  $f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ .



(a) Immagine 3d della superficie.



(b) Immagine 2d della superficie.

**Figura 13.3:** Le immagini tratte al profilometro riportano la superficie tornita del pin con le seguenti condizioni:  $V_c=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$ ,  $f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ .



**Figura 13.4:** Profilometro ottico 3d PLU neox.

ripassare poi sotto a questa. Tale parametro può essere così definito:

$$S = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N S_i \quad (13.3)$$

Dove  $S_i$  è la  $i$ -esima distanza orizzontale tra due punti intersezione del profilo con pendenza di uguale segno con una linea a distanza  $d$  dalla linea dello zero.

Nel caso in esame sono state condotte misure di rugosità sia prima che dopo aver eseguito i test. Tali misure sono state effettuate con il profilometro ottico PLU neox. Tale strumento permette di caratterizzare le superfici con risoluzione sub-nanometrica senza alcuna preparazione del campione. Vengono di seguito riportati i dati raccolti.

E' possibile evidenziare preliminarmente gli effetti dei parametri di tornitura sulla rugosità. I parametri da indagare sono essenzialmente tre: avanzamento, velocità di taglio e lubrificazione.

Confrontando test aventi uguali condizioni di tornitura ad eccezione di un diverso avanzamento è possibile valutare l'incidenza dello stesso sulla prova sperimentale. Tale aspetto viene messo in evidenza grazie alle Fig. 13.5 nella pagina successiva e Fig. 13.6 a pagina 137: avanzamenti maggiori comportano rugosità maggiori. Sono stati riportati ad esempio solo due casi ma il medesimo comportamento si ripercuote in tutti e quattro i casi testati. Da qui si evince l'elevata influenza dell'avanzamento sulla rugosità superficiale.

Considerando invece la velocità di taglio (Fig. 13.7 a pagina 143), è possibile osservare come essa influenzi molto moderatamente la rugosità superficiale.

Infine l'ultima variabile indagabile è la diversa condizione di lubrificazione. A tal proposito vengono confrontati i pin relativi al test 1 ed al test 4, ottenuti con le medesime condizioni di taglio ma con diverse condizioni di lubrificazione. I risultati vengono riportati nelle Fig.13.8 e Fig.13.9, in base ai quali si denota una differente influenza a seconda del rispettivo avanzamento. Difatti per le condizioni di avanzamento  $f=0,1 \left[\frac{mm}{giro}\right]$  la diversa condizione di lubrificazione non incide in maniera incisiva. Al contrario, nelle condizioni di avanzamento  $f=0,2 \left[\frac{mm}{giro}\right]$  il tipo di lubrificazione ha una notevole importanza: nelle condizioni di lubrificazione criogenica la rugosità risulta molto più elevata.

Di conseguenza si può affermare che, nei test svolti, la rugosità dipende principalmente dall'avanzamento e dal tipo di lubrificazione nel caso di avanzamenti elevati.

Correlando il coefficiente d'attrito alla rugosità superficiale si può ipotizzare che, in condizioni di rugosità superficiale inferiore l'area di contatto reale sia maggiore dell'area di contatto reale nel caso di  $R_a$  più elevata e che il coefficiente d'attrito, che dipende strettamente da essa, sia maggiore nelle prime fasi del processo per poi assestarsi ad un valore inferiore rispetto a quello ottenuto per rugosità maggiori. Per poter verificare ciò sono stati confrontati i due test in cui la rugosità assume i valori estremi. Il confronto si riferisce al coefficiente d'attrito ottenuto in tre momenti differenti della prova, rispettivamente: 30000 cicli, 60000 cicli e 90000 cicli. Le tempistiche scelte per l'analisi sono frutto di una scelta arbitraria. Il risultato viene riportato in Fig. 13.10 a pagina 146.

Di conseguenza si deduce che, se si vuole minimizzare il coefficiente d'attrito, una possibile strategia sia quella di diminuire la rugosità della superficie, grazie all'adozione di specifici parametri di taglio.

Una delle cause principali di fallimento della protesi d'anca è la mobilitazione asettica che comporta un progressivo distacco dell'elemento protesico dall'osso. Diminuendo il COF viene diminuita la forza tangenziale a cui è soggetta la protesi e dunque viene ridotta la mobilitazione.

E' possibile analizzare la differenza di rugosità prima e dopo il test grazie alla tabella 13.5. Si osserva che per il test 3 ed il test 4 ottenuti in condizioni di lubrificazione criogenica e quindi caratterizzati da rugosità molto elevate, la differenza di rugosità prima e dopo il test sia relativamente bassa. Questo dato è in accordo con l'ipotesi di usura adesiva relativa a questi campioni. Per quanto riguarda gli altri test, la presenza di usura abrasiva e quindi la rottura e la asportazione delle estremità determina una diminuzione di rugosità maggiore.

Ulteriori riscontri vengono forniti anche dalle immagini Fig. 13.11 a pagina 147 in cui si vede che, in una parte del campione, le asperità sono state asportate ed in Fig. 13.12 a pagina 148 in cui si vede come la superficie sia priva di crateri dovuti alla rottura delle asperità.

**Tabella 13.1:** Vengono riportati i valori di  $R_a$ ,  $R_t$ ,  $S_m$  ed  $\frac{Peaks}{mm}$  relativi ai pin di Ti6Al4V ottenuti in condizione di totnitura a secco sia prima che dopo aver effettuato il test. Si precisa che i valori riportati sono frutto di una media di nove misurazioni.

<b>Test 1</b>			
$V_C=50 [\frac{m}{min}]$		$f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$	
<i>Pre-test</i>		<i>Post-test</i>	
$R_a (\mu m)$	0,64	$R_a (\mu m)$	0,49
$R_t (\mu m)$	4,4	$R_t (\mu m)$	4,00
$S_m (\mu m)$	35,06	$S_m (\mu m)$	23,75
$\frac{Peaks}{mm}$	13,86	$\frac{Peaks}{mm}$	24,24
<b>Test 2</b>			
$V_C=80 [\frac{m}{min}]$		$f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$	
<i>Pre-test</i>		<i>Post-test</i>	
$R_a (\mu m)$	0,63	$R_a (\mu m)$	0,39
$R_t (\mu m)$	4,37	$R_t (\mu m)$	4,61
$S_m (\mu m)$	30,31	$S_m (\mu m)$	19,02
$\frac{Peaks}{mm}$	17,69	$\frac{Peaks}{mm}$	28,30
<b>Test 3</b>			
$V_C=50 [\frac{m}{min}]$		$f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$	
<i>Pre-test</i>		<i>Post-test</i>	
$R_a (\mu m)$	1,59	$R_a (\mu m)$	1,49
$R_t (\mu m)$	7,52	$R_t (\mu m)$	6,86
$S_m (\mu m)$	91,78	$S_m (\mu m)$	82,2
$\frac{Peaks}{mm}$	5,35	$\frac{Peaks}{mm}$	6,10
<b>Test 4</b>			
$V_C=80 [\frac{m}{min}]$		$f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$	
<i>Pre-test</i>		<i>Post-test</i>	
$R_a (\mu m)$	1,54	$R_a (\mu m)$	0,52
$R_t (\mu m)$	7,76	$R_t (\mu m)$	2,83
$S_m (\mu m)$	76,3	$S_m (\mu m)$	27,46
$\frac{Peaks}{mm}$	6,63	$\frac{Peaks}{mm}$	19,38

**Tabella 13.2:** Vengono riportati i valori di  $R_a$ ,  $R_t$ ,  $S_m$  ed  $\frac{Peaks}{mm}$  relativi ai disk di CoCrMo in accoppiamento con i pin di Ti6Al4V lavorati a secco. Si precisa che i valori riportati sono frutto di una media di nove misurazioni.

<b>Test 1</b>			
$V_C=50 [\frac{m}{min}]$		$f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$	
<i>Pre-test</i>		<i>Post-test</i>	
$R_a (\mu m)$	0,35	$R_a (\mu m)$	0,18
$R_t (\mu m)$	3,63	$R_t (\mu m)$	14,51
$S_m (\mu m)$	16,02	$S_m (\mu m)$	13,26
$\frac{Peaks}{mm}$	30,93	$\frac{Peaks}{mm}$	40,26
<b>Test 2</b>			
$V_C=80 [\frac{m}{min}]$		$f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$	
<i>Pre-test</i>		<i>Post-test</i>	
$R_a (\mu m)$	0,38	$R_a (\mu m)$	0,31
$R_t (\mu m)$	3,50	$R_t (\mu m)$	3,15
$S_m (\mu m)$	7,48	$S_m (\mu m)$	16,75
$\frac{Peaks}{mm}$	66,18	$\frac{Peaks}{mm}$	30,3
<b>Test 3</b>			
$V_C=50 [\frac{m}{min}]$		$f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$	
<i>Pre-test</i>		<i>Post-test</i>	
$R_a (\mu m)$	0,34	$R_a (\mu m)$	0,23
$R_t (\mu m)$	3,21	$R_t (\mu m)$	2,51
$S_m (\mu m)$	16,96	$S_m (\mu m)$	18,46
$\frac{Peaks}{mm}$	28,92	$\frac{Peaks}{mm}$	27,22
<b>Test 4</b>			
$V_C=80 [\frac{m}{min}]$		$f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$	
<i>Pre-test</i>		<i>Post-test</i>	
$R_a (\mu m)$	0,24	$R_a (\mu m)$	1,12
$R_t (\mu m)$	2,19	$R_t (\mu m)$	6,19
$S_m (\mu m)$	14,35	$S_m (\mu m)$	42,07
$\frac{Peaks}{mm}$	33,89	$\frac{Peaks}{mm}$	13,73

**Tabella 13.3:** Vengono riportati i valori di  $R_a$ ,  $R_t$ ,  $S_m$  ed  $\frac{Peaks}{mm}$  relativi ai pin di Ti6Al4V ottenuti in condizione di totnitura in lubrificazione criogenica sia prima che dopo aver effettuato il test. Si precisa che i valori riportati sono frutto di una media di nove misurazioni.

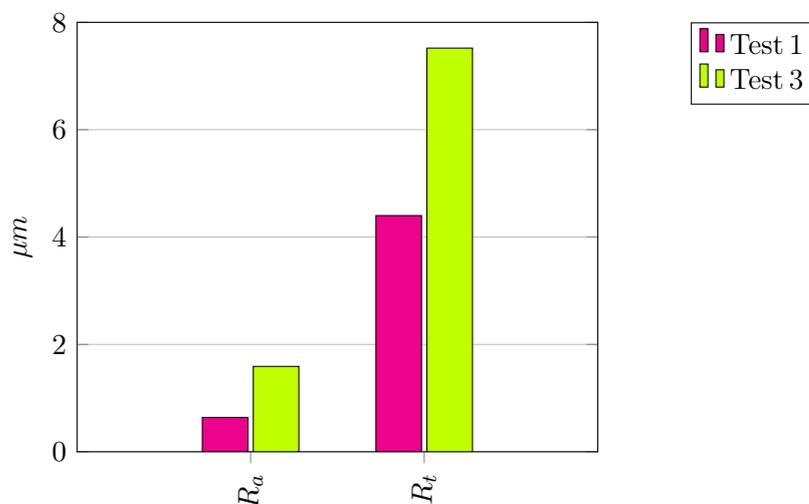
<b>Test 1</b>			
$V_C=50 [\frac{m}{min}]$		$f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$	
<i>Pre-test</i>		<i>Post-test</i>	
$R_a (\mu m)$	0,63	$R_a (\mu m)$	0,52
$R_t (\mu m)$	4,03	$R_t (\mu m)$	4,57
$S_m (\mu m)$	36,26	$S_m (\mu m)$	16,26
$\frac{Peaks}{mm}$	14,88	$\frac{Peaks}{mm}$	30,56
<b>Test 2</b>			
$V_C=80 [\frac{m}{min}]$		$f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$	
<i>Pre-test</i>		<i>Post-test</i>	
$R_a (\mu m)$	0,73	$R_a (\mu m)$	0,84
$R_t (\mu m)$	4,96	$R_t (\mu m)$	8,15
$S_m (\mu m)$	45,24	$S_m (\mu m)$	36,27
$\frac{Peaks}{mm}$	11,04	$\frac{Peaks}{mm}$	14,19
<b>Test 3</b>			
$V_C=50 [\frac{m}{min}]$		$f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$	
<i>Pre-test</i>		<i>Post-test</i>	
$R_a (\mu m)$	3,47	$R_a (\mu m)$	2,85
$R_t (\mu m)$	19,47	$R_t (\mu m)$	11,78
$S_m (\mu m)$	86,86	$S_m (\mu m)$	81,01
$\frac{Peaks}{mm}$	5,37	$\frac{Peaks}{mm}$	6,26
<b>Test 4</b>			
$V_C=80 [\frac{m}{min}]$		$f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$	
<i>Pre-test</i>		<i>Post-test</i>	
$R_a (\mu m)$	3,35	$R_a (\mu m)$	3,00
$R_t (\mu m)$	14,32	$R_t (\mu m)$	12,77
$S_m (\mu m)$	92,66	$S_m (\mu m)$	82,18
$\frac{Peaks}{mm}$	4,97	$\frac{Peaks}{mm}$	6,33

**Tabella 13.4:** Vengono riportati i valori di  $R_a$ ,  $R_t$ ,  $S_m$  ed  $\frac{Peaks}{mm}$  relativi ai disk di Co-CrMo in accoppiamento con i pin di Ti6Al4V lavorati in condizioni di lubrificazione criogenica. Si precisa che i valori riportati sono frutto di una media di nove misurazioni.

<b>Test 1</b>			
$V_C=50 [\frac{m}{min}]$		$f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$	
<i>Pre-test</i>		<i>Post-test</i>	
$R_a (\mu m)$	0,24	$R_a (\mu m)$	0,35
$R_t (\mu m)$	2,19	$R_t (\mu m)$	3,07
$S_m (\mu m)$	14,35	$S_m (\mu m)$	21,13
$\frac{Peaks}{mm}$	33,89	$\frac{Peaks}{mm}$	24,61
<b>Test 2</b>			
$V_C=80 [\frac{m}{min}]$		$f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$	
<i>Pre-test</i>		<i>Post-test</i>	
$R_a (\mu m)$	0,35	$R_a (\mu m)$	0,20
$R_t (\mu m)$	3,63	$R_t (\mu m)$	2,24
$S_m (\mu m)$	16,02	$S_m (\mu m)$	17,31
$\frac{Peaks}{mm}$	30,93	$\frac{Peaks}{mm}$	28,83
<b>Test 3</b>			
$V_C=50 [\frac{m}{min}]$		$f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$	
<i>Pre-test</i>		<i>Post-test</i>	
$R_a (\mu m)$	0,34	$R_a (\mu m)$	0,45
$R_t (\mu m)$	3,21	$R_t (\mu m)$	5,28
$S_m (\mu m)$	16,96	$S_m (\mu m)$	27,05
$\frac{Peaks}{mm}$	28,92	$\frac{Peaks}{mm}$	18,5
<b>Test 4</b>			
$V_C=80 [\frac{m}{min}]$		$f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$	
<i>Pre-test</i>		<i>Post-test</i>	
$R_a (\mu m)$	0,38	$R_a (\mu m)$	0,31
$R_t (\mu m)$	3,50	$R_t (\mu m)$	2,62
$S_m (\mu m)$	7,48	$S_m (\mu m)$	20,33
$\frac{Peaks}{mm}$	66,18	$\frac{Peaks}{mm}$	24,75

**Tabella 13.5:** Vengono riportate le differenze in percentuale di  $R_a$ ,  $R_t$  ed  $S_m$  relative ai pin di Ti6Al4V ottenuti sia in condizioni di lubrificazione criogenica che a secco.

<b>Test 1</b>			
$V_C=50 \left[ \frac{m}{min} \right]$		$f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$	
<i>Secco</i>		<i>Criogenico</i>	
$\Delta R_a$ (%)	-23	$\Delta R_a$ (%)	-17
$\Delta R_t$ (%)	-9	$\Delta R_t$ (%)	13
$\Delta S_m$ (%)	-32	$\Delta S_m$ (%)	-55
<b>Test 2</b>			
$V_C=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$		$f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$	
<i>Secco</i>		<i>Criogenico</i>	
$\Delta R_a$ (%)	-36	$R_a$ (%)	15
$\Delta R_t$ (%)	-5	$R_t$ (%)	64
$\Delta S_m$ (%)	-37	$S_m$ (%)	-19
<b>Test 3</b>			
$V_C=50 \left[ \frac{m}{min} \right]$		$f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$	
<i>Secco</i>		<i>Criogenico</i>	
$\Delta R_a$ (%)	-6	$R_a$ (%)	-18
$\Delta R_t$ (%)	-9	$R_t$ (%)	-39
$\Delta S_m$ (%)	-10	$S_m$ (%)	-7
<b>Test 4</b>			
$V_C=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$		$f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$	
<i>Secco</i>		<i>Criogenico</i>	
$\Delta R_a$ (%)	-65	$R_a$ (%)	-10
$\Delta R_t$ (%)	-63	$R_t$ (%)	-11
$\Delta S_m$ (%)	-64	$S_m$ (%)	-11

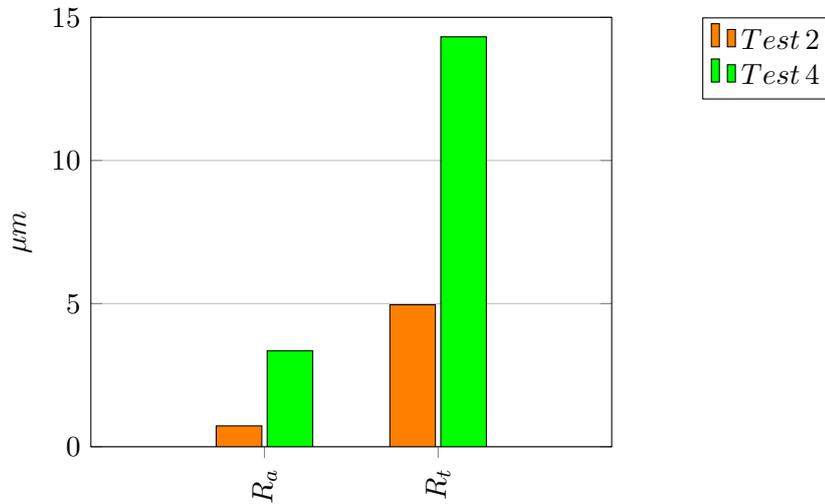


**Figura 13.5:** Istogramma relativo alla differenza di rugosità ( $R_a$  ed  $R_t$ ). Tale grafico si riferisce alle prove in cui il pin è stato tornito in condizioni di assenza di lubrificazione. Si ricorda che il Test 1 si riferisce alle condizioni ( $V_c=50$  [ $\frac{m}{min}$ ],  $f=0,1$  [ $\frac{mm}{giro}$ ]) ed il Test 3 si riferisce alle condizioni ( $V_c=50$  [ $\frac{m}{min}$ ],  $f=0,2$  [ $\frac{mm}{giro}$ ]).

Il microscopio a scansione elettronica (SEM) è uno strumento che fornisce un'immagine ingrandita della superficie di un campione con risoluzione elevata.

Nel SEM i diversi punti del campione vengono esplorati in successione da un sottile fascio elettronico: l'interazione degli elettroni col campione da luogo a diverso tipo di emissione, le quali, opportunamente rilevate possono essere usate per formare diverse immagini della zona della zona esplorata. Gli elettroni incidenti, detti anche elettroni primari, vengono riflessi mantenendo l'energia iniziale: essi prendono il nome di elettroni retrodiffusi (backscattered).

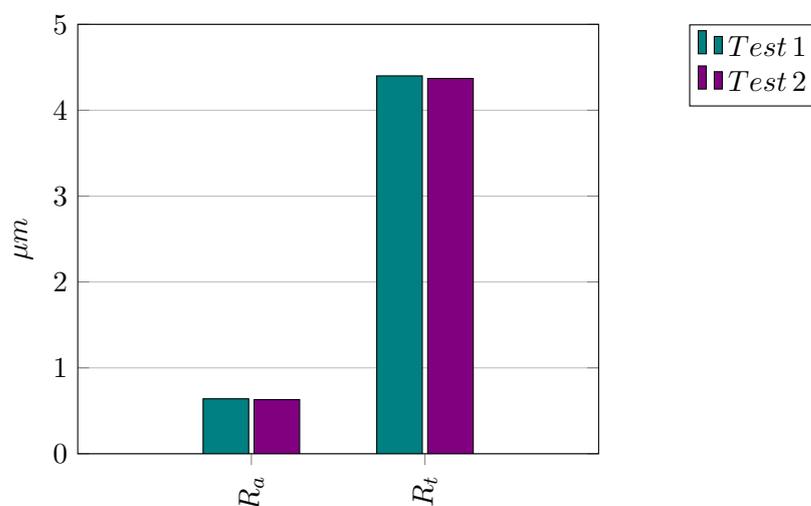
Gli elettroni primari, non riflessi, perdono la loro energia trasferendola agli elettroni del solido; questi ultimi possono ora diffondere verso la superficie ed una frazione di essi sfuggirà all'esterno; questi elettroni, di energia molto bassa (qualche decina di eV), sono detti elettroni secondari. Se gli elettroni incidenti hanno energia sufficientemente elevata, essi sono in grado di ionizzare i livelli energetici più interni degli atomi del materiale; questi atomi possono poi tornare allo stato fondamentale mediante l'emissione di un fotone X od anche di un elettrone: il primo processo è detto fluorescenza, mentre il secondo è noto come emissione di elettroni Auger. Sia i raggi X che gli elettroni Auger emessi hanno energie caratteristiche degli atomi da cui provengono e possono quindi essere utilizzati per ottenere informazioni sulla composizione chimica del campione. A seconda del tipo di risposta al fascio che si analizza si possono ottenere informazioni diverse.



**Figura 13.6:** Istogramma relativo alla differenza di rugosità ( $R_a$  ed  $R_t$ ). Tale grafico si riferisce alle prove in cui il pin è stato tornito in condizioni di lubrificazione criogenica. Si ricorda che il Test 2 si riferisce alle condizioni ( $V_c=80 [\frac{m}{min}]$ ,  $f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$ ) ed il Test 4 si riferisce alle condizioni ( $V_c=80 [\frac{m}{min}]$ ,  $f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$ ).

Attraverso l'analisi degli elettroni secondari si ottiene un'immagine che ha una notevole analogia a quella ottenuta al microscopio ottico: questo poichè la causa della diversa emissione nei vari punti del campione dipende dalla morfologia esterna del campione stesso. Tra le immagini che il SEM è in grado di produrre, quella che si ottiene con gli elettroni secondari dà la massima risoluzione. Analogamente a quanto accade con gli elettroni secondari, l'immagine ottenuta grazie agli elettroni backscattered rispecchia essenzialmente la morfologia della superficie del campione. Il contrasto è tuttavia legato al numero atomico dell'elemento interessato: diventa allora importante la composizione del campione.

L'analisi dei raggi X invece permette di ottenere informazioni sulla composizione chimica del campione analizzato. Infatti le lunghezze d'onda e le energie dei fotoni X emessi sono caratteristiche dell'elemento eccitato e consentono di giungere alla sua identificazione. La radiazione X può essere analizzata essenzialmente mediante due modi chiamati rispettivamente analisi dispersiva per lunghezza d'onda (WDS) ed analisi dispersiva per energia (EDS). Nell'analisi dispersiva per energia i raggi X vengono inviati ad un rivelatore allo stato solido che genera degli impulsi di ampiezza proporzionale alla energia dei fotoni incidenti. Questi impulsi vengono analizzati in ampiezza determinando l'energia associata ai raggi X e quindi gli elementi di provenienza. Quest'ultimo metodo presenta, rispetto a quello dispersivo per lunghezza d'onda, una maggiore risoluzione in energia dei raggi X, ma ha lo svantaggio di una minore efficienza di rivelazione. L'analisi chimica



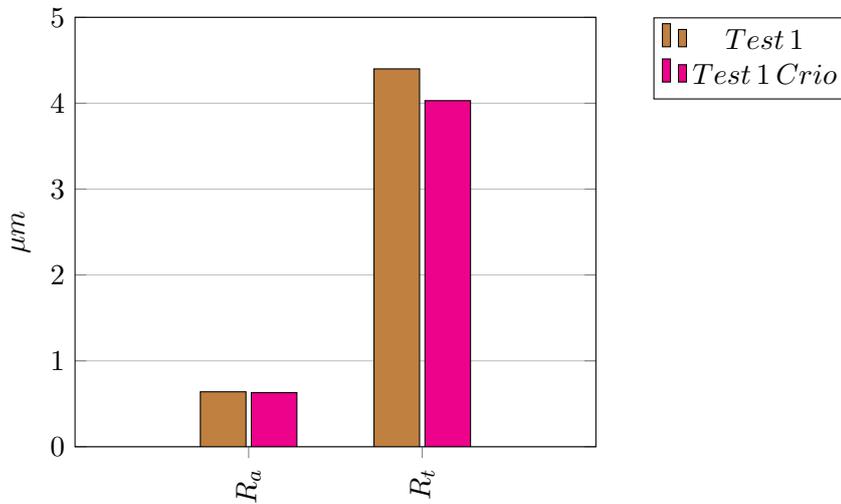
**Figura 13.7:** Istogramma relativo alla differenza di rugosità ( $R_a$  ed  $R_t$ ). Tale grafico si riferisce alle prove in cui il pin è stato tornito in condizioni di assenza di lubrificazione. Si ricorda che il Test 1 si riferisce alle condizioni ( $V_c=50$  [ $\frac{m}{min}$ ],  $f=0,1$  [ $\frac{mm}{giro}$ ]) ed il Test 2 si riferisce alle condizioni ( $V_c=80$  [ $\frac{m}{min}$ ],  $f=0,1$  [ $\frac{mm}{giro}$ ]).

(microanalisi) nel microscopio elettronico (SEM) a scansione viene realizzata misurando l'energia e la distribuzione delle intensità dei raggi X generati dal fascio elettronico sia su un'area ingrandita od anche semplicemente in un punto. Vengono di seguito riportate le immagini al SEM effettuate sui campioni testati.

Osservando le immagini relative ai test in cui il pin è stato tornito in assenza di lubrificazione si nota come i pin mostrino la presenza di solchi che suggeriscono il materiale sia quasi stato "strappato". I disk corrispondenti presentano per lo più solchi caratterizzati dalla presenza di materiale estraneo come si denota sia dalle immagini riportate che da quelle rivelate tramite gli elettroni BSED le quali conferiscono maggior contrasto.

Le immagini che riportano il pin tornito in condizioni di lubrificazione criogenica a confronto con il disk di CoCrMo mostrano, in linea generale, una minore usura del pin rispetto ai casi precedenti. In particolare, in figura 13.19 a pagina 155 si vede come sul cilindretto vi sia uno strato aderito caratterizzato da un colore più scuro. Molto probabilmente tale strato è ricco di CoCrMo che ha aderito alla superficie. Per quanto riguarda il Test 3 ed il Test 4, si vede che, qualitativamente, l'usura sul pin è molto inferiore rispetto agli altri casi. Il contatto è avvenuto solo sulle asperità e la superficie sottostante risulta perfettamente protetta.

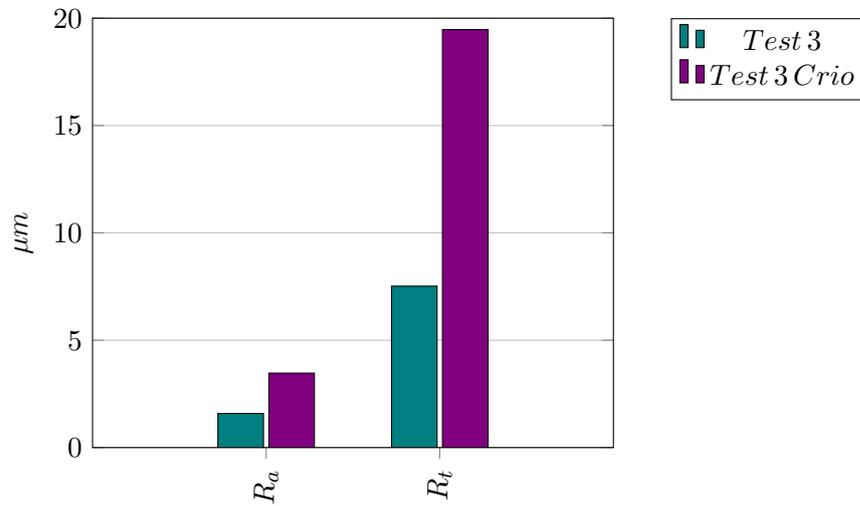
Confrontando i pin caratterizzati da uguali parametri di tornitura ma diversa lubrificazione si nota come nei casi in cui la rugosità è sensibilmente più elevata l'usura sia molto minore a tal punto che, per il pin relativo al



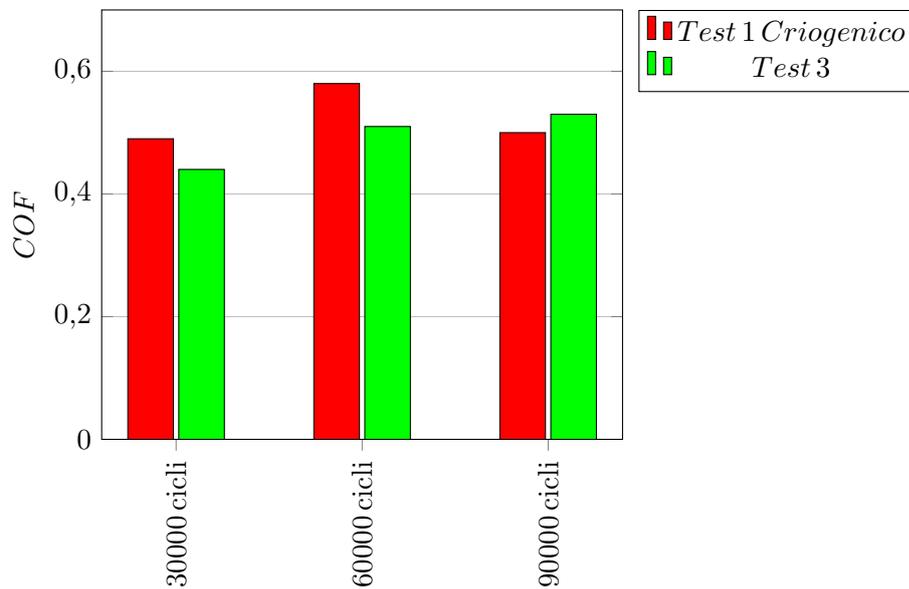
**Figura 13.8:** Istogramma relativo alla differenza di rugosità ( $R_a$  ed  $R_t$ ). Tale grafico si riferisce alle prove in cui il pin è stato tornito sia in condizioni di assenza di lubrificazione che in condizioni di lubrificazione criogenica. Si ricorda che il Test 1 si riferisce alle condizioni ( $V_c=50 [\frac{m}{min}]$ ,  $f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$ ).

Test 4 criogenico sia quasi nulla. Contrariamente i pin caratterizzati da un uguale rugosità superficiale (ad esempio quelli relativi al Test 1) la forma di usura risulta pressochè indistinguibile.

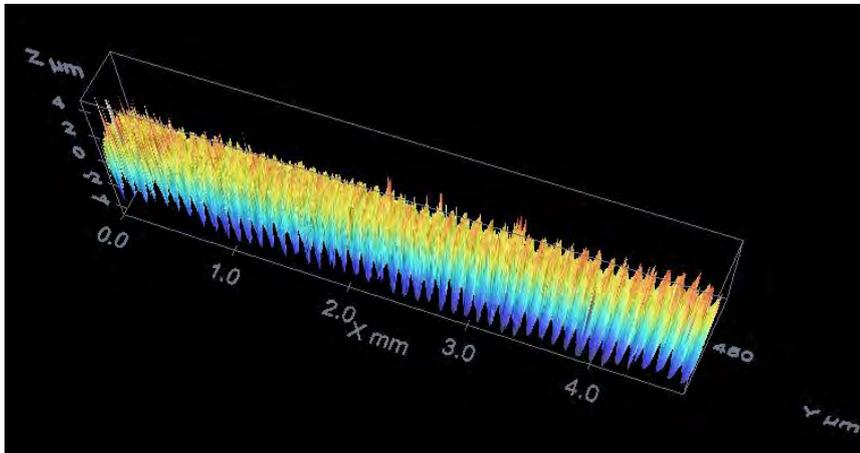
E' stata effettuata una microanalisi sul pin ed il disk relativi al Test 2, per entrambi i casi (tornitura in assenza di lubrificazione o presenza di lubrificazione criogenica). I risultati vengono riportati nelle immagini Fig. 13.26 a pagina 162, Fig. 13.27 a pagina 163, Fig. 13.28 a pagina 164 ed in Fig. 13.29 a pagina 165. La mappatura è stata effettuata su una piccola area e relativamente agli elementi di interesse. La ricerca è stata limitata per via delle elevate tempistiche che caratterizzano il raccoglimento dello spettro. E' stata indagata la presenza di Cobalto, Cromo e Molibdeno sui pin e di Ti6Al4V sui disk, ovvero quanto ciascun campione ha aderito all'altro durante il corso della prova sperimentale. Osservando la Fig. 13.26 e la Fig. 13.27 si nota come i risultati dell'analisi chimica riportino una maggiore percentuale di CoCrMo sul pin tornito in condizioni di lubrificazione criogenica che sul pin tornito a secco. Le aree di indagine sono state scelte arbitrariamente cercando di mirare l'analisi nei punti in cui l'usura risulta più critica. Perciò anche se il confronto risulta frutto di una scelta arbitraria ma mirata l'analisi mette comunque in evidenza che campioni caratterizzati da rugosità più alte sono caratterizzate da una maggiore adesione di CoCrMo. Le immagini relative ai disk in contatto reciproco con i pin analizzati riportano la medesima concentrazione di Ti6Al4V.



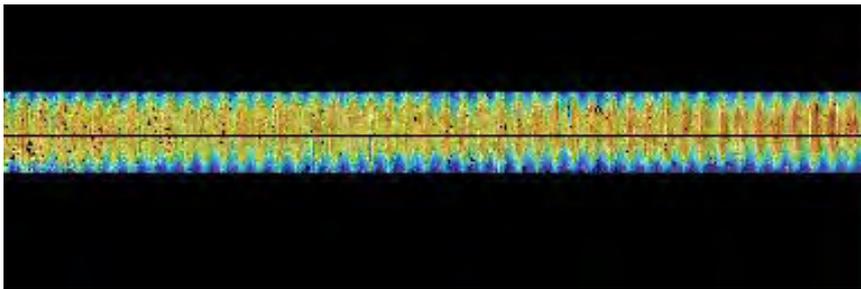
**Figura 13.9:** Istogramma relativo alla differenza di rugosità ( $R_a$  ed  $R_t$ ). Tale grafico si riferisce alle prove in cui il pin è stato tornito sia in condizioni di assenza di lubrificazione che in condizioni di lubrificazione criogenica. Si ricorda che il Test 3 si riferisce alle condizioni ( $V_c=50 [\frac{m}{min}]$ ,  $f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$ ).



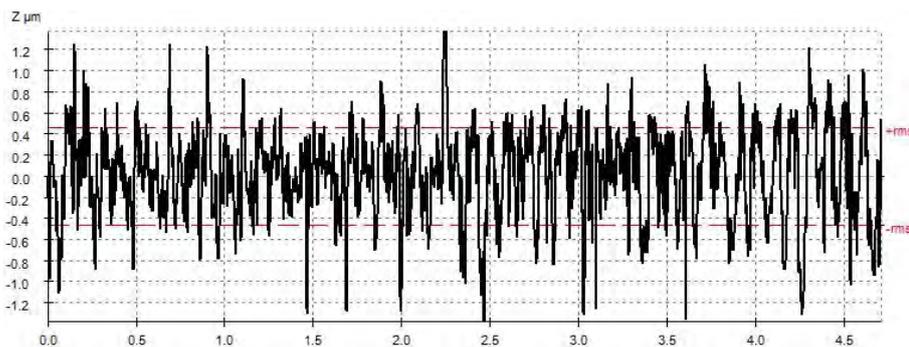
**Figura 13.10:** Istogramma relativo alla differenza di coefficiente d'attrito. Tale grafico si riferisce alle prove in cui il pin è caratterizzato da rugosità minima (test 1) e massima (test 3 Crio). Le condizioni di tornitura relative al Test 1 sono:  $V_c=50 [\frac{m}{min}]$ ,  $f=0,1 [\frac{mm}{giro}]$ , e per il Test 3 sono:  $V_c=50 [\frac{m}{min}]$ ,  $f=0,2 [\frac{mm}{giro}]$ .



(a) Immagine tridimensionale della superficie.

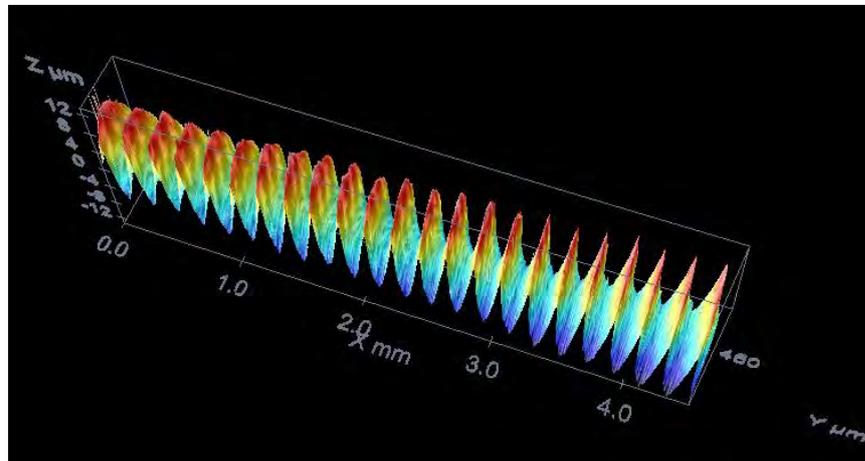


(b) Immagine bidimensionale della superficie; vista dall'alto.

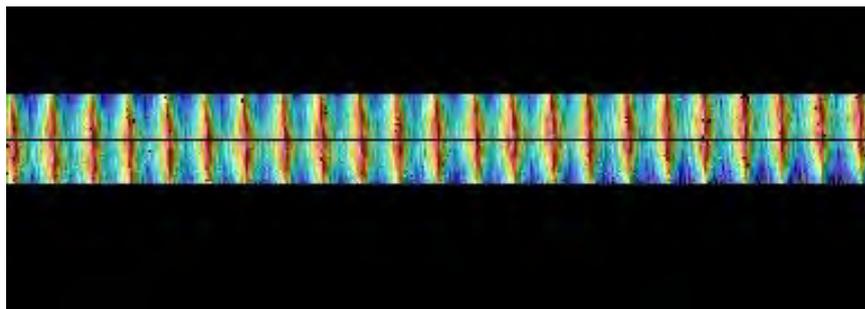


(c) Profilo della superficie.

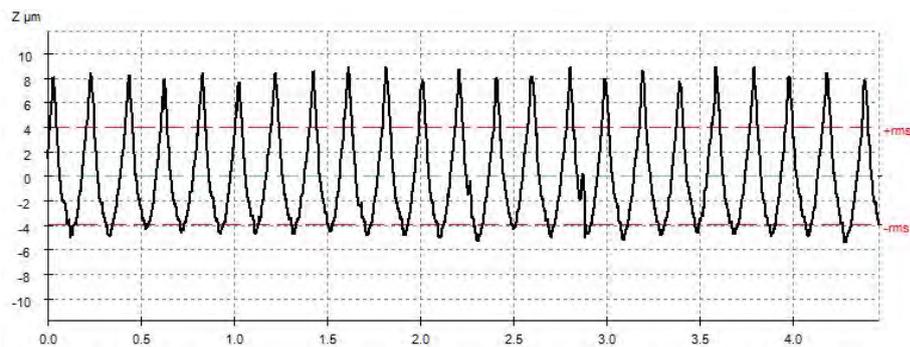
**Figura 13.11:** Analisi al profilometro ottico del pin corrispondente al Test 2 ottenuto in assenza di lubrificazione e con i seguenti parametri di tornitura:  $V_c=80$  [ $\frac{m}{min}$ ],  $f=0,1$  [ $\frac{mm}{giro}$ ].



(a) Immagine tridimensionale della superficie.



(b) Immagine bidimensionale della superficie; vista dall'alto.

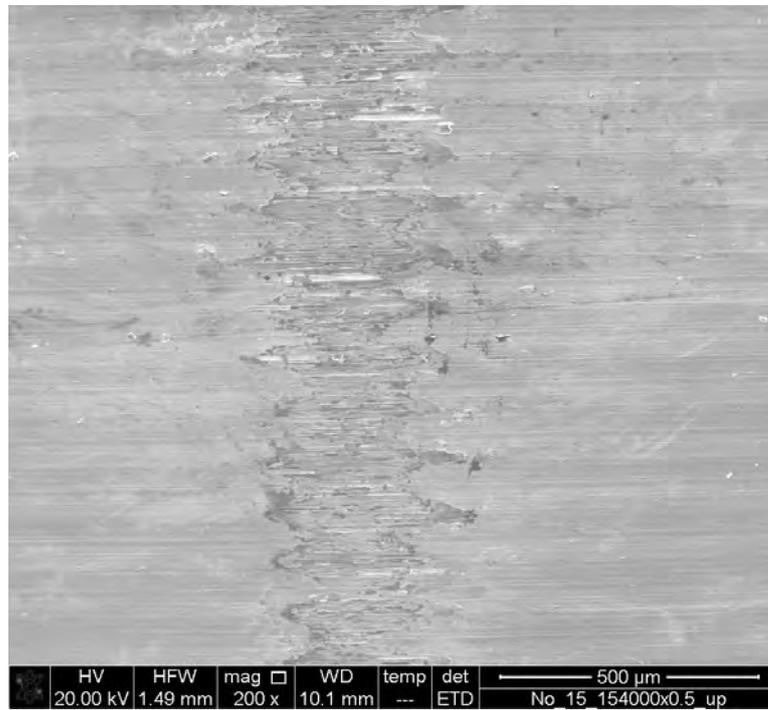
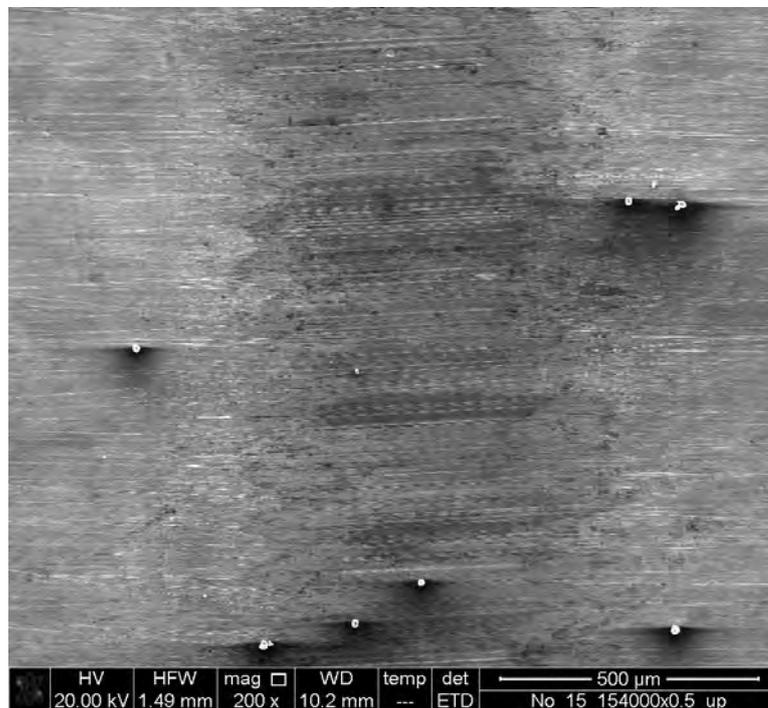


(c) Profilo della superficie.

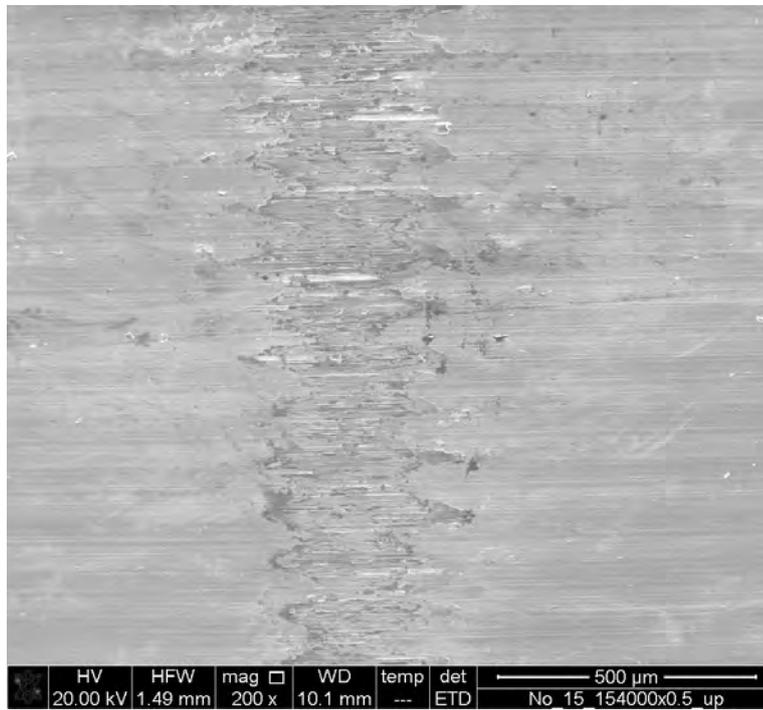
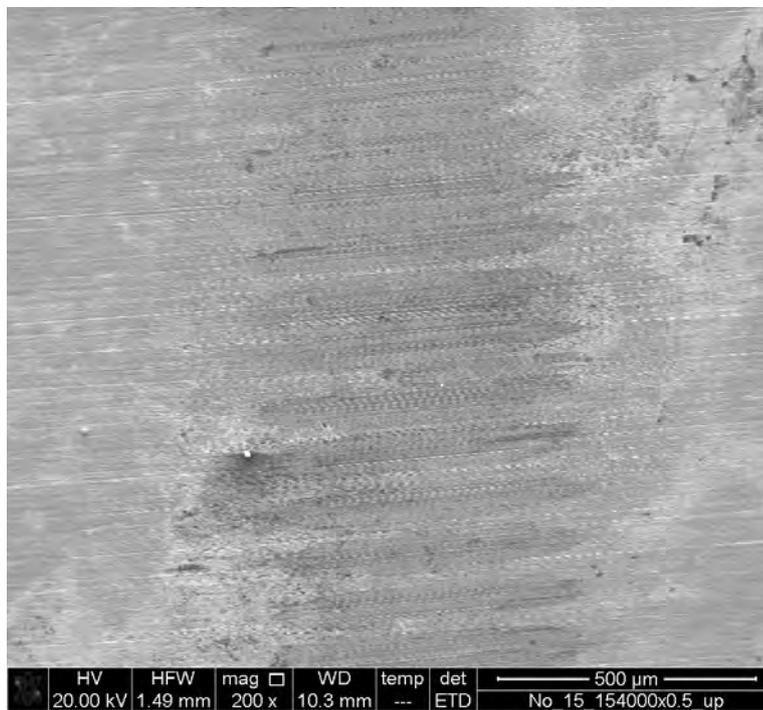
**Figura 13.12:** Analisi al profilometro ottico del pin corrispondente al Test 2 ottenuto in condizioni di lubrificazione criogenica e con i seguenti parametri di tornitura:  $V_c=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$ ,  $f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ .



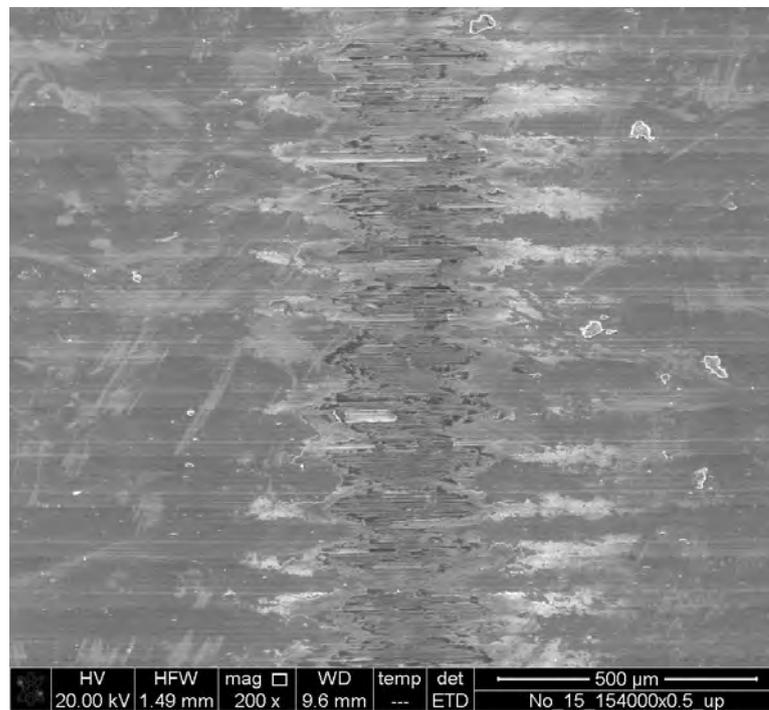
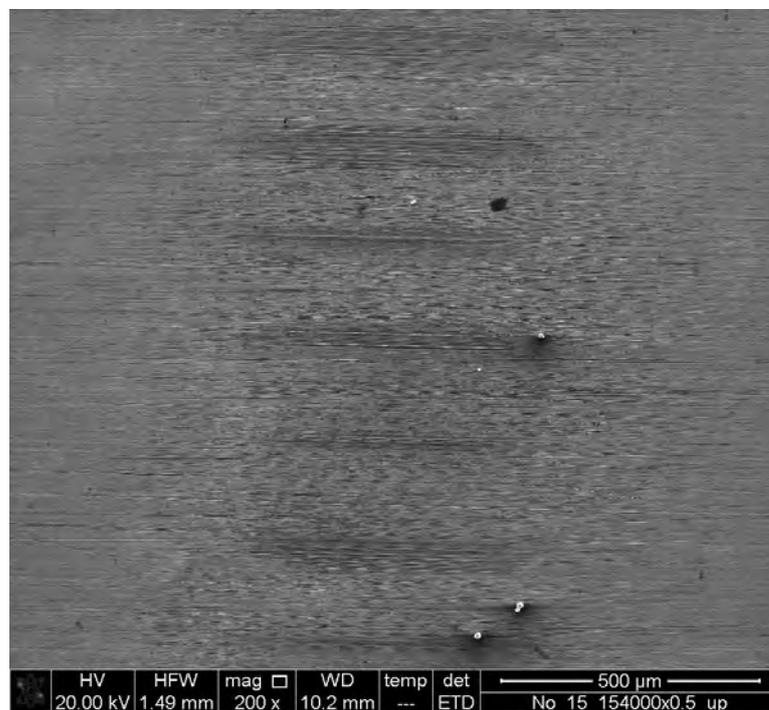
**Figura 13.13:** Microscopio a scansione elettronica presente al lab TE.SI di Rovigo.

(a) *Pin di Ti6Al4V.*(b) *Disk di CoCrMo.*

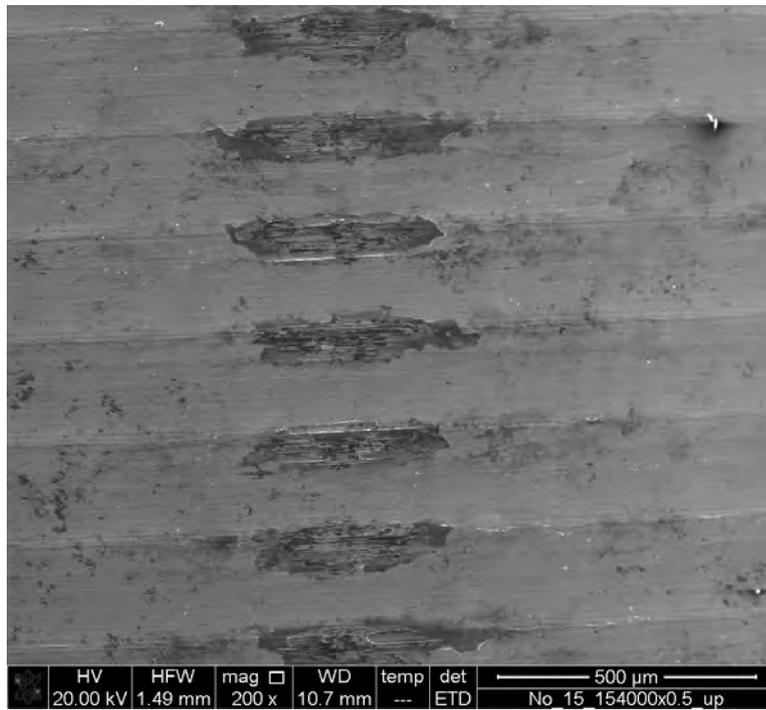
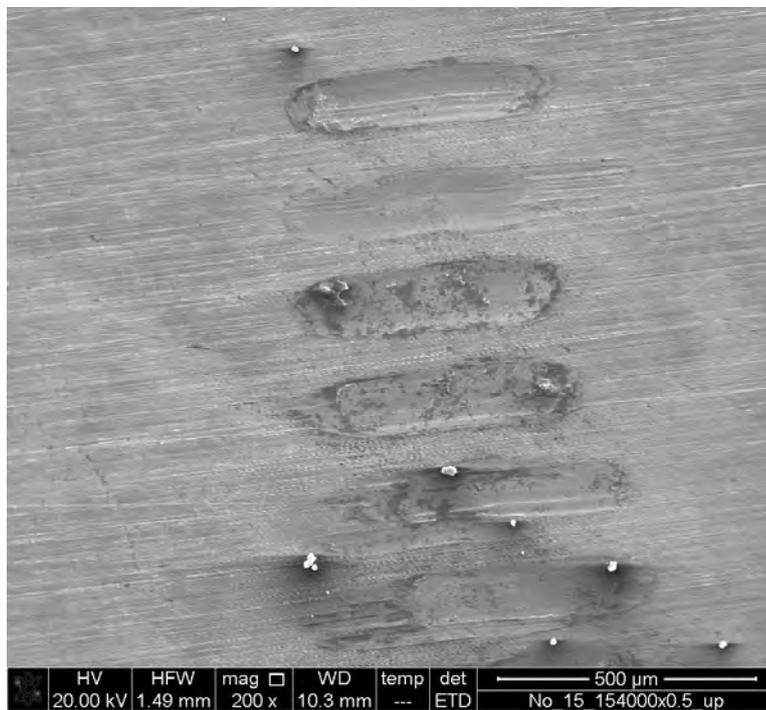
**Figura 13.14:** Le immagini riportano il confronto tra i pin ed il disk dopo aver svolto il test. Si ricorda che il pin è stato realizzato in assenza di lubrificazione con i seguenti parametri di tornitura:  $V_C=50 \left[ \frac{m}{min} \right]$  ed  $f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ .

(a) *Pin di Ti6Al4V.*(b) *Disk di CoCrMo.*

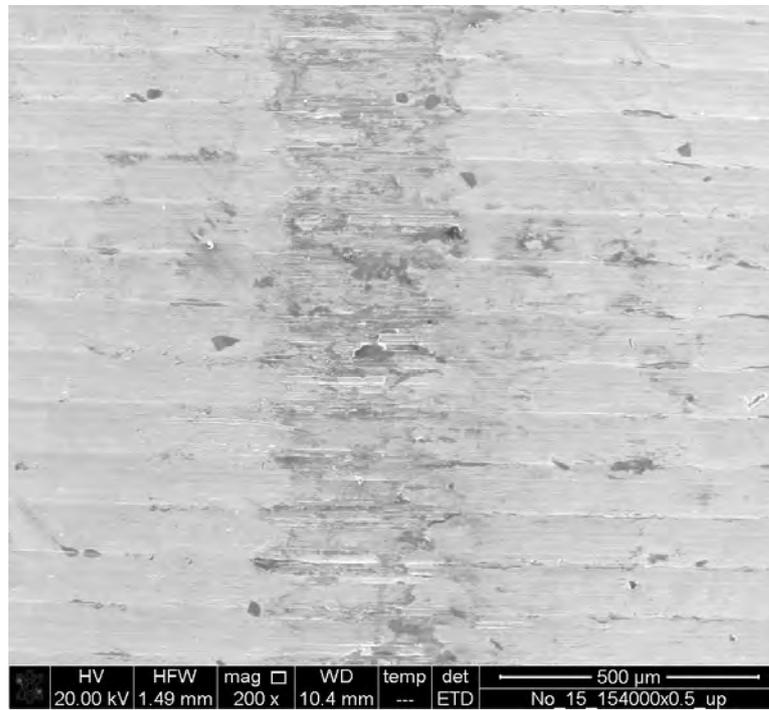
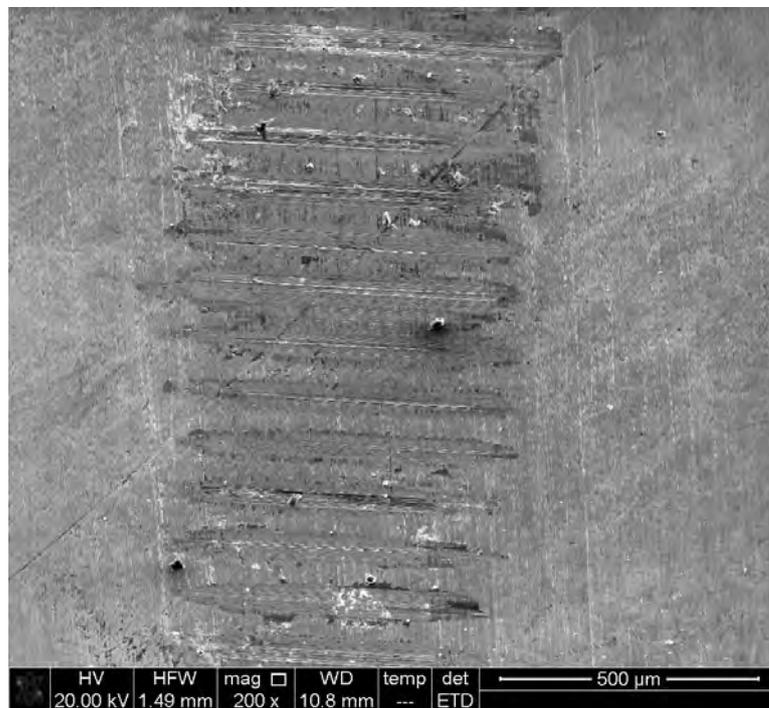
**Figura 13.15:** Le immagini riportano il confronto tra i pin ed il disk dopo aver svolto il test. Si ricorda che il pin è stato realizzato in assenza di lubrificazione con i seguenti parametri di tornitura:  $V_C=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$  ed  $f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ .

(a) *Pin di Ti6Al4V.*(b) *Disk di CoCrMo.*

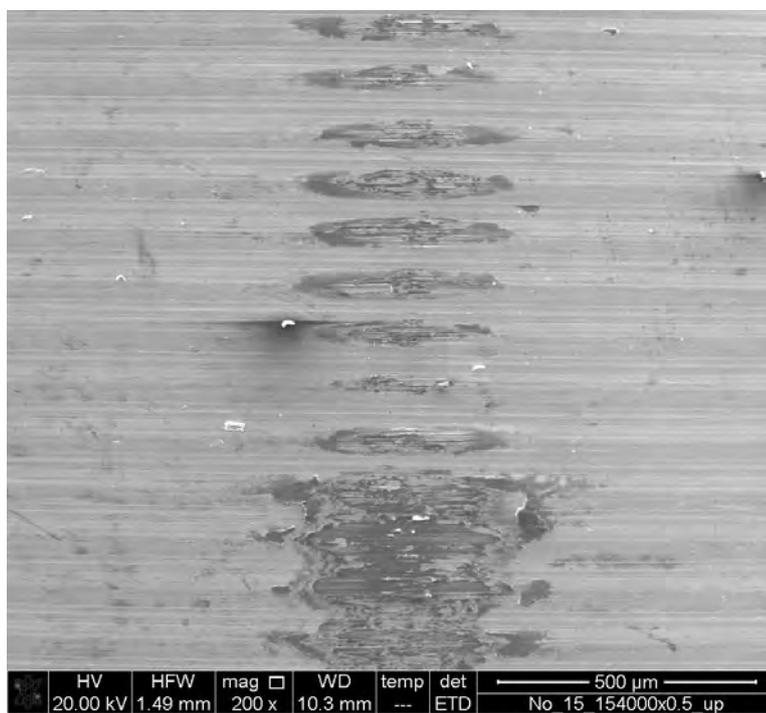
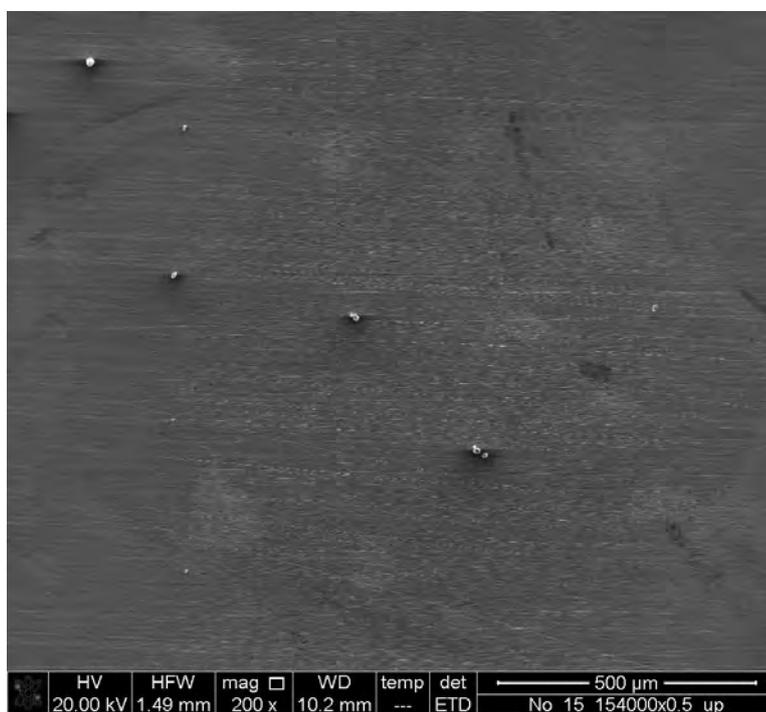
**Figura 13.16:** Le immagini riportano il confronto tra i pin ed il disk dopo aver svolto il test. Si ricorda che il pin è stato realizzato in assenza di lubrificazione con i seguenti parametri di tornitura:  $V_C=50 \left[ \frac{m}{min} \right]$  ed  $f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ .

(a) *Pin di Ti6Al4V.*(b) *Disk di CoCrMo.*

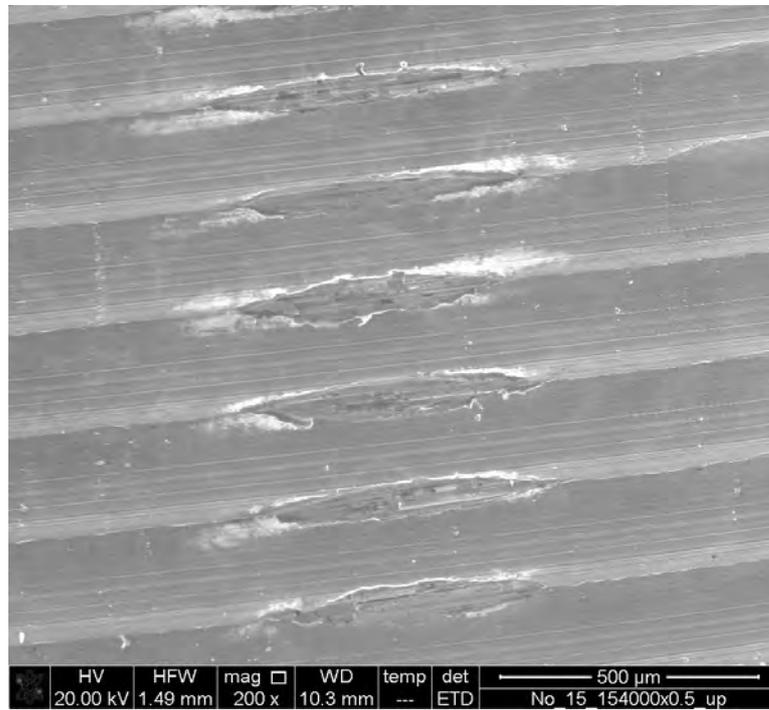
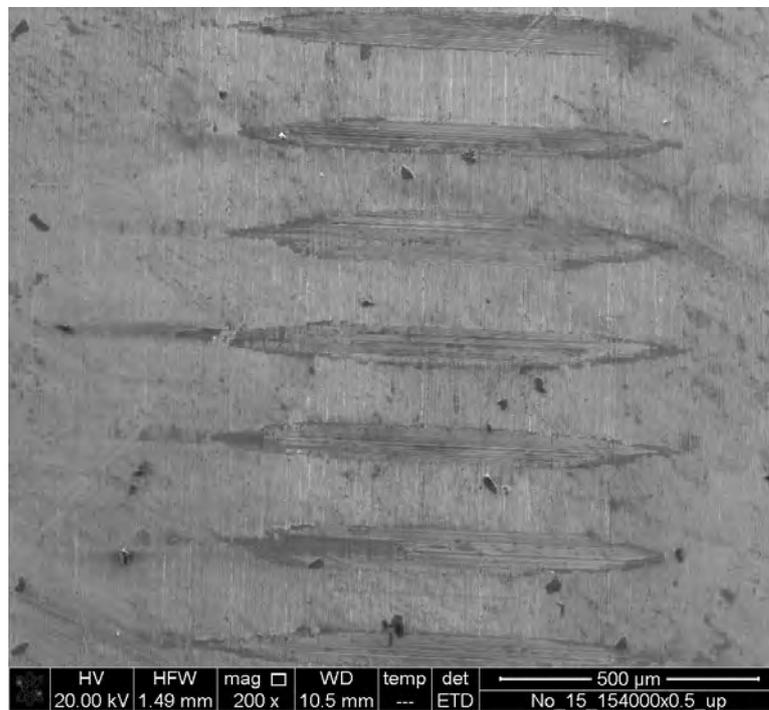
**Figura 13.17:** Le immagini riportano il confronto tra i pin ed il disk dopo aver svolto il test. Si ricorda che il pin è stato realizzato in assenza di lubrificazione con i seguenti parametri di tornitura:  $V_C=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$  ed  $f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ .

(a) *Pin di Ti6Al4V.*(b) *Disk di CoCrMo.*

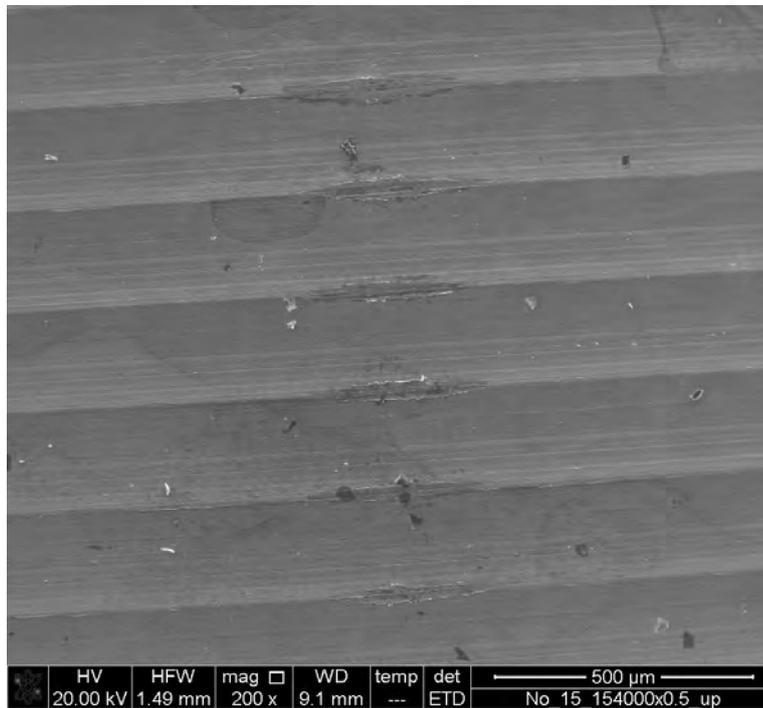
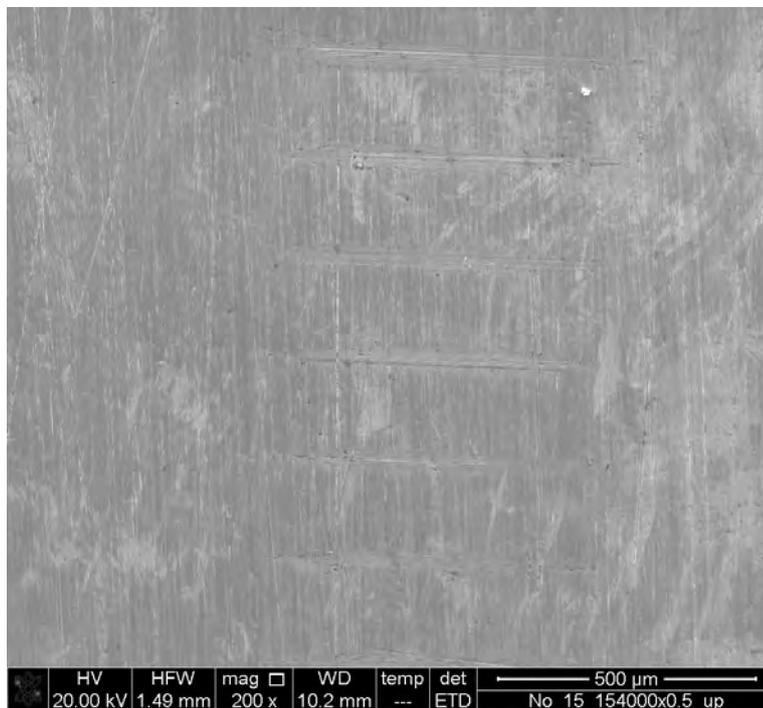
**Figura 13.18:** Le immagini riportano il confronto tra i pin ed il disk dopo aver svolto il test. Si ricorda che il pin è stato realizzato in condizioni di lubrificazione criogenica con i seguenti parametri di tornitura:  $V_C=50 \left[ \frac{m}{min} \right]$  ed  $f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ .

(a) *Pin di Ti6Al4V.*(b) *Disk di CoCrMo.*

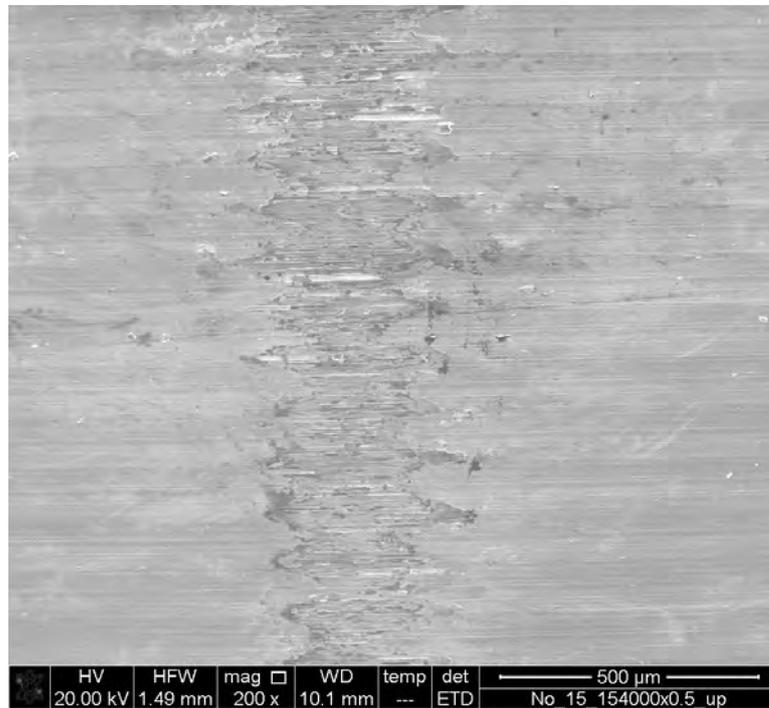
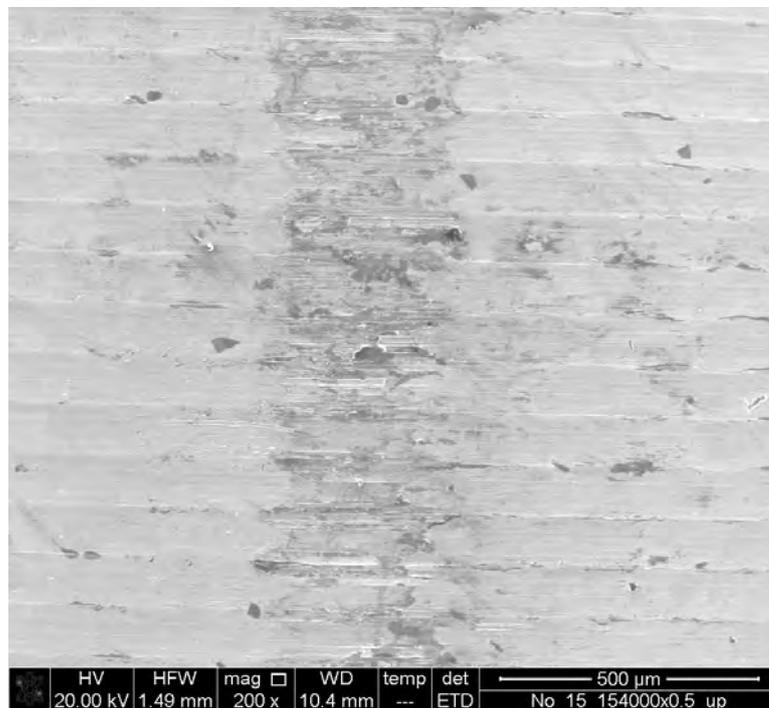
**Figura 13.19:** Le immagini riportano il confronto tra i pin ed il disk dopo aver svolto il test. Si ricorda che il pin è stato realizzato in condizioni di lubrificazione criogenica con i seguenti parametri di tornitura:  $V_C=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$  ed  $f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ .

(a) *Pin di Ti6Al4V.*(b) *Disk di CoCrMo.*

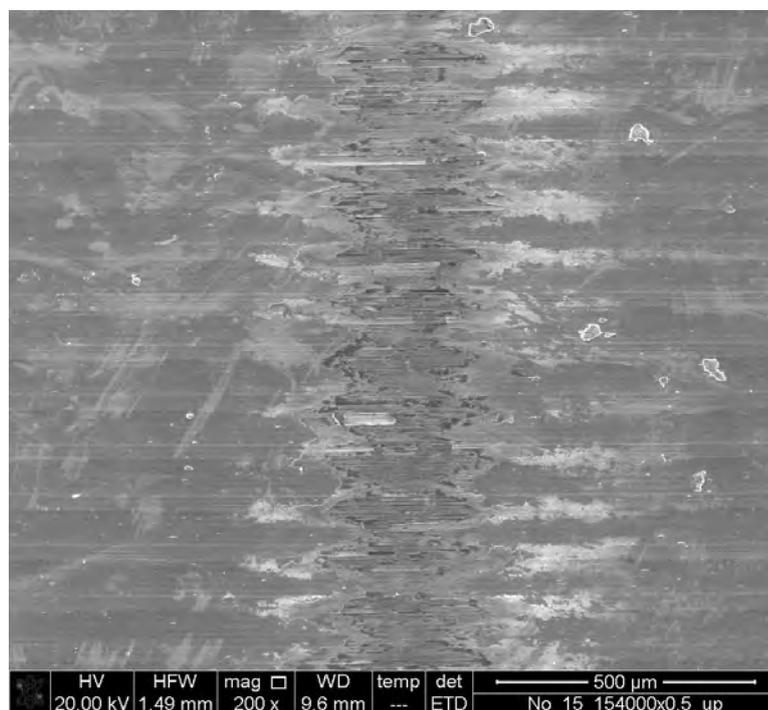
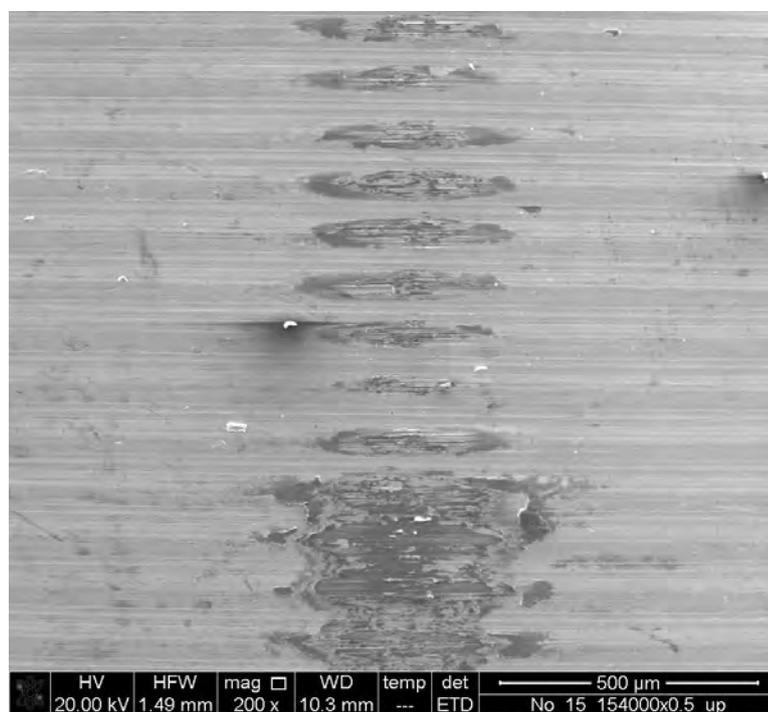
**Figura 13.20:** Le immagini riportano il confronto tra i pin ed il disk dopo aver svolto il test. Si ricorda che il pin è stato realizzato in condizioni di lubrificazione criogenica con i seguenti parametri di tornitura:  $V_C=50 \left[ \frac{m}{min} \right]$  ed  $f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ .

(a) *Pin di Ti6Al4V.*(b) *Disk di CoCrMo.*

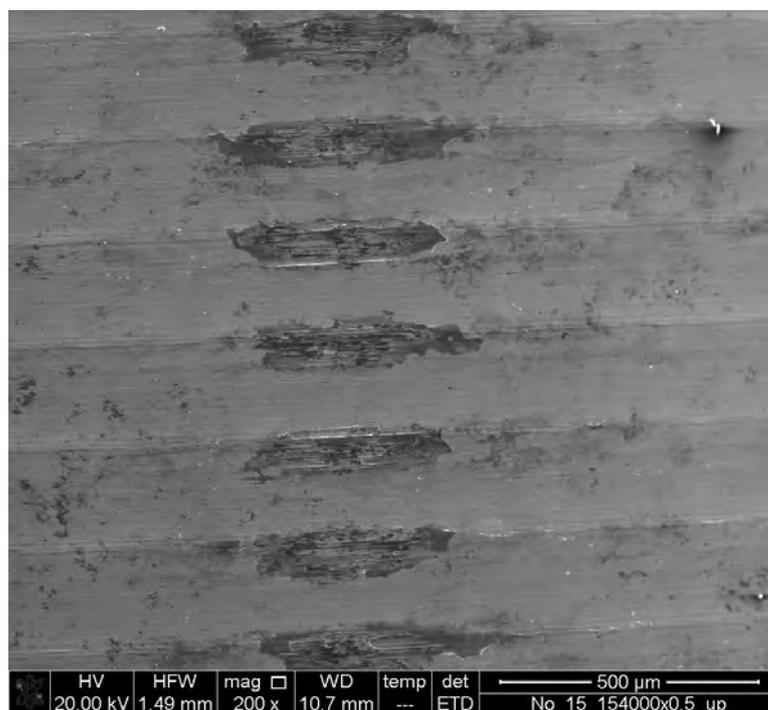
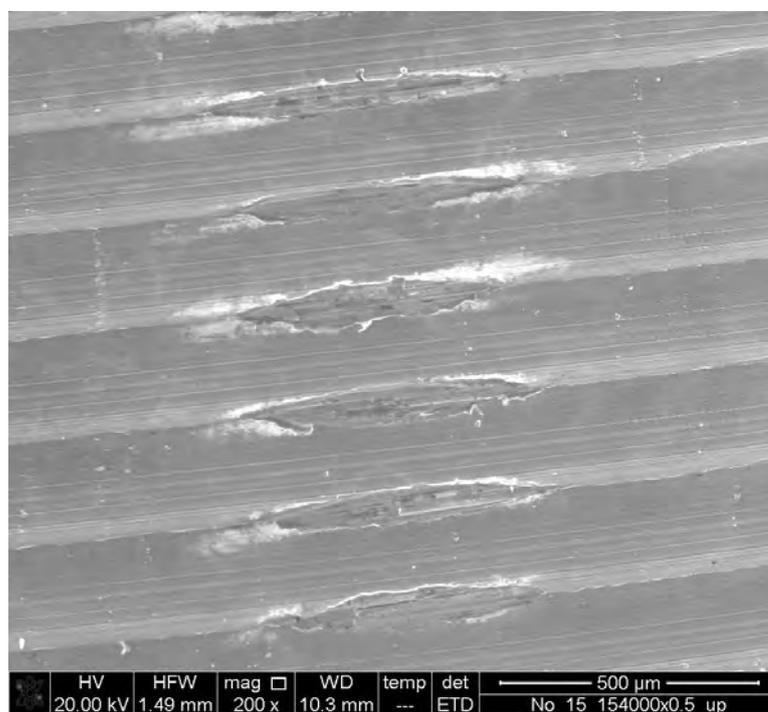
**Figura 13.21:** Le immagini riportano il confronto tra i pin ed il disk dopo aver svolto il test. Si ricorda che il pin è stato realizzato in condizioni di lubrificazione criogenica con i seguenti parametri di tornitura:  $V_C=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$  ed  $f=0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ .

(a) *Pin di Ti6Al4V (secco).*(b) *Pin di Ti6Al4V (criogenico).*

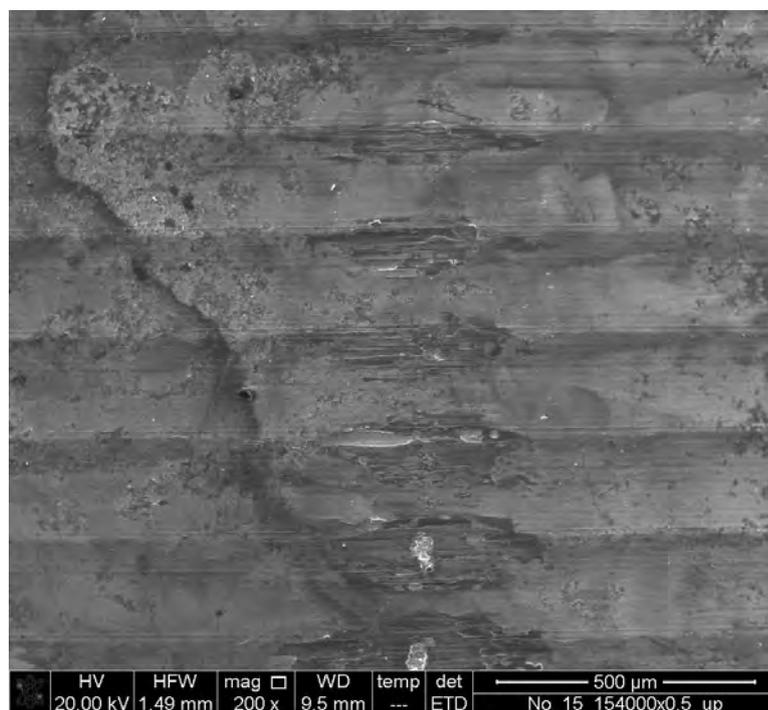
**Figura 13.22:** Le immagini riportano il confronto tra i pin ottenuti nelle due diverse condizioni di lubrificazione (nulla o criogenica) dopo aver svolto il test. Si ricorda che i parametri di tornitura per entrambi i campioni sono  $V_C=50$  [ $\frac{m}{min}$ ] ed  $f=0,1$  [ $\frac{mm}{giro}$ ].

(a) *Pin di Ti6Al4V (secco).*(b) *Pin di Ti6Al4V (criogenico).*

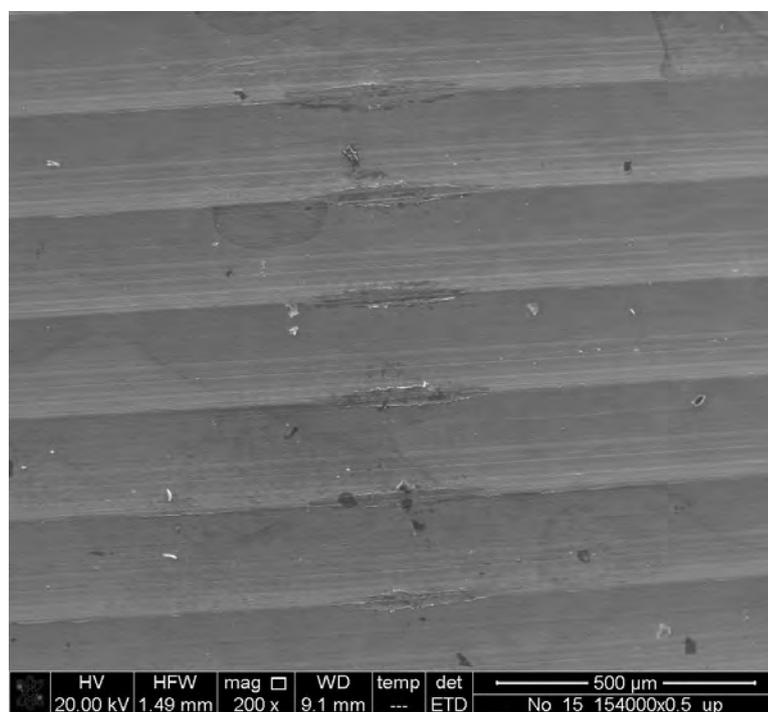
**Figura 13.23:** Le immagini riportano il confronto tra i pin ottenuti nelle due diverse condizioni di lubrificazione (nulla o criogenica) dopo aver svolto il test. Si ricorda che i parametri di tornitura per entrambi i campioni sono  $V_C=80$  [ $\frac{m}{min}$ ] ed  $f=0,1$  [ $\frac{mm}{giro}$ ].

(a) *Pin di Ti6Al4V (secco).*(b) *Pin di Ti6Al4V (criogenico).*

**Figura 13.24:** Le immagini riportano il confronto tra i pin ottenuti nelle due diverse condizioni di lubrificazione (nulla o criogenica) dopo aver svolto il test. Si ricorda che i parametri di tornitura per entrambi i campioni sono  $V_C=50$  [ $\frac{m}{min}$ ] ed  $f=0,2$  [ $\frac{mm}{giro}$ ].

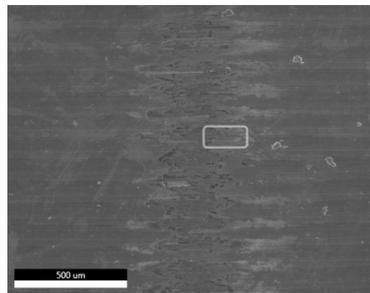


(a) *Pin di Ti6Al4V (secco).*

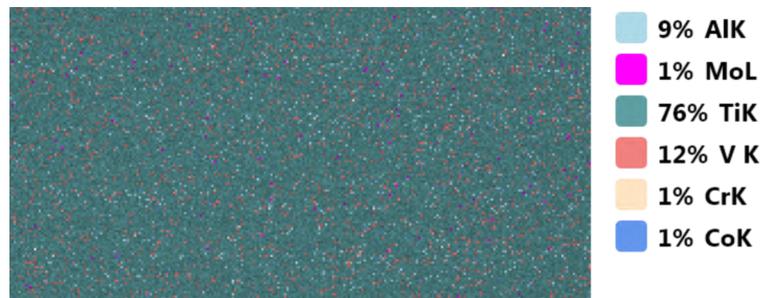


(b) *Pin di Ti6Al4V (criogenico).*

**Figura 13.25:** Le immagini riportano il confronto tra i pin ottenuti nelle due diverse condizioni di lubrificazione (nulla o criogenica) dopo aver svolto il test. Si ricorda che i parametri di tornitura per entrambi i campioni sono  $V_C=80$  [ $\frac{m}{min}$ ] ed  $f=0,2$  [ $\frac{mm}{giro}$ ].

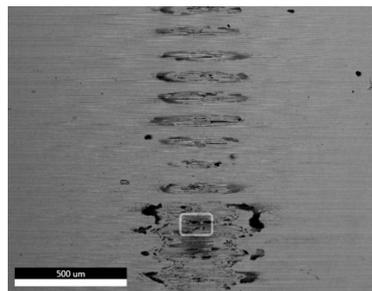


(a) Area d'indagine.

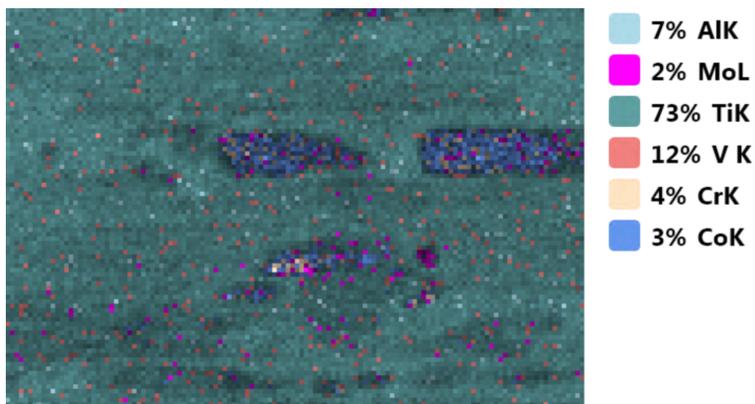


(b) Risultati dell'analisi.

**Figura 13.26:** Microanalisi edax effettuata sul pin realizzato in assenza di lubrificazione con i seguenti parametri di tornitura:  $V_C=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$  ed  $f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ .

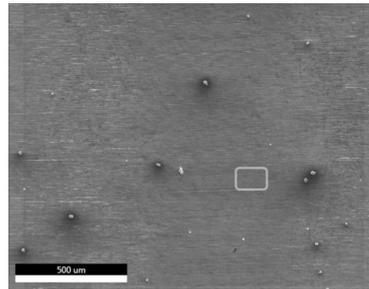


(a) Area d'indagine.

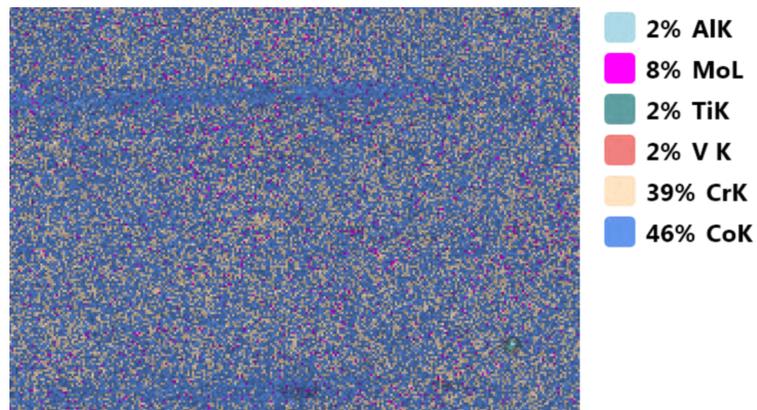


(b) Risultati dell'analisi.

**Figura 13.27:** Microanalisi edax effettuata sul pin realizzato in assenza di lubrificazione con i seguenti parametri di tornitura:  $V_C=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$  ed  $f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ .

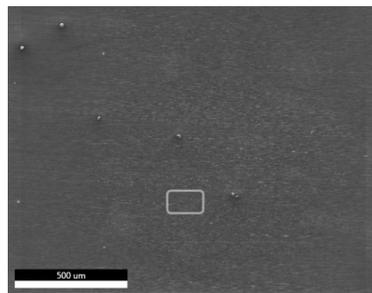


(a) Area d'indagine.

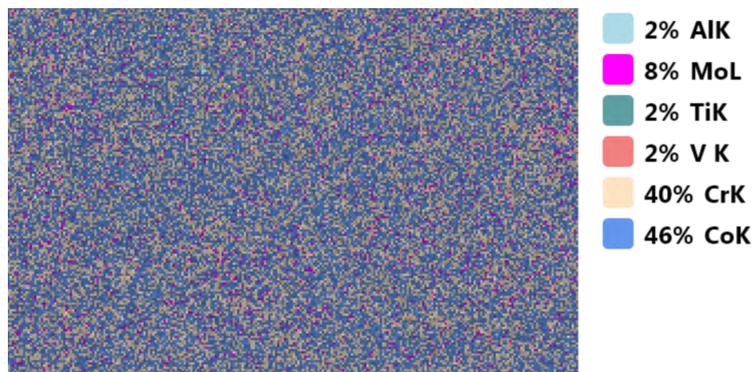


(b) Risultati dell'analisi.

**Figura 13.28:** Microanalisi edax effettuata sul pin realizzato in assenza di lubrificazione con i seguenti parametri di tornitura:  $V_C=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$  ed  $f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ .



(a) Area d'indagine.



(b) Risultati dell'analisi.

**Figura 13.29:** Microanalisi edax effettuata sul pin realizzato in assenza di lubrificazione con i seguenti parametri di tornitura:  $V_C=80 \left[ \frac{m}{min} \right]$  ed  $f=0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ .



## Capitolo 14

# Conclusioni

L'obbiettivo di questo lavoro è la progettazione e la conduzione di prove di fretting con particolare riferimento all'ambito delle protesi d'anca. L'esecuzione di test di fretting richiede l'esistenza di un apparato sperimentale adeguato. Dallo studio delle normative vigenti (ASTM F 1875-98 ed F 1440) e dalla considerazione dei vincoli pre-esistenti offerti dalla macchina MTS 647, presente nel laboratorio di Ingegneria Industriale a Padova, sulla quale i test dovevano essere implementati, si è giunti alla conoscenza dei requisiti che la struttura da realizzare doveva soddisfare. E' stato progettato un sistema che garantisce l'esecuzione di prove in soluzione salina termostata e che permette di centrare il carico da imporre sulla testa femorale. Durante il corso del lavoro sono state affrontate diverse problematiche come la verifica di stabilità a buckling degli elementi di sostegno dell'apparato, la scelta dei materiali per i componenti progettati e l'ideazione di un'ulteriore attrezzatura ausiliaria che permette di assestare la protesi secondo la geometria prevista dalla normativa F 1440.

Inoltre, sono state eseguite delle prove presso il laboratorio di Ingegneria dei Materiali per la creazione del cemento acrilico. E' stata messa appunto una composizione modificata che, con una minore concentrazione di iniziatore garantisce una polimerizzazione più lenta e concede più tempo all'operatore per colare il PoliMetilMetAcrilato attorno alla protesi.

Parallelamente è stata condotta una campagna prove impiegando il tribometro presente nel lab TE.SI di Rovigo per valutare l'influenza del materiale sul fretting. E' stato scelto di condurre un test del tipo cilindro-piano nel quale il cilindro rappresenta idealmente il colletto dello stelo protesico mentre il piano rappresenta idealmente la testa femorale. Il fretting si genera dallo scorrimento reciproco tra tali componenti dell'impianto. Per poter conoscere la forza di compressione equivalente a quella del peso corporeo da imporre in sede di test è stata effettuata un'analisi numerica non lineare per geometria e per contatto. Grazie alla teoria Hertziana che regola il contatto tra corpi elastici curvi è stata calcolata la forza da imporre al pin per ricreare le

condizioni di stress che caratterizzano il colletto dello stelo femorale umano.

Al fine di riprodurre il più possibile le condizioni *in vivo* è stato ideato un circuito di prova che permette l'esecuzione del test tribologico in soluzione salina riscaldata. E' stato possibile così testare diversi pin di Ti6Al4V torniti con diverse condizioni di avanzamento (rispettivamente  $0,1 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$  ed  $0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$ ), velocità di taglio (rispettivamente  $50 \left[ \frac{m}{min} \right]$  e  $80 \left[ \frac{m}{min} \right]$ ) e lubrificazione (rispettivamente in assenza di lubrificazione o in condizione di lubrificazione criogenica). I test prevedevano l'iterazione ciclica di uno spostamento lineare pari a  $500 \mu m$  per circa 100000 cicli ad una frequenza di  $10 Hz$ .

I campioni sono stati caratterizzati mediante analisi al microscopio a scansione elettronica, analisi al profilometro ottico e misure di pesatura. Si è visto che l'avanzamento e le condizioni di lubrificazione nel caso di avanzamenti pari a  $0,2 \left[ \frac{mm}{giro} \right]$  sono i parametri che maggiormente influenzano la rugosità superficiale. E' stato osservato che campioni con rugosità minori sono caratterizzati da coefficienti d'attrito inferiori e dunque da minore energia dissipata e conseguente minore generazione di calore. Altresì si è ipotizzato che, rugosità superficiali maggiori generano condizioni tali da permettere l'adesione di uno strato di CoCrMo al substrato di Ti6Al4V. Ciò comporta una minore generazione di frammenti di usura per via della protezione superficiale offerta dallo strato di CoCrMo, e quindi un effetto benefico dal punto di vista della durata dell'impianto. Dalle immagini ottenute al microscopio a scansione elettronica è stato possibile confermare un maggior tasso di usura da parte del titanio caratterizzato da rugosità superficiali inferiori.

Sia la generazione di frammenti di usura che un elevato coefficiente d'attrito sono deleteri per la vita dell'impianto.

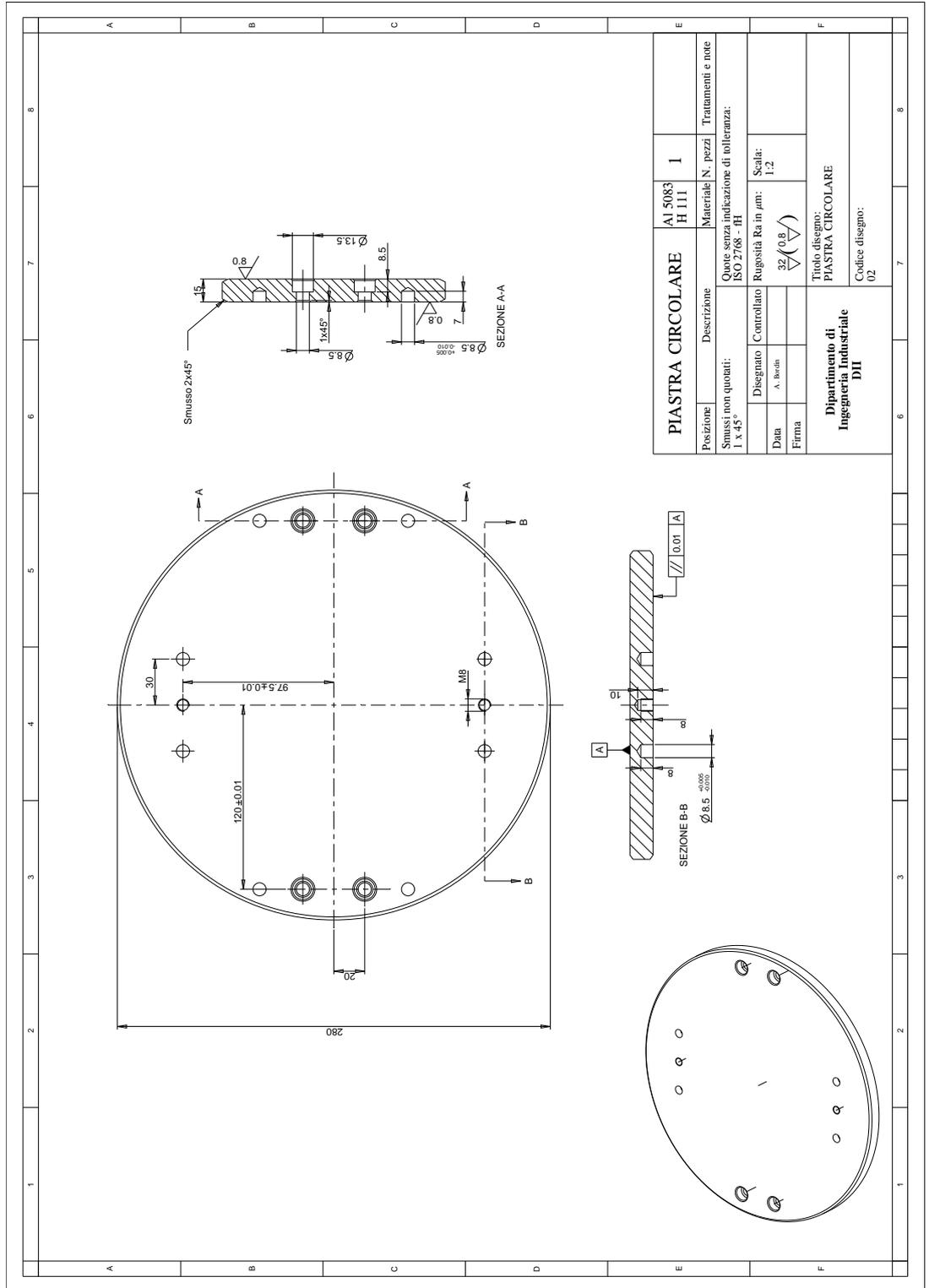
La formazione di detriti di usura è la causa principale della degradazione dei biomateriali e il fattore che più ne determina la longevità. Queste particelle inducono la formazione di reazioni infiammatorie che ad un certo punto promuovono la granulazione di corpi estranei che aggrediscono l'interfaccia tra osso ed impianto. La mobilitazione dell'impianto, influenzata notevolmente dal coefficiente d'attrito, induce la protesi ad interagire con la sua sede in quanto, sia essa cementata o meno, si verificano degli spostamenti sia dell'asta nella cavità femorale che del cotile nel bacino. I detriti che vengono a formarsi in base a questo meccanismo inoltre possono essere la causa di fenomeni infiammatori e granulazioni estranee all'interfaccia tra protesi e tessuto osseo. Dunque è auspicabile minimizzare al massimo entrambi questi meccanismi nocivi per la durata dell'impianto.

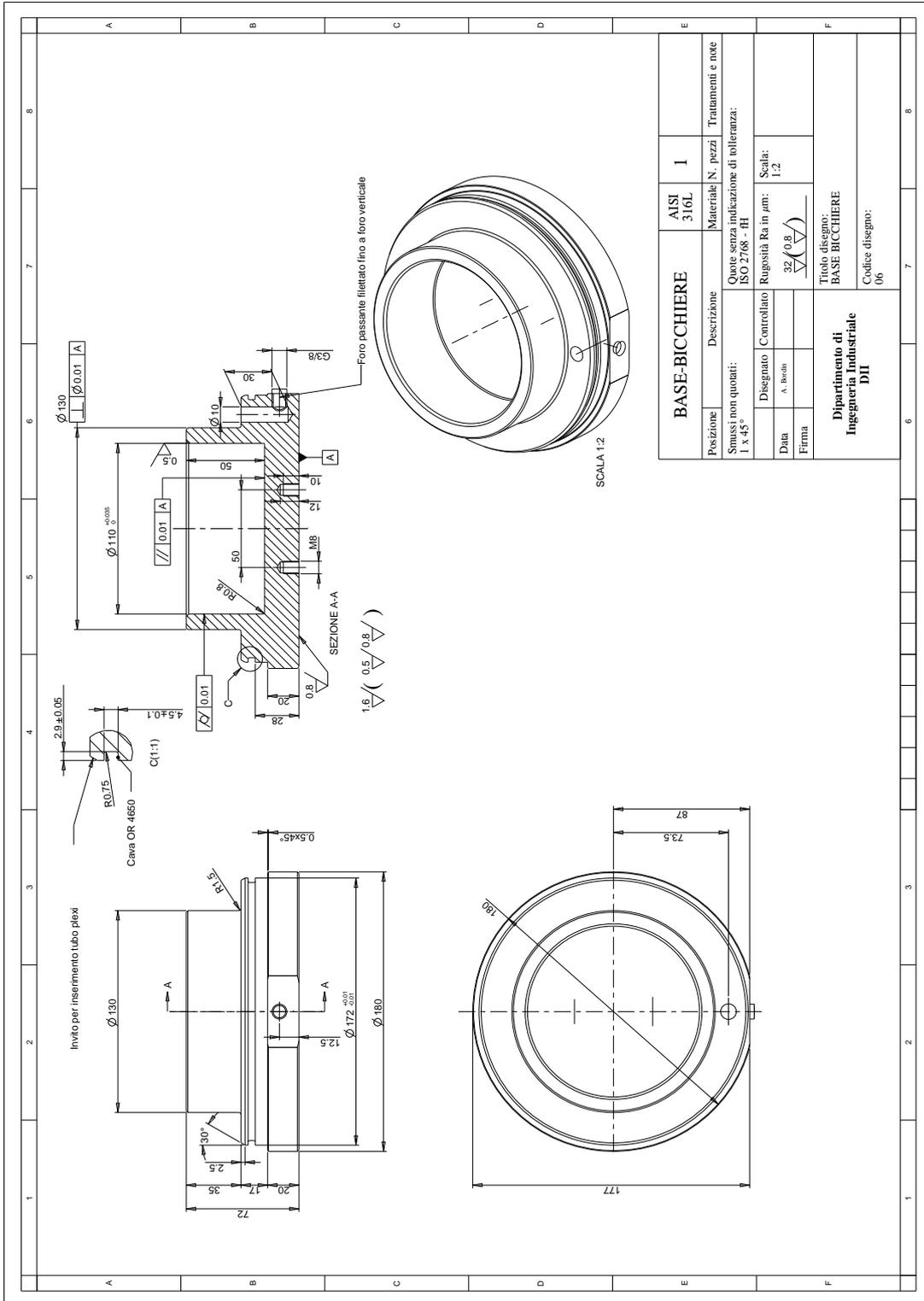
È stato dimostrato che i parametri di tornitura hanno un'importanza fondamentale poichè determinano le caratteristiche della superficie dalla quale dipendono fortemente sia coefficiente d'attrito che usura. Grazie all'apparato di prova costruito che permette di eseguire test sulle protesi d'anca, sarà possibile convalidare le ipotesi avanzate mediante la campagna prove effettuata.

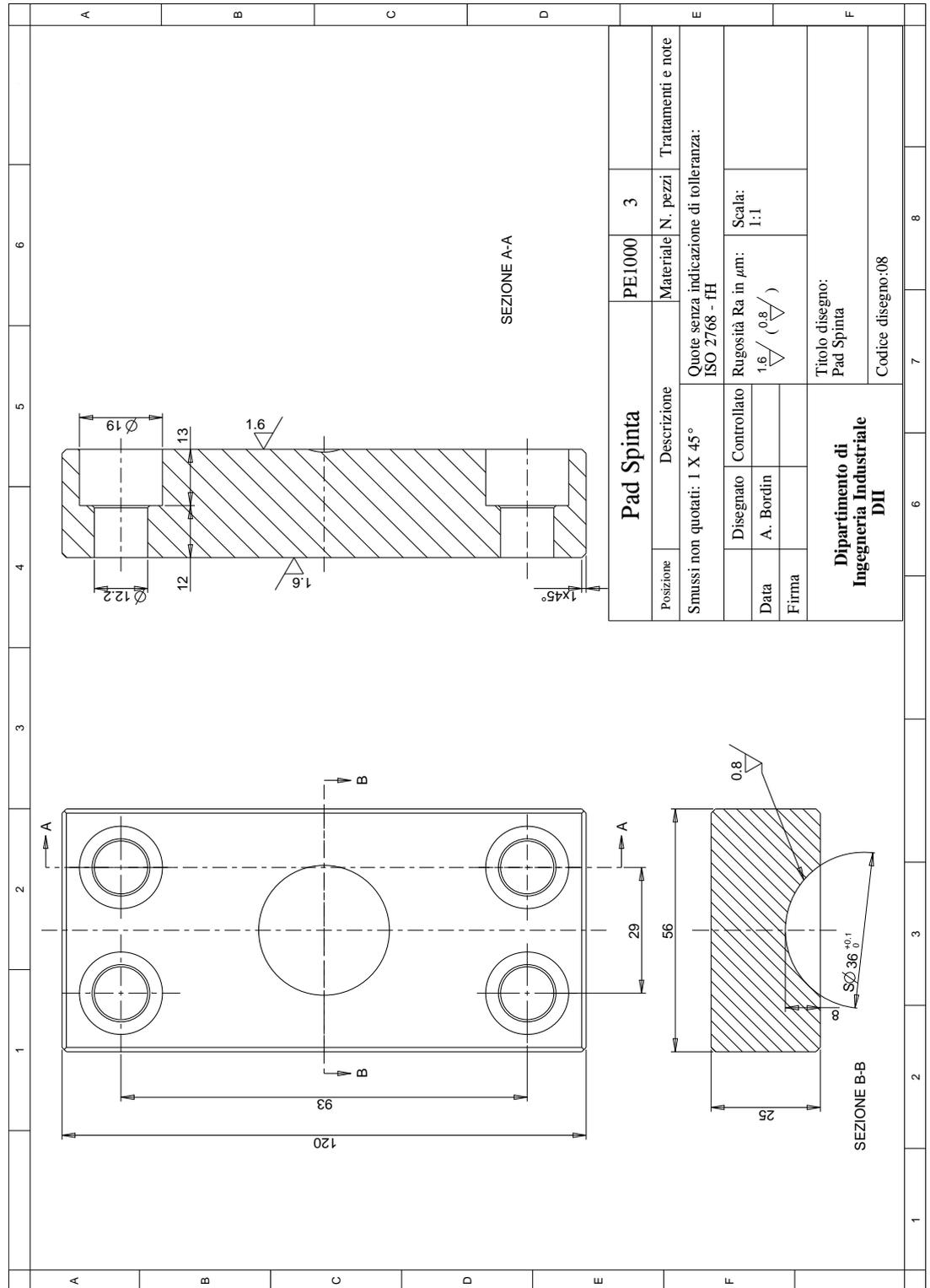
## Appendice A

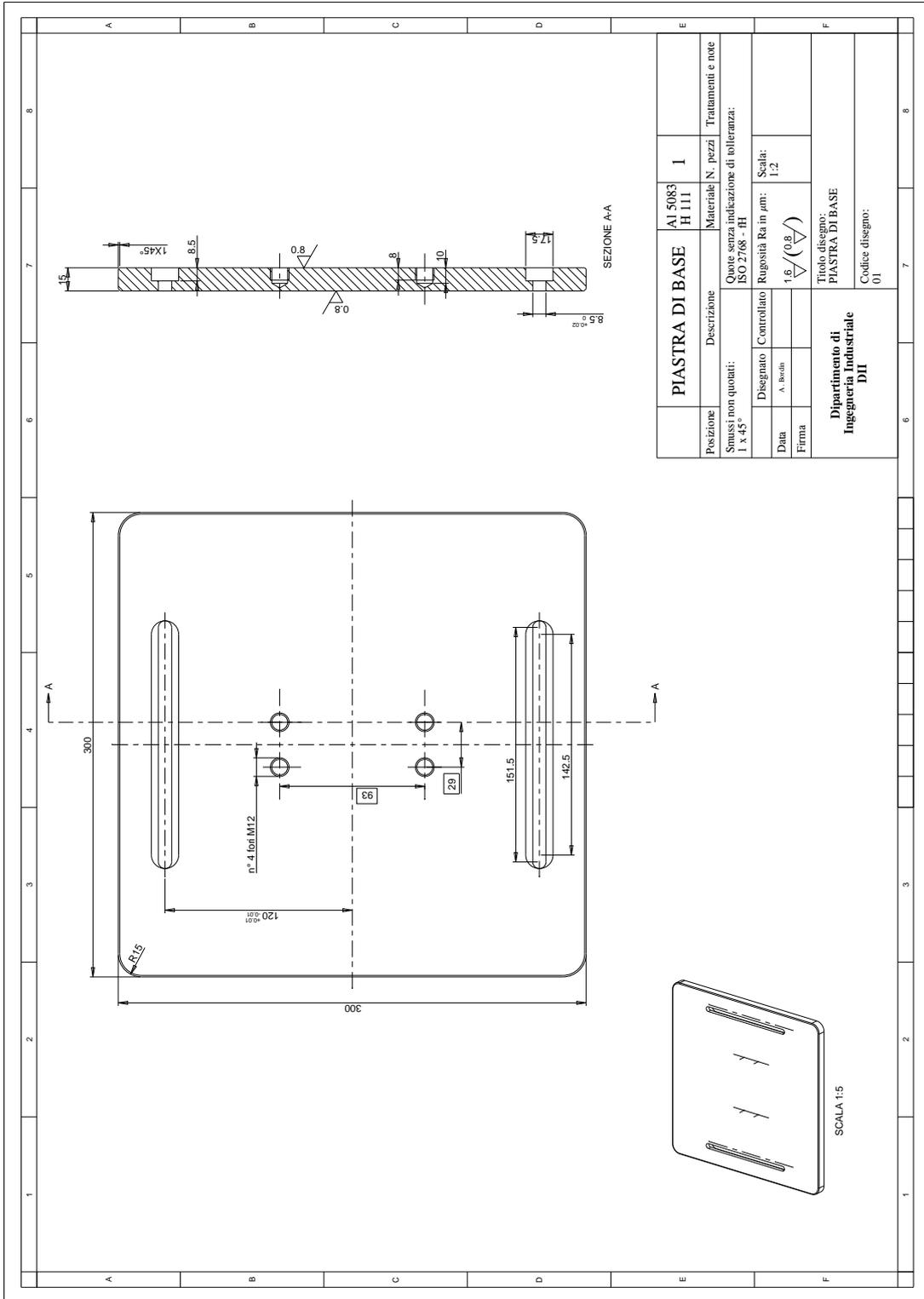
# Tavole di disegno

Nelle pagine seguenti vengono riportate le tavole relative alla progettazione dell'apparato sperimentale per la conduzione delle prove di fretting sull'MTS 647 presente al laboratorio di Ingegneria Industriale a Padova.

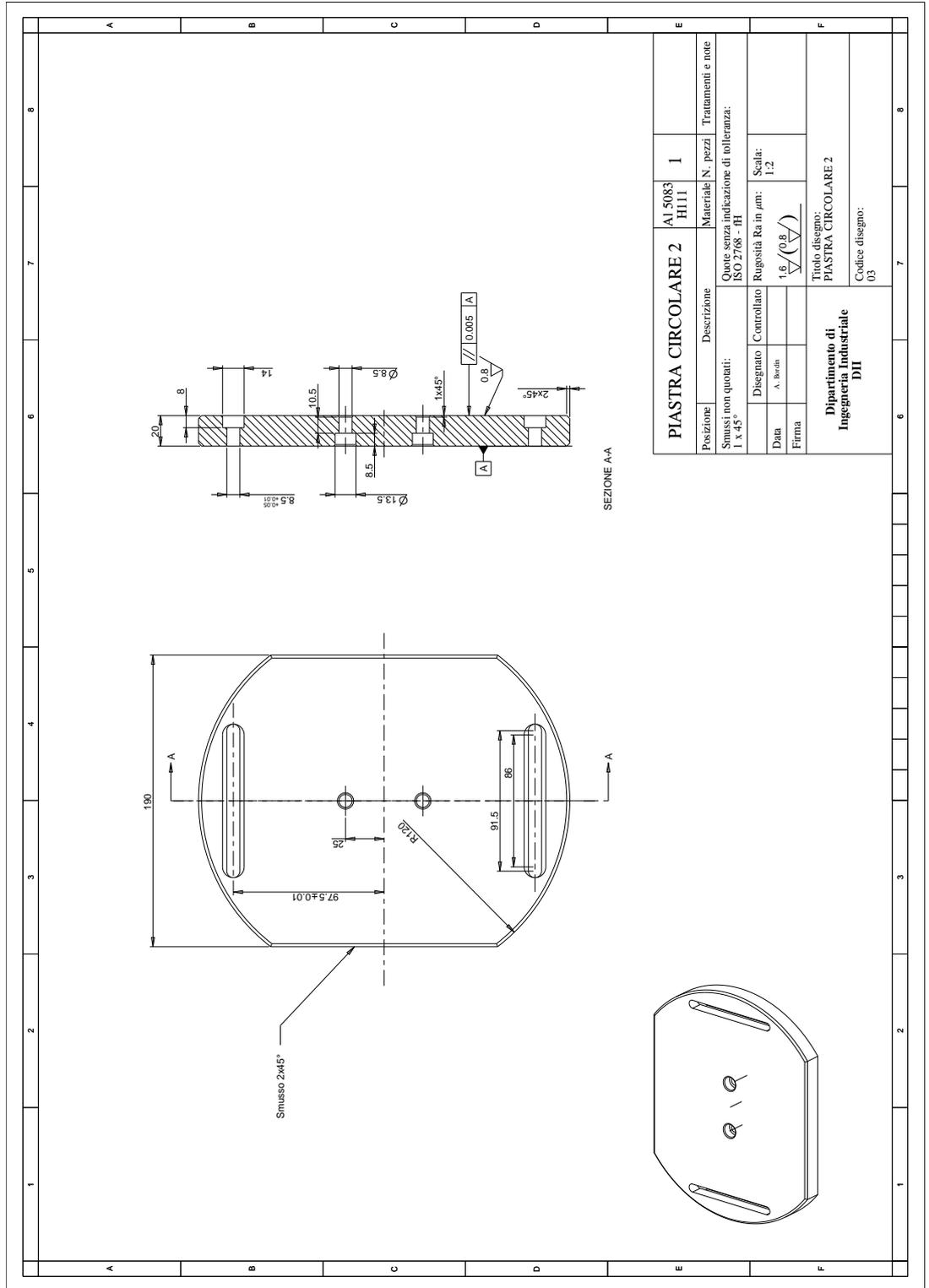


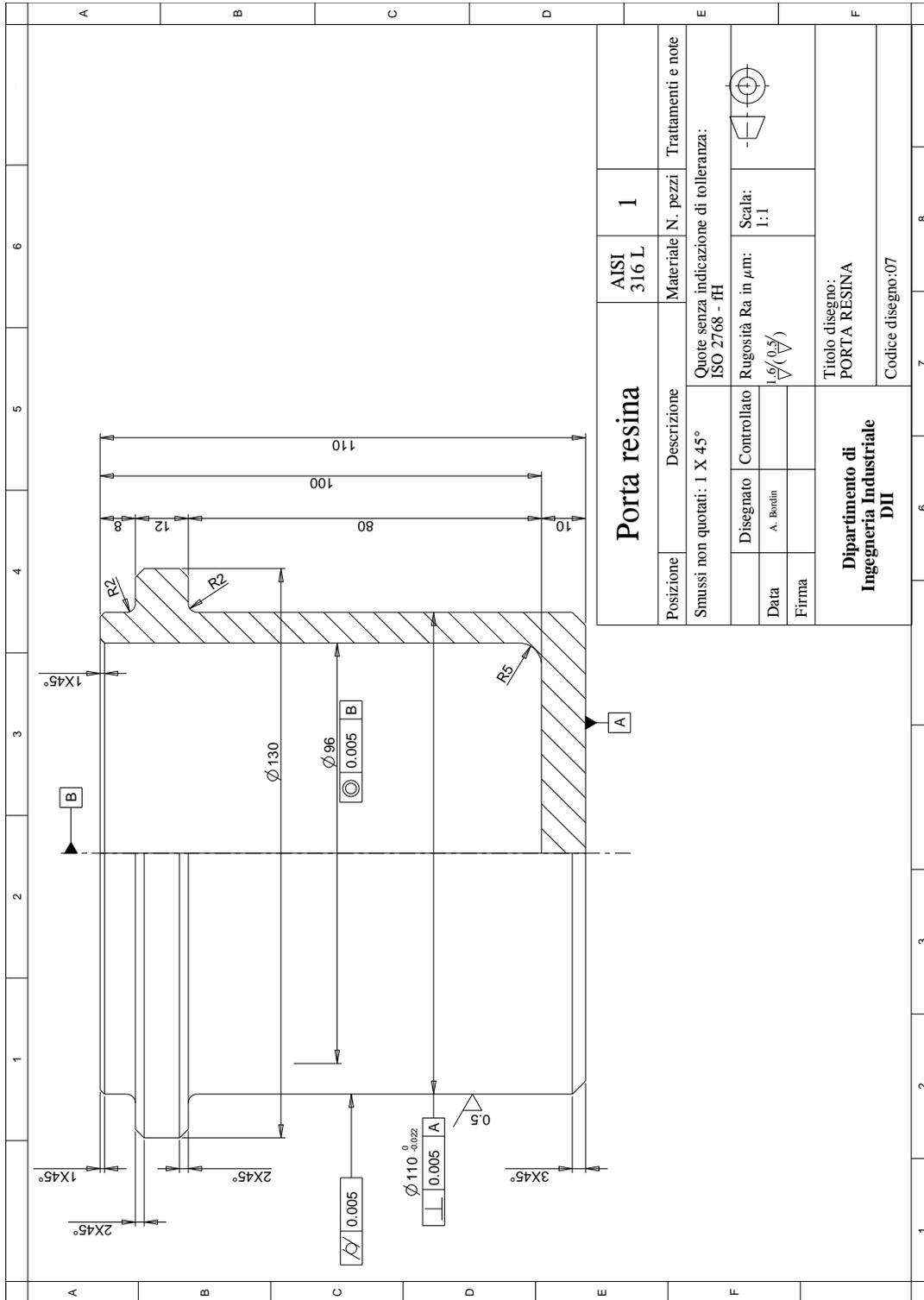






Posizione	Descrizione	Materiale	N. pezzi	Trattamenti e note
	<b>PIASTRA DI BASE</b>	Al 5083 H 111	1	
Smussi non quotati: 1 x 45°				
Disegnato	Controllato	Quote senza indicazione di tolleranza: ISO 2768 - H		
Data	A. Revelli	Rugosità Ra in $\mu\text{m}$ : 1.6 $\sqrt{(0.8)}$		
Firma		Scala: 1:2		
Titolo disegno: <b>PIASTRA DI BASE</b>				
Dipartimento di <b>Ingegneria Industriale</b>				
Codice disegno: 01				



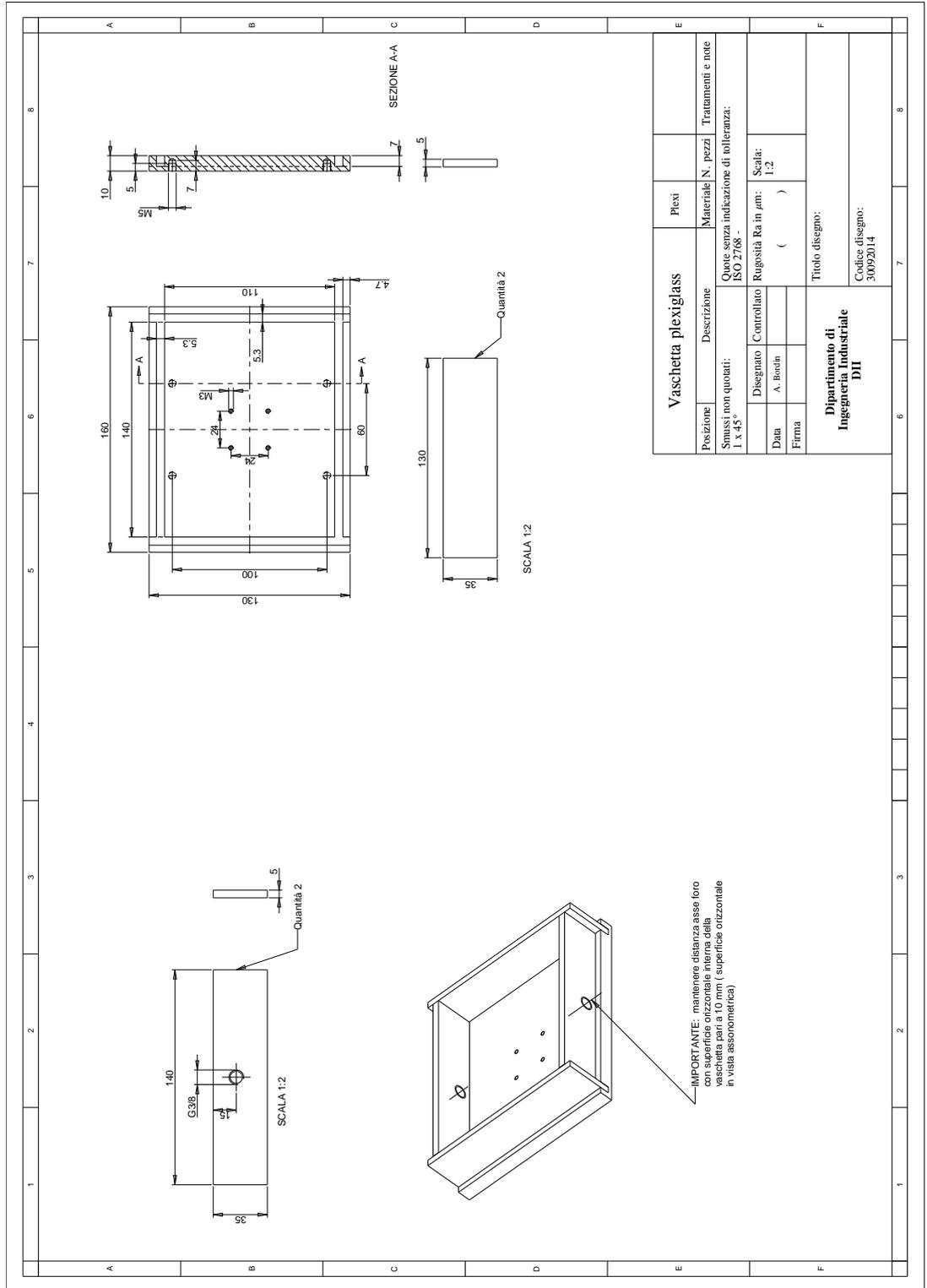


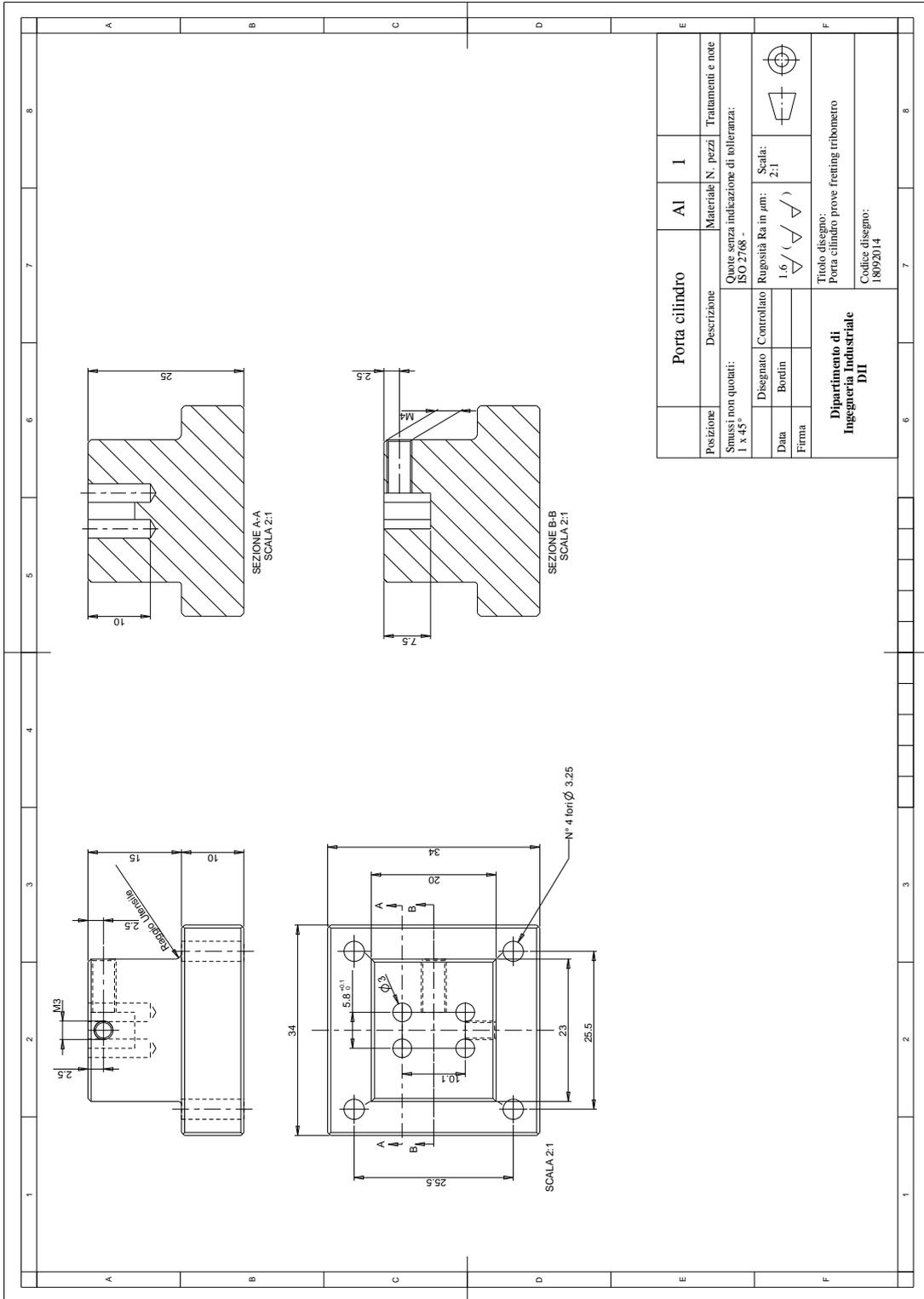


## Appendice B

# Tavole di disegno

Nelle pagine seguenti si riportano le tavole di disegno relative alla progettazione dell'apparato sperimentale implementato sul tribometro presente nel lab TE.SI di Rovigo.





Porta cilindro		AI	I	Trattamenti e note	
Posizione	Descrizione	Materiale		N. pezzi	Trattamenti e note
Smussi non quotati: 1 x 45°					
Disegnato	Controllato	Rugosità Ra in µm:		Scala:	
Data	Bordin	1.6 / (✓ ✓ ✓)		2:1	
Firma					
<b>Dipartimento di Ingegneria Industriale</b> Titolo disegno: Porta cilindro prove freeting tribometro Codice disegno: 18092014					



# Bibliografia

- [1] Michael F Ashby e D Cebon. «Materials selection in mechanical design». In: *Le Journal de Physique IV* 3.C7 (1993), pp. C7–1.
- [2] M Baxmann et al. «The influence of contact conditions and micromotions on the fretting behavior of modular titanium alloy taper connections». In: *Medical engineering & physics* 35.5 (2013), pp. 676–683.
- [3] Vittorio Boneschi e Marco Boniardi. «Gli acciai inox e la resistenza alla corrosione». In: *LAMIERA* 45.4 (2008), p. 124.
- [4] Samuel Raymond Brown. *Materials evaluation under fretting conditions*. Vol. 780. ASTM International, 1982.
- [5] I Caminha et al. «Evaluation of the fretting corrosion mechanisms on the head-cone interface of hip prostheses». In: *Materials Characterisation V: Computational Methods and Experiments* 72 (2011), p. 77.
- [6] Joseph R Davis. «Nickel, cobalt, and their alloys». In: (2000).
- [7] ASTM Designation. «E466-07, Standard practice for conducting force controlled constant amplitude axial fatigue tests of metallic materials». In: ASTM. 2007.
- [8] ASTM Designation. «F1440-92: Standard Practice for Cyclic Fatigue Testing of Metallic Stemmed Hip Arthroplasty Femoral Components Without Torsion». In: ASTM. 2008.
- [9] J Dobromirski. «Variables of fretting process: are there 50 of them?». In: *ASTM Special Technical Publication* 1159 (1992), pp. 60–60.
- [10] F Franchin e Ugo de Nicola. «La protesi d'anca di primo impianto». In: (2003).
- [11] Jeremy L Gilbert, Christine A Buckley e Joshua J Jacobs. «In vivo corrosion of modular hip prosthesis components in mixed and similar metal combinations. The effect of crevice, stress, motion, and alloy coupling». In: *Journal of biomedical materials research* 27.12 (1993), pp. 1533–1544.

- [12] Jeremy L Gilbert, Manav Mehta e Bryan Pinder. «Fretting crevice corrosion of stainless steel stem–CoCr femoral head connections: comparisons of materials, initial moisture, and offset length». In: *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 88.1 (2009), pp. 162–173.
- [13] Thomas M Grupp et al. «Modular titanium alloy neck adapter failures in hip replacement-failure mode analysis and influence of implant material». In: *BMC musculoskeletal disorders* 11.1 (2010), p. 3.
- [14] Jon D Hop et al. «Contribution of cable debris generation to accelerated polyethylene wear». In: *Clinical orthopaedics and related research* 344 (1997), p. 4.
- [15] Hamid Reza Seyyed Hosseinzadeh et al. «The Acrylic Bone Cement in Arthroplasty». In: (2013).
- [16] J Caitlin Huot Carlson et al. «Femoral stem fracture and in vivo corrosion of retrieved modular femoral hips». In: *The Journal of arthroplasty* 27.7 (2012), pp. 1389–1396.
- [17] Joshua J Jacobs, Jeremy L Gilbert e Robert M Urban. «Current Concepts Review-Corrosion of Metal Orthopaedic Implants\*». In: *The Journal of Bone & Joint Surgery* 80.2 (1998), pp. 268–82.
- [18] Kenneth Langstreth Johnson e Kenneth Langstreth Johnson. *Contact mechanics*. Cambridge university press, 1987.
- [19] Serope Kalpakjian, Steven R Schmid e Stefania Bruschi. «Tecnologia meccanica». In: (2008).
- [20] P Kapsa, S Fouvry e L Vincent. «Basic principles of fretting». In: *Wear–Mechanisms, Materials and Practice* (2005), pp. 317–338.
- [21] Kyungmok Kim et al. «Fretting corrosion damage of total hip prosthesis: Friction coefficient and damage rate constant approach». In: *Tribology International* 60 (2013), pp. 10–18.
- [22] A Morri. «Trattamenti Termici Delle Leghe Di Titanio, Correlazioni Fra Microstruttura E Comportamento Meccanico». In: *la metallurgia italiana* 11 (2008).
- [23] M Španiel et al. «Fatigue Under Fretting Conditions». In: *Engineering Mechanics* (2012), p. 288.
- [24] Subra Suresh. *Fatigue of materials*. Cambridge university press, 1998.
- [25] CI Vallo. «ACRYLIC BONE CEMENT REINFORCED WITH GLASS SPHERES». In: ().
- [26] Marco Viceconti et al. «Fretting wear in a modular neck hip prosthesis». In: *Journal of biomedical materials research* 35.2 (1997), pp. 207–216.

- [27] T Zhang et al. «A finite element methodology for wear–fatigue analysis for modular hip implants». In: *Tribology International* 65 (2013), pp. 113–127.
- [28] O.C. Zienkiewicz e R.L. Taylor. *The finite element method for solid and structural mechanics*. Butterworth-heinemann, 2005.