



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DEL MOLISE

Dipartimento di Medicina e Scienze della Salute «Vincenzo Tiberio»

Corso di Laurea Triennale in Ingegneria Medica

ANALISI FEM DELLA PROPAGAZIONE DI UN DIFETTO IN UNA PROTESI D'ANCA IN LEGA DI TITANIO

Relatore:

Chiar.mo Prof. Domenico GENTILE

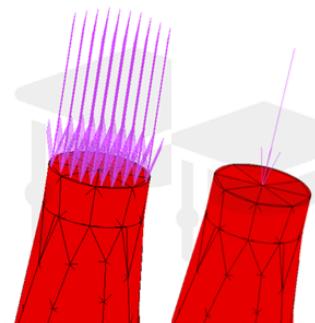
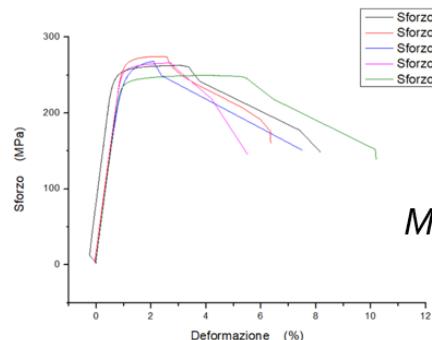
Candidato:

Simone CIRNELLI

Correlatore:

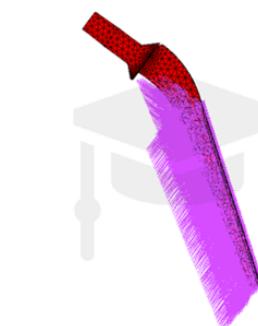
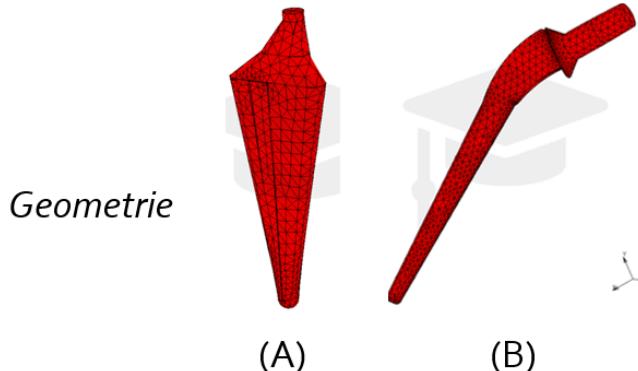
Chiar.mo Prof. Gabriel TESTA

Anno Accademico 2021/2022



Simulazione FEM
sulla presenza di un *difetto*
nella *protesi*
sotto *carico statico*

MODELLO



*Condizioni di carico
e al contorno*

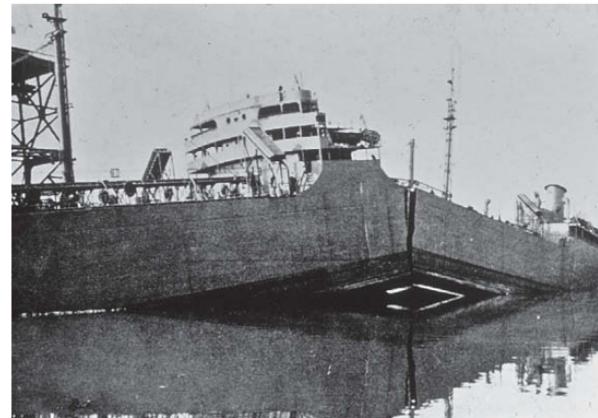
**ANALISI DI MECCANICA
DELLA FRATTURA**

Obiettivi:

- Verifica della **robustezza** del MODELLO
- Verifica della **potenzialità** del FEM

MECCANICA DELLA FRATTURA

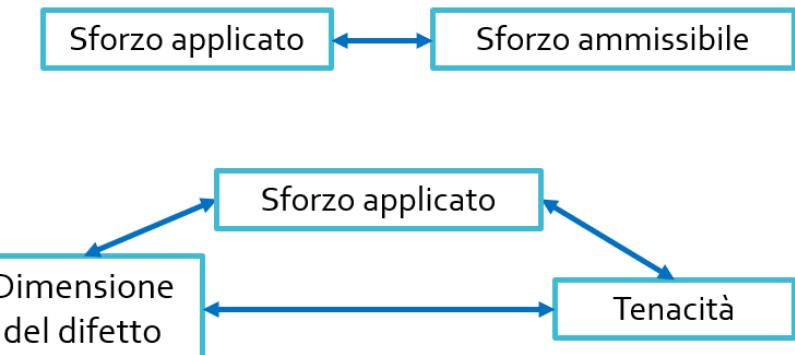
- Navi americane Liberty
- Aerei Comet
- Analisi macroscopica della PROPAGAZIONE DEI DIFETTI
- Relazioni quantitative tra SFORZO-MATERIALI-DIFETTI
- Definizione della CONDIZIONE CRITICA DI CEDIMENTO



Progettazione Classica



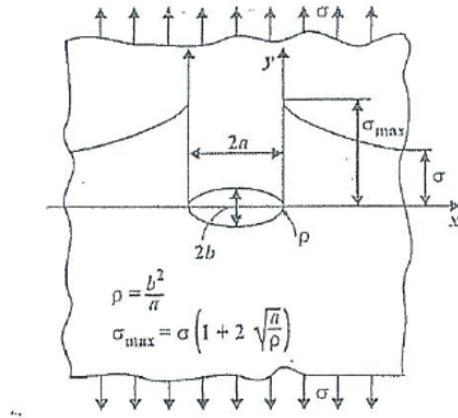
Meccanica della Frattura





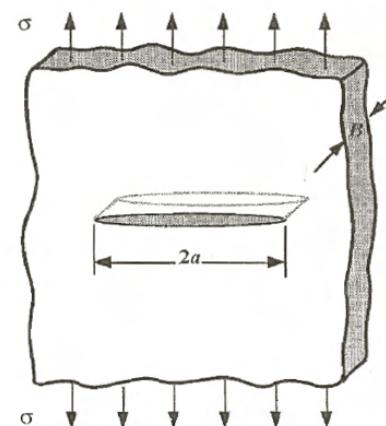
GLI STUDI INIZIALI

Studi preliminari
di Inglis



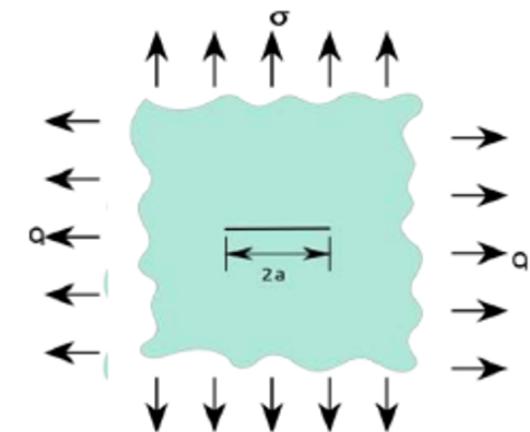
$$\sigma_{max} = \sigma \cdot \left(1 + 2 \cdot \sqrt{\frac{a}{\rho}} \right)$$

Approccio energetico
di Griffith



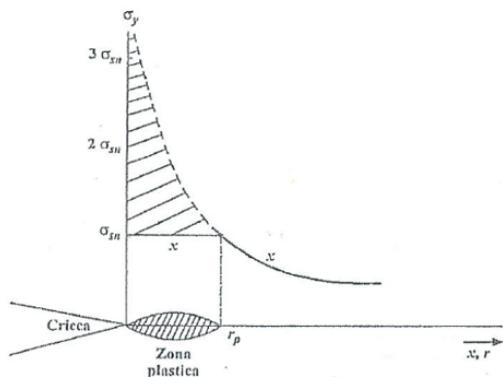
$$G \geq R$$

Soluzione di
Irwin





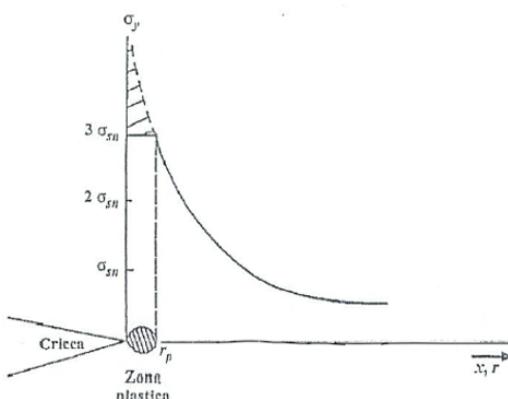
TENACITÀ A FRATTURA



Stato di SFORZO PIANO

$$K \geq K_C$$

PROPAGAZIONE INSTABILE
della cricca fino a
FRATTURA



Stato di DEFORMAZIONE PIANA

Valori di K_C diversi
nonostante lo stesso
materiale

Dipendenza dallo
spessore



Per convenzione

Valore unico di
 K_C per ciascun
materiale

K_C ottenuto in
DEFORMAZIONE
PIANA



MARC MENTAT

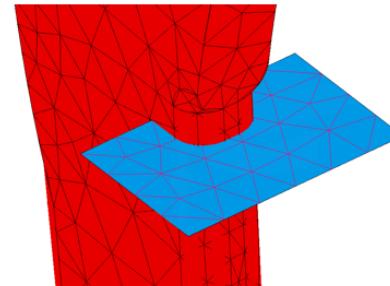
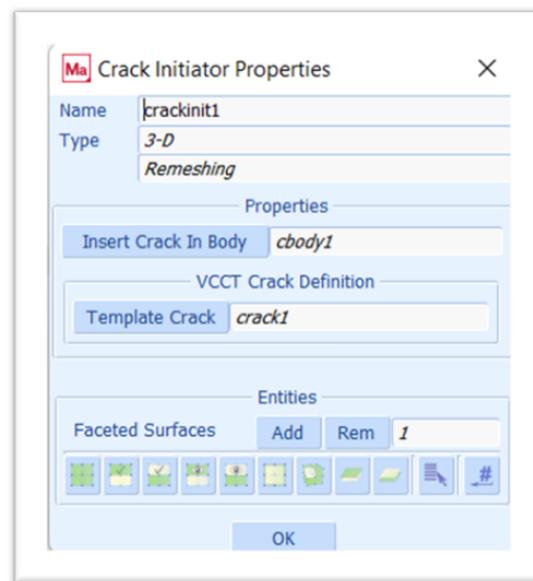
- Opzione LORENZI
- Metodo VCCT



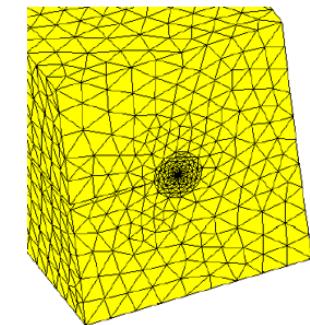
Calcolo numerico del
J-INTEGRAL

Procedura di iniziazione
di una cricca

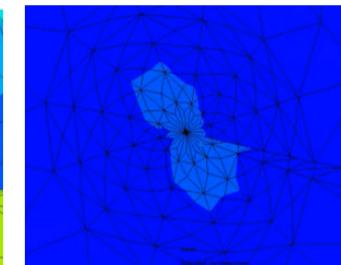
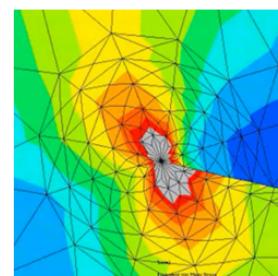
Crack Initiator



FACETED
SURFACE



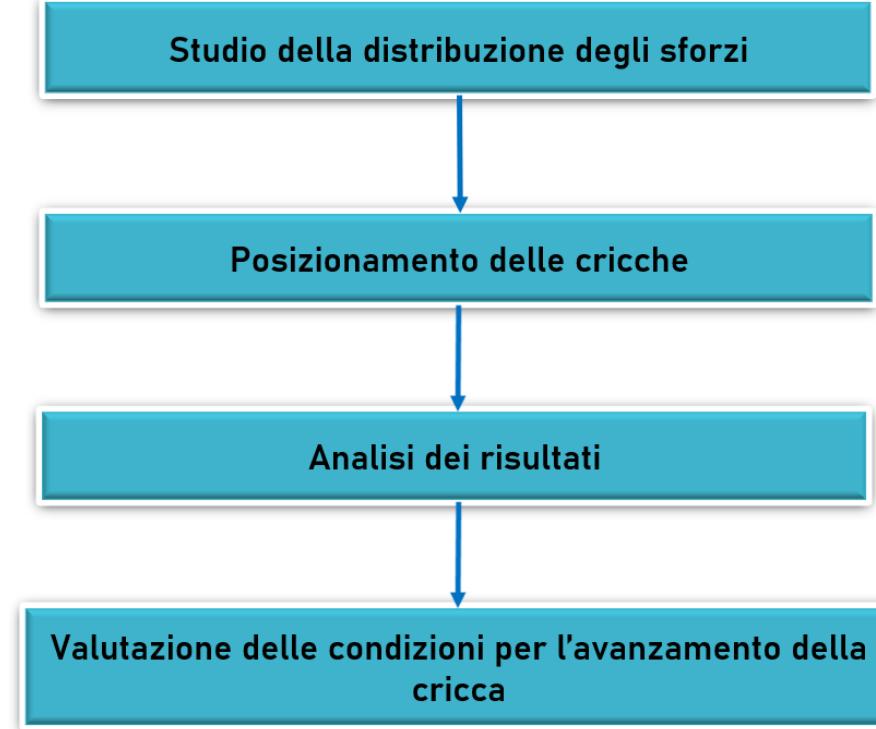
REMESHING



VCCT ENERGY
RELEASE RATE

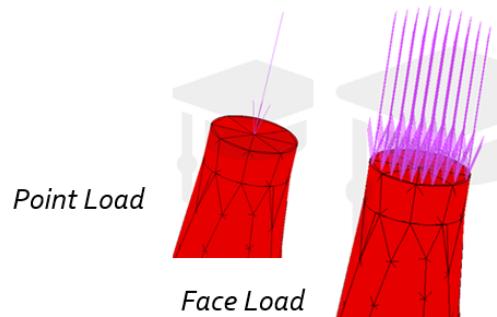


SIMULAZIONE NUMERICA





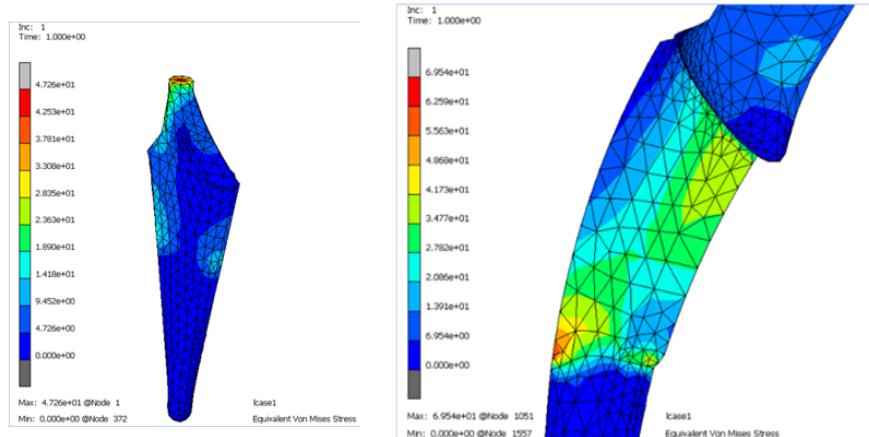
STUDIO DELLA DISTRIBUZIONE DEGLI SFORZI



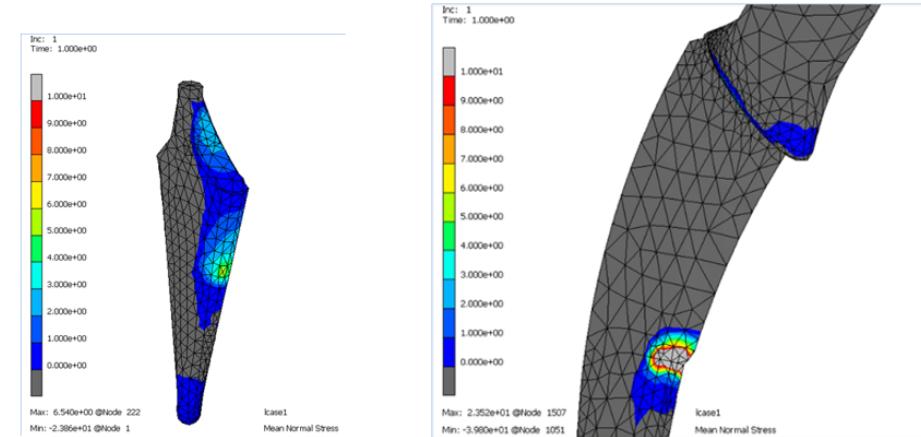
CARICO STATICO (DI COMPRESSIONE)

MIN	MAX
343 N	2300 N

Equivalent Von Mises Stress

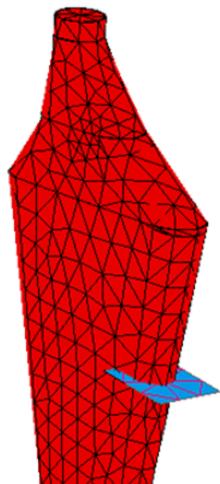


Mean Normal Stress

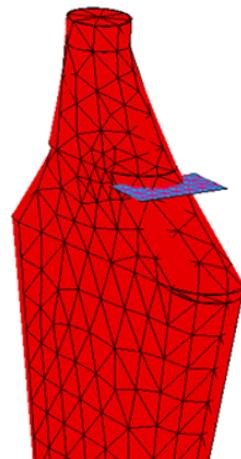




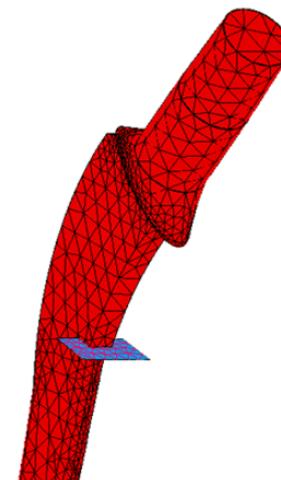
POSIZIONAMENTO DELLE CRICCHE



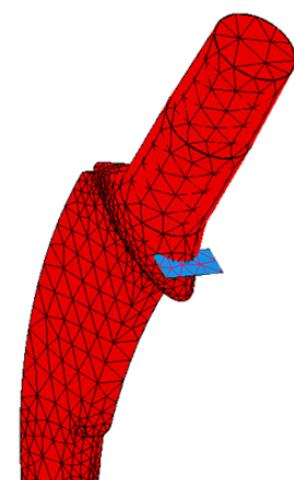
(A.1)



(A.2)



(B.1)



(B.2)

Posizione delle Faceted Surfaces per la
Protesi di geometria (A)

- 1) *Shaft*
- 2) *Neck*

Posizione delle Faceted Surfaces per la
Protesi di geometria (B)

- 1) *Shaft*
- 2) *Neck*



ANALISI DEI RISULTATI

	Raggio [mm]	Area [mm ²]	Pressione [MPa]	
			Forza 2300 N	Forza 343 N
PROTESI CON GEOMETRIA (A)	6.00	113	20.4	3.04
PROTESI CON GEOMETRIA (B)	7.00	154	14.9	2.23

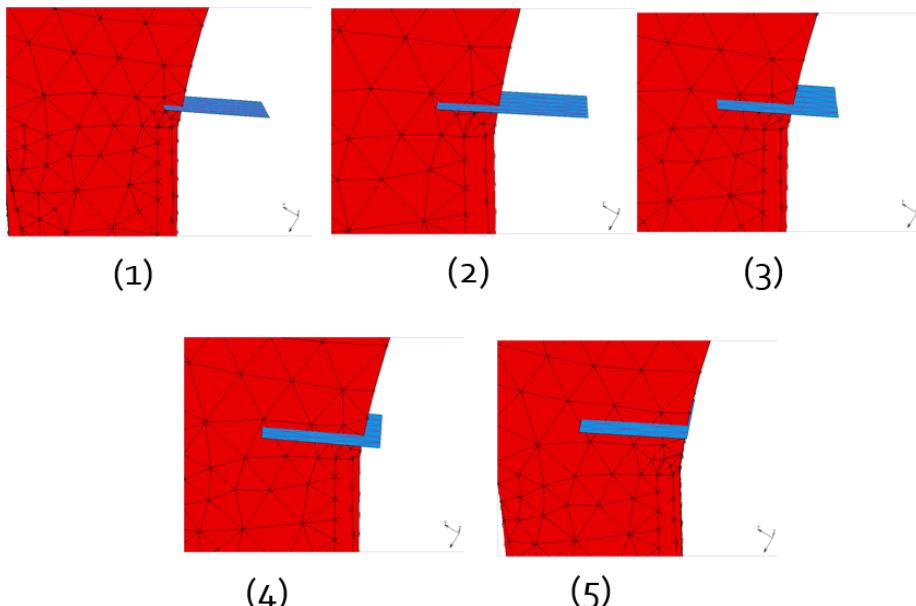
	Loads	Loading Conditions	SIF [MPa \sqrt{m}]	
			Shaft	Neck
PROTESI CON GEOMETRIA (A)	min	Point Load (343 N)	2.93E-1	3.51E-2
		Face Load (3.04 MPa)	8.63E-1	7.87E-3
	max	Point Load (2300 N)	1.97	2.35E-1
		Face Load (20.4 MPa)	1.96	5.28E-2

	Loads	Loading Conditions	SIF [MPa \sqrt{m}]	
			Shaft	Neck
PROTESI CON GEOMETRIA (B)	min	Point Load (343 N)	2.21E-1	5.38E-2
		Face Load (2.23 MPa)	6.66E-1	2.60E-2
	max	Point Load (2300 N)	1.65	1.00E-12
		Face Load (14.9 MPa)	2.84	8.03E-2



VALUTAZIONE DELLE CONDIZIONI PER L'AVANZAMENTO DELLA CRICCA

Diverse *profondità di cricca* ottenute andando ad aumentare progressivamente l'intersezione tra *Faceted Surface* e *Protesi*



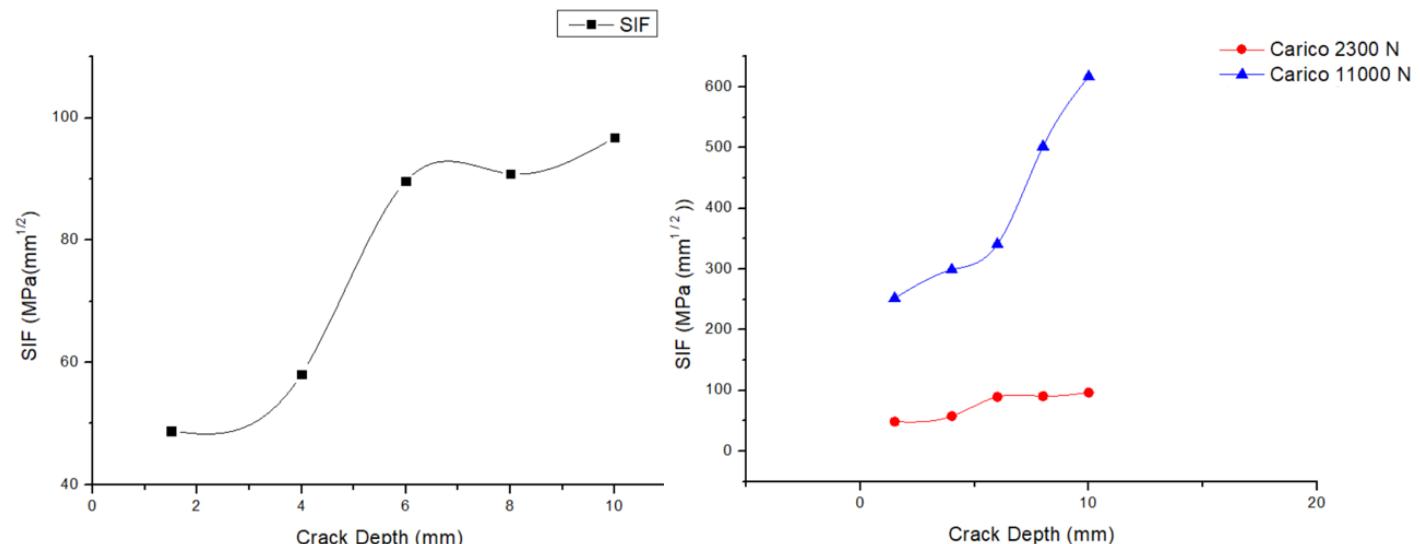
SIMULAZIONE	SIF $K [MPa\sqrt{mm}]$	SIF $K [MPa\sqrt{m}]$	PROFONDITÀ DI CRICCA $a [mm]$
1	48.8	1.54	1.5
2	58.1	1.84	4.0
3	89.7	2.84	6.0
4	90.9	2.87	8.0
5	96.8	3.06	10.0

CONCLUSIONI

✓ Robustezza
del **MODELLO**

✓ Potenzialità
del **FEM**

Il modello è *adatto* ad
essere sottoposto ad una
**ANALISI DI MECCANICA
DELLA FRATTURA**

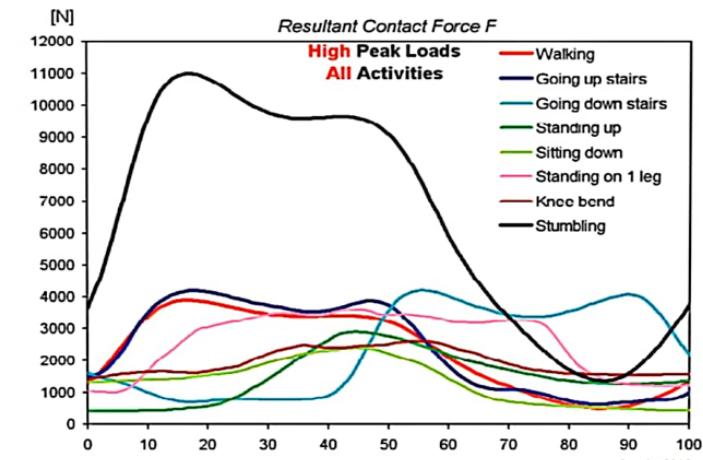


SVILUPPI FUTURI

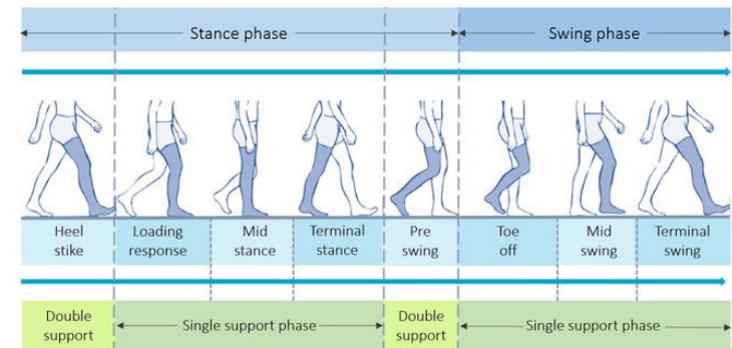
- Analisi della crescita a **FATICA** della cricca con opportuno calcolo del **numero dei cicli**
- Dati reali* ottenuti dalla misurazione dei carichi durante **analisi sperimentali di camminata (GAIT ANALYSIS)**

Considerazione delle diverse tipologie di carico relative alle *attività motorie* svolte nel quotidiano

ATTIVITÀ MOTORIE	Carico Statico Max
<i>Sedersi</i>	2000 – 3000 N
<i>Piegamento del ginocchio</i>	
<i>Alzarsi in piedi</i>	3000 N
<i>Camminare</i>	3000 – 4000 N
<i>Scendere e salire le scale</i>	4000 – 5000 N
<i>Inciampare</i>	11000 N



FIORENTINO, A., et al. Hip prosthesis design. Market analysis, new perspectives and an innovative solution. Procedia Cirp, 2013, 5: 310-314.



GRAZIE PER L'ATTENZIONE!
