
Costruzione di Macchine e Sistemi Biomeccanici A.A.
2022/2023

Prototipazione virtuale e dimensionamento di un dispositivo con meccanismo basato su quadrilatero articolato

Progetto con applicazione <*Bioengineering*>

Gruppo N. 20

Alessandra Caldani

Flavia Giordani

Aurora Bonetti

DATA ASSEGNAZIONE: 3 *aprile* 2023

DATA CONSEGNA: 18 *2023*

INDICE

1. SPECIFICHE TECNICHE	4
1.1 Introduzione	4
1.2 Prestazioni.....	5
1.3 Condizioni.....	6
<i>1.3.1 Pesi e ingombri</i>	<i>6</i>
<i>1.3.2 Interfacce.....</i>	<i>6</i>
<i>1.3.3 Condizioni ambientali</i>	<i>7</i>
<i>1.3.4 Vincoli ergonomici.....</i>	<i>7</i>
2. MODELLAZIONE TRIDIMENSIONALE DEI COMPONENTI PRINCIPALI E ASSEMBLAGGIO VIRTUALE.....	8
2.1 Modellazione tridimensionale.....	8
2.2 Assemblaggio virtuale.....	13
3. MESSA IN TAVOLA	14
4. ANALISI TRAMITE SIMULAZIONE NUMERICA DI COMPONENTI RILEVANTI.....	14
4.1 Analisi strutturale del cedente.....	15
4.2 Analisi strutturale del movente	17
4.3 Analisi strutturale della biella	18
4.4 Conclusioni	19
APPENDICE	20
BIBLIOGRAFIA.....	22

INTRODUZIONE

L'esoscheletro di ginocchio Kneex è un dispositivo utilizzato per la riabilitazione e progettato per migliorare le capacità motorie dei pazienti che hanno subito un infortunio o un disturbo che limita la loro capacità di camminare o di svolgere altre attività fisiche.

Kneex può essere utilizzato in una varietà di situazioni, come la riabilitazione dopo un intervento chirurgico al ginocchio, dopo un infortunio sportivo o un ictus, o per aiutare le persone con condizioni neurologiche come la paralisi cerebrale.

Questo dispositivo è composto da una struttura esterna che avvolge la gamba e il ginocchio che permettono il corretto movimento dell'arto inferiore.

Infatti, Kneex aiuta a migliorare la forza muscolare, la coordinazione e la stabilità del ginocchio, con lo scopo di incrementare significativamente l'autonomia e la qualità della vita dell'utente.

Sebbene questi dispositivi offrano numerosi vantaggi terapeutici e funzionali è fondamentale considerare aspetti relazionali e sociali associati al suo utilizzo.

L'utilizzo di un esoscheletro di ginocchio può avere ripercussioni sull'accettazione sociale e sulla percezione da parte degli altri. Alcuni pazienti potrebbero sentirsi a disagio o emarginati a causa della reazione delle persone al loro dispositivo. Per superare questo ostacolo, è importante lavorare sulla sensibilizzazione e sull'educazione del pubblico riguardo ai benefici degli esoscheletri e incoraggiare l'accettazione e il sostegno da parte della società.

Inoltre, il principale obiettivo dell'esoscheletro di ginocchio è di fornire un supporto sicuro e confortevole, integrandosi in modo non invasivo e armonioso con l'anatomia e la fisiologia umana.

1. SPECIFICHE TECNICHE

1.1. INTRODUZIONE

Negli ultimi anni la ricerca per lo sviluppo di esoscheletri per applicazioni riabilitative ha avuto un notevole sviluppo. La caratteristica principale che modifica la struttura e il comportamento di un esoscheletro è l'attuazione, è possibile differenziarli in tre categorie: meccanici, semi-robotici e robotici.

- “Polycentric variable axis hinge for an orthopedic knee brace”, US5230696A, è dispositivo che fornisce un’articolazione meccanica tra i polsini femorali e tibiali dell’esoscheletro. È formato da tre perni cuscinetto montati sull’estremità distale dello stelo tibiale di cui uno nella fessura superiore e due nella fessura inferiore.
- “Giunto meccanico semiattivo”, CN109328046B, è un dispositivo meccanico indossabile progettato per fornire assistenza e supporto al movimento del ginocchio. Questo esoscheletro utilizza motori e sensori per migliorare la forza, la stabilità e la flessibilità del ginocchio. Esso è formato da tre collegamenti, un generatore di coppia e un meccanismo di bloccaggio.
- “Interactive Exoskeleton robotic knee system”, US 10390 973 B2, è stato brevettato nel 2019 dalla Hong Kong Polytechnic University. Esso è un esoscheletro di ginocchio robotico per l’assistenza alla camminata e alla deambulazione del paziente, il sistema comprende un esoscheletro da attaccare alla coscia e alla gamba dell’utilizzatore, un motore elettrico, un blocco meccanico, un sensore di movimento montato sull’arto inferiore ed infine un box di controllo. Il sistema consente il movimento di estensione e flessione dell’articolazione del ginocchio.

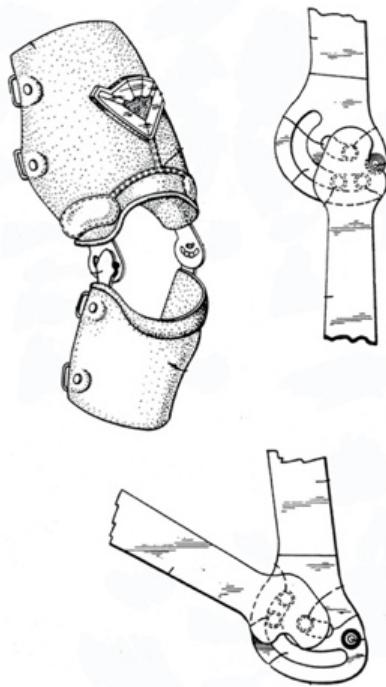


Figura 1.1: “Polycentric variable axis hinge for an orthopedic knee brace”

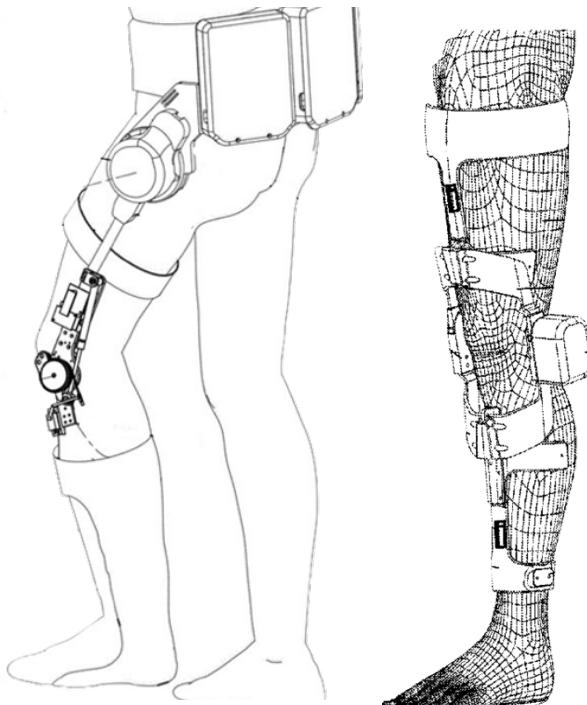


Figura 1.2: “Giunto meccanico semiattivo”

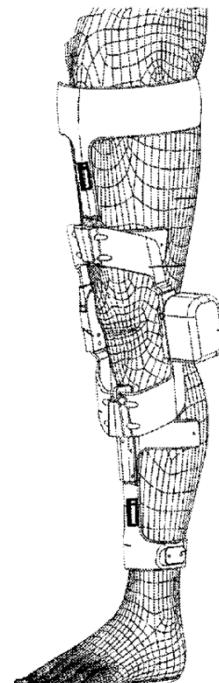


Figura 1.3: “Interactive Exoskeleton robotic knee system”

1.2. PRESTAZIONI

Il ginocchio è l'articolazione intermedia dell'arto inferiore che consente movimenti molto ampi della gamba sulla coscia. I movimenti che può effettuare sono di:

- **Flessione ed estensione:** il movimento di flessione avvicina la faccia posteriore della gamba a quella posteriore della coscia, mentre l'estensione è il movimento di ritorno.
Questo movimento può avere ampiezze di 120°, 140° e 160°.
- **Extra-rotazione e intra-rotazione:** la prima è la rotazione verso l'esterno che porta il piede in fuori e la seconda è la rotazione verso l'interno che porta il piede in dentro.
Il movimento consente un'ampiezza di 30° e 40°.

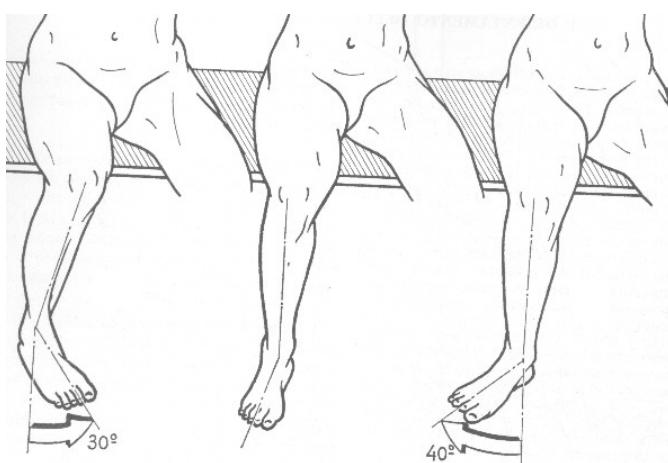


Figura 1.4: movimento di extra e intra-rotazione del ginocchio

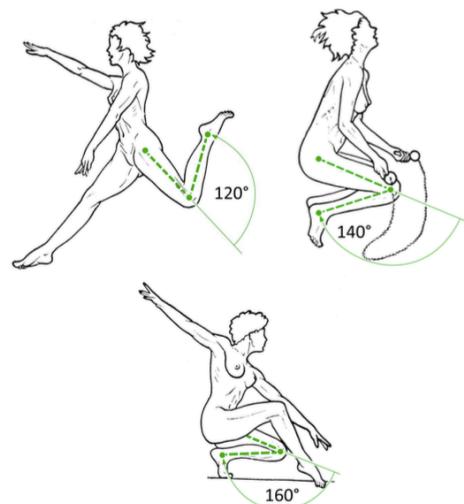


Figura 1.5: movimento di flessione ed estensione del ginocchio

La complessità dell'anatomia del ginocchio influisce notevolmente sulle prestazioni biomeccaniche dell'articolazione.

Si specificano di seguito le prestazioni dell'esoscheletro Kneex:

- L'esoscheletro deve consentire un movimento da 0° a 70°
- L'esoscheletro non deve consentire i movimenti di extra-rotazione e intra-rotazione.
- I membri del quadrilatero non devono subire traslazioni al di fuori dell'asse di movimento.
- Il quadrilatero deve permettere dei movimenti fluidi senza passare per le configurazioni di singolarità.
- Il dispositivo deve avere un'autonomia minima di 3/4 ore, in assenza di guasti. In particolare l'utilizzo giornaliero deve essere stimato in sede progettuale tenendo in considerazione i valori medi trovati in letteratura.
- Il dispositivo deve avere una velocità di deambulazione di 2.5 km/h.
- L'esoscheletro deve sopportare al massimo un peso di 150 kg.
- Il dispositivo deve poter essere inserito anche da personale non addestrato.
- Il dispositivo deve avere una coppia massima di 110 Nm.

1.3. CONDIZIONI

1.3.1. PESI E INGOMBRI

Kneex è stato progettato per utenti adulti, definiamo i parametri che devono essere rispettati:

- Peso massimo sopportato dal dispositivo: 150 kg
- Peso del dispositivo: 4 kg
- Altezza totale del dispositivo: 46 cm
- Spessore asta gamba e asta coscia: 1 cm
- Lunghezza asta coscia: 18 cm
- Lunghezza asta gamba: 12 cm
- Diametro fascia rigida coscia: 20 cm
- Diametro fascia rigida gamba: 17 cm
- Spessore fasce: 1 cm
- Larghezza fascia rigida coscia: 5 cm
- Larghezza fascia rigida gamba: 3 cm

Il quadrilatero deve rispettare i seguenti parametri:

- Lunghezza asta cedente: 8 cm
- Lunghezza asta movente: 9 cm
- Lunghezza telaio: 4 cm
- Lunghezza biella: 2.5 cm

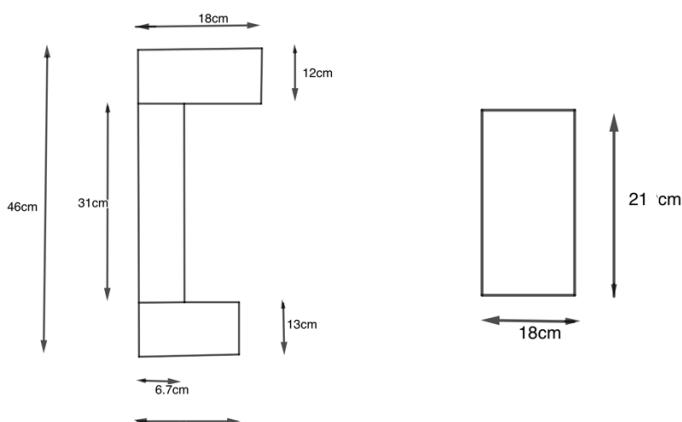


Figura 1.1: ingombro faccia frontale e dall'alto

1.3.2. INTERFACCE

- Le vibrazioni trasmesse dal dispositivo all'utente devono rispettare la norma ISO 2631 "Mechanical vibration and shock – Evaluation of human exposure to whole-body vibration". In relazione alla precedente norma, le frequenze devono essere fuori dall'intervallo che va da 2 a 20 Hz.
- In accordo con il DPCM 14/11/1997 il dispositivo deve rispettare i requisiti di rumorosità, ovvero l'impatto sonoro deve essere al di sotto di 50 dB durante il giorno e al di sotto dei 35 dB durante la notte.
- L'alimentazione del dispositivo può avvenire in due modi:
 - collegamento diretto alla rete elettrica nazionale (50 Hz – 220V con riferimento alla rete europea)
 - attraverso una batteria portatile con autonomia di 3/4 ore.
- Kneex deve poter essere rimosso con facilità dall'utente e da personale non specializzato in modo da garantire interventi di manutenzione come il lavaggio delle fasce e dell'imbottitura.

1.3.3. CONDIZIONI AMBIENTALI

Il dispositivo Kneex deve poter funzionare nelle seguenti condizioni:

- Temperature comprese nell'intervallo: - 15 ÷ 50 °C.
- Range di umidità relativa: 30 ÷ 100 %.
- Non ci sono limiti riguardo la pressione atmosferica.
- Deve essere garantita l'impermeabilità e una protezione dalla penetrazione dannosa di acqua in assenza di guasti.
Se immerso in acqua a profondità massima di 2 metri e con tempo massimo di 30 ÷ 40 minuti, il dispositivo deve mantenere la sua integrità e continuare il corretto funzionamento.
- Non è garantito il corretto funzionamento durante e dopo le esposizioni a precipitazioni atmosferiche (come pioggia forte, neve, grandine).

1.3.4. VINCOLI ERGONOMICI

Rivestimento e imbottitura Per la realizzazione di Kneex si devono utilizzare materiali di rivestimento atti a limitare l'insorgenza di lesioni da decubito, devono essere traspiranti e ipoallergenici. Le fasce di supporto devono essere dotate di imbottiture in modo tale da rendere confortevole e sicuro il dispositivo.

2. MODELLAZIONE TRIDIMENSIONALE DEI COMPONENTI PRINCIPALI E ASSEMBLAGGIO VIRTUALE

Si riportano le rappresentazioni tridimensionali dei componenti e dell'assemblaggio modellati tramite il software CAD.

2.1. MODELLAZIONE TRIDIMENSIONALE

Il modello include i seguenti componenti:

- **Telaio:** componente che consente di connettere la parte superiore del meccanismo al quadrilatero. Modellato tramite una scavatura che permette il fissaggio dell'asta movente e dell'asta cedente in modo da ridurre l'ingombro e al tempo stesso proteggere il meccanismo.

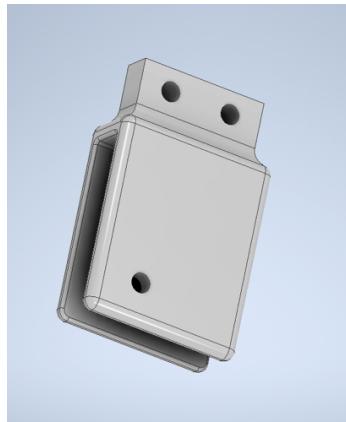


Figura 2.1: telaio vista posteriore



Figura 2.2: telaio vista frontale

- **Biella:** componente del quadrilatero che permette la connessione dello stesso con la parte inferiore dell' esoscheletro. Modellato tramite una scavatura che permette il fissaggio dell'asta movente e dell'asta cedente in modo da ridurre l'ingombro e al tempo stesso proteggere il meccanismo.

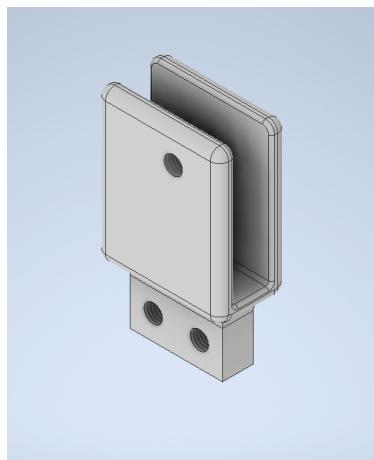


Figura 2.3: biella vista frontale

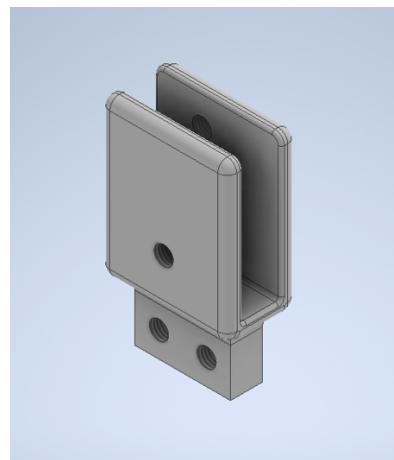


Figura 2.4: biella vista posteriore

- **Movente**: asta del quadrilatero che funge da attuatore.

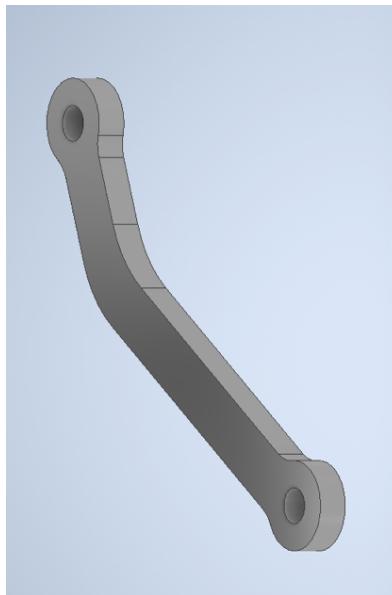


Figura 2.5: movente

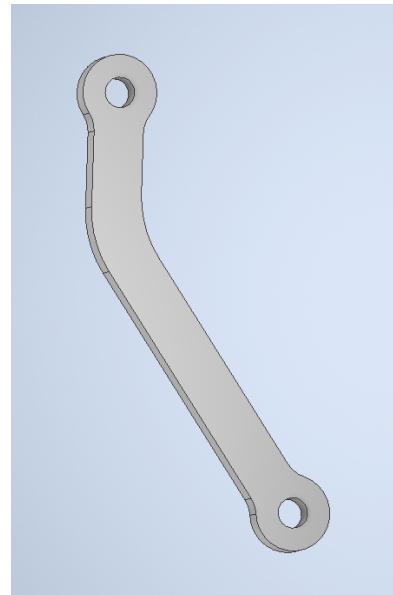


Figura 2.6: movente

- **Cedente**: asta del quadrilatero che subisce l'azione dell'asta movente.

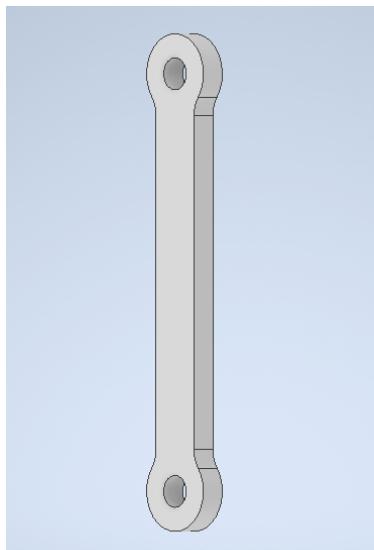


Figura 2.7: cedente

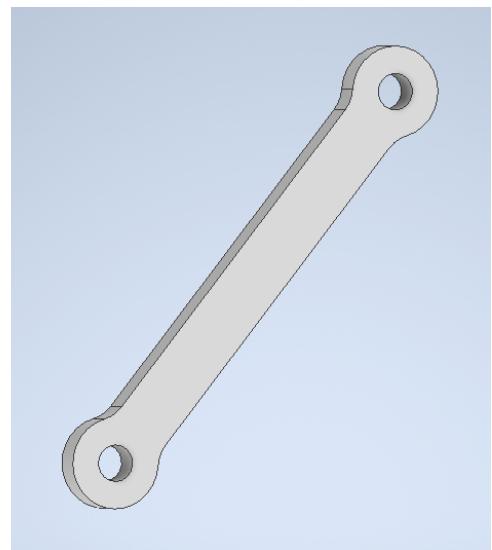


Figura 2.8: cedente

- **Asta coscia:** componente di sostegno necessario per la connessione con il telaio e con la fascia rigida della coscia e per il fissaggio dell'eoscheletro tramite fasce regolabili di tessuto che andranno inserite negli appositi ganci al L.



Figura 2.9: asta coscia

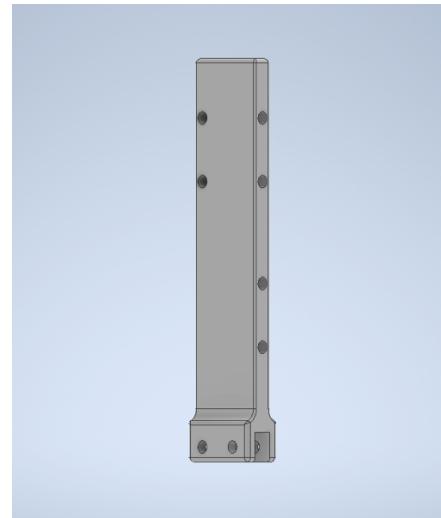


Figura 2.10: asta coscia

- **Asta gamba:** componente necessario per la connessione con la biella e con la fascia rigida della gamba e per il fissaggio dell'eoscheletro tramite fasce regolabili di tessuto che andranno inserite negli appositi ganci al L.

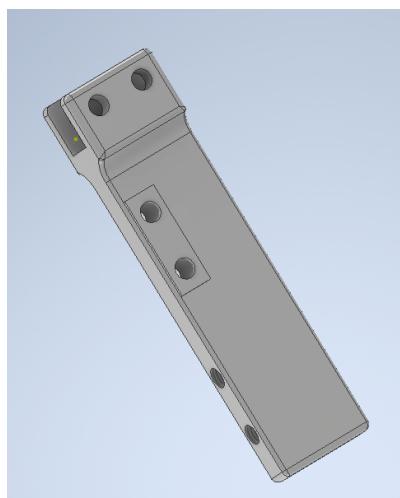


Figura 2.11: asta gamba

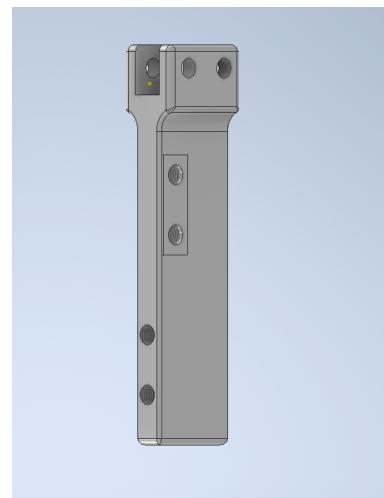


Figura 2.12: asta gamba

- **Gancio ad L coscia:**

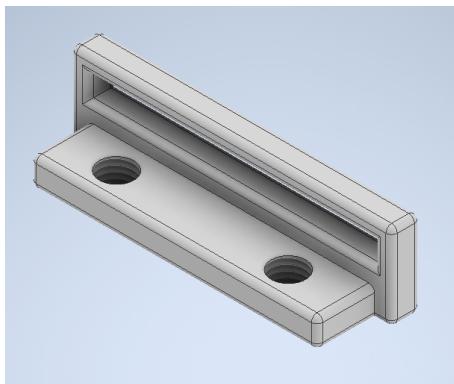


Figura 2.13: gancio a L coscia

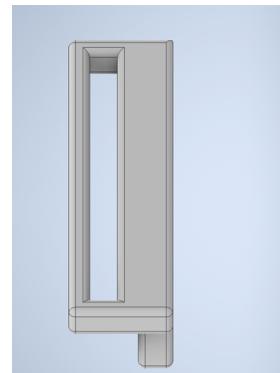


Figura 2.14: gancio a L coscia

- **Gancio ad L gamba:**

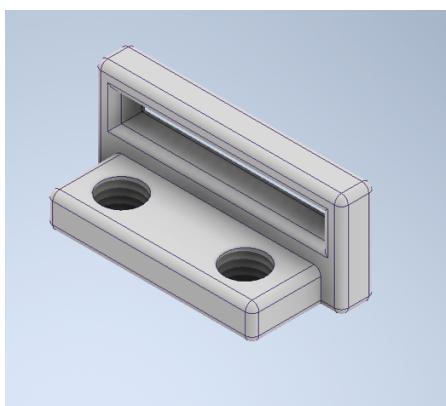


Figura 2.15: gancio a L gamba

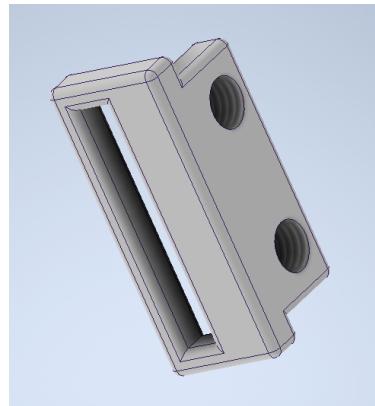


Figura 2.16: gancio a L gamba

- **Fascia rigida coscia:** componente che consente l'adesione dell'esoscheletro alla coscia, necessario per il collegamento del meccanismo esterno con il suo specchiato che andrà nella parte interna della gamba, negli appositi fori lasciati liberi. È stata progettata con delle cavità in modo da alleggerire il peso complessivo della struttura e consentire alla pelle di traspirare.



Figura 2.17: fascia rigida coscia

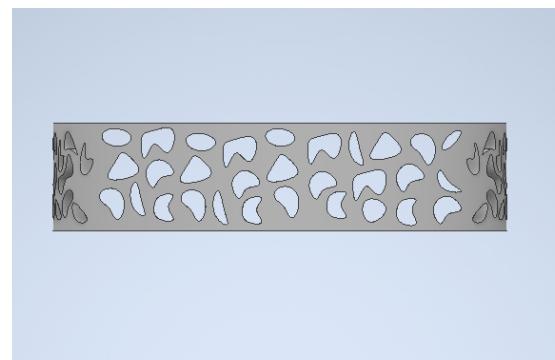


Figura 2.18: fascia rigida coscia

- **Fascia rigida gamba:** componente che consente l'adesione dell'esoscheletro alla gamba. Anch'essa è caratterizzata da cavità.

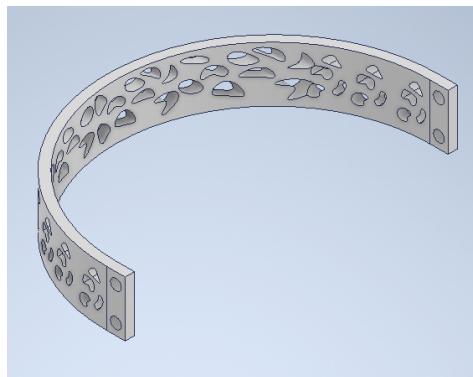


Figura 2.19: fascia rigida gamba

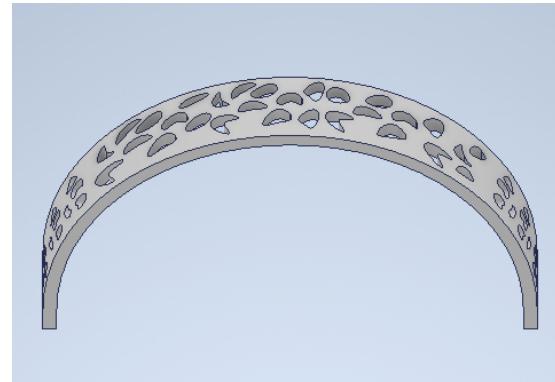


Figura 2.20: fascia rigida gamba

- **Bullone speciale 6X10:** bullone realizzato su misura che permette la connessione tra le aste e il telaio e tra le aste e la biella. È composto da 5mm filettati di tipo “GB Profilo Metrico” e da 5mm privi di filettatura al fine di permettere la rotazione delle aste.

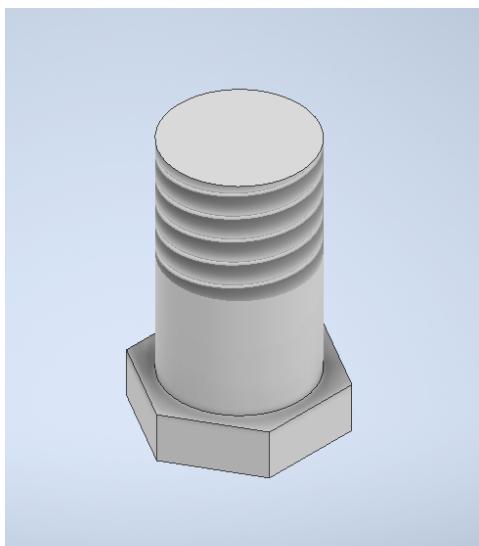


Figura 2.21: bullone speciale 6X10

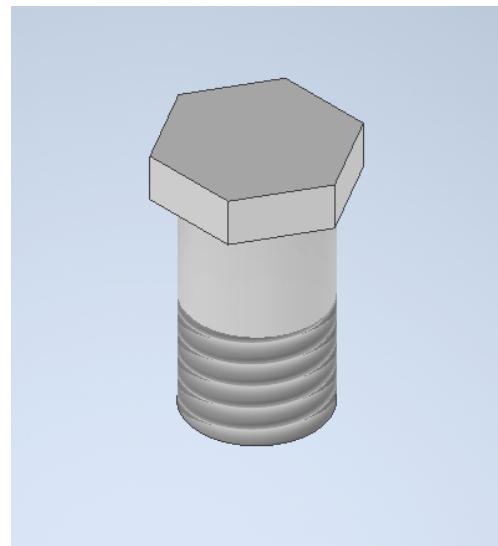


Figura 2.22: bullone speciale 6X10

2.2. ASSEMBLAGGIO VIRTUALE

In seguito alla progettazione dei singoli componenti, è stato realizzato un modello virtuale del meccanismo completo.

Si riporta l'assieme dell'assemblaggio virtuale di Kneex:

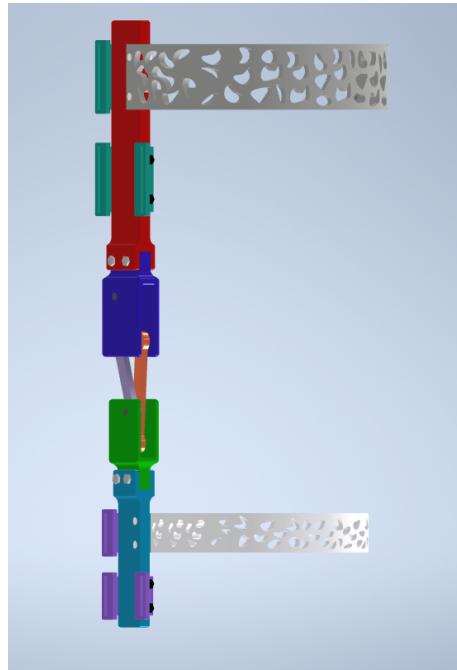


Figura 2.23: assieme esoscheletro

Di seguito sono riportate tre configurazioni di movimento:

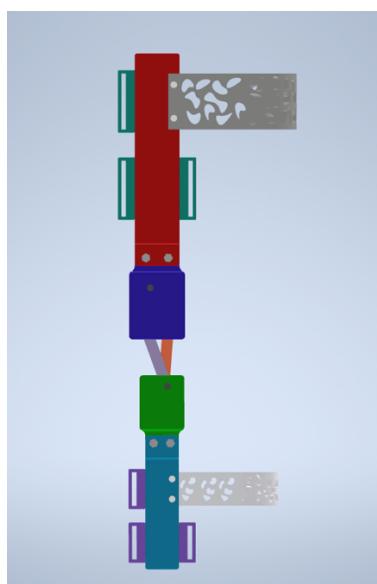


Figura 2.24: configurazione 1

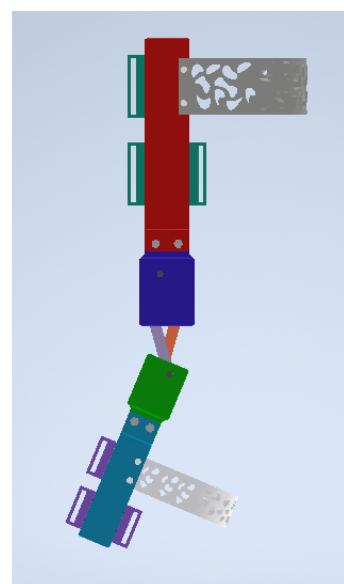


Figura 2.25: configurazione 2

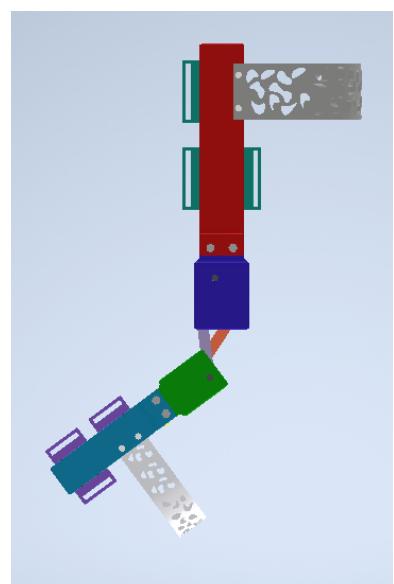


Figura 2.26: configurazione 3

Durante il processo di assemblaggio è possibile utilizzare diverse funzioni per verificare che i vari componenti si incastriano correttamente e che il meccanismo funzioni correttamente. Ad esempio, è stato testato tramite strumenti di analisi di interferenza che non ci siano collisioni tra i vari componenti.

3. MESSA IN TAVOLA

Di seguito è riportata la messa in tavola del componente telaio con relativa quotatura:

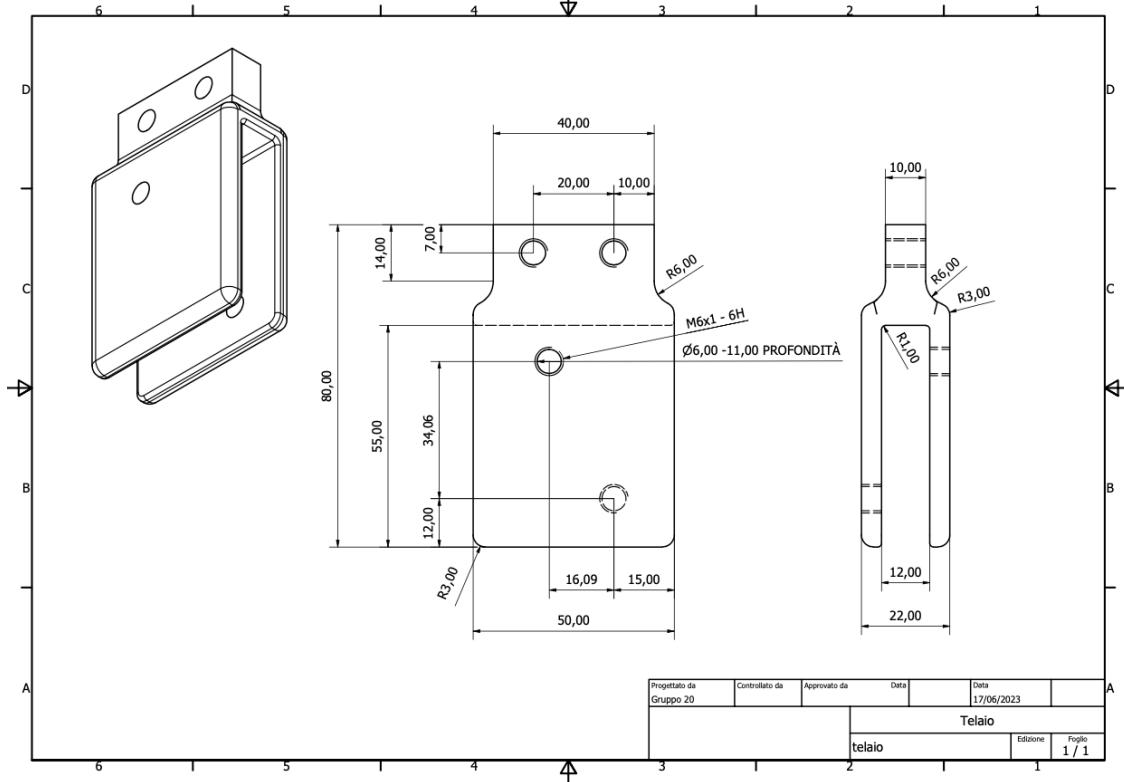


Figura 3.1: messa in tavola componente telaio

Di seguito è riportata la messa in tavola dell'assieme con relativa bollatura:

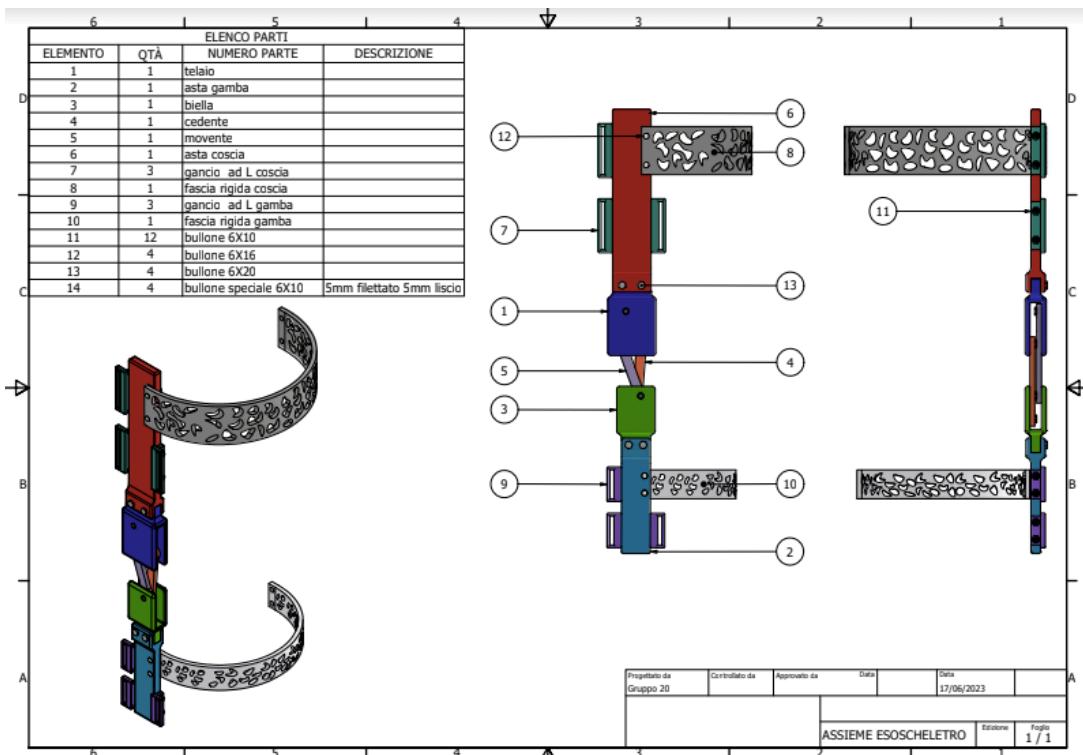


Figura 3.2: messa in tavola dell'assieme

4. ANALISI TRAMITE SIMULAZIONE NUMERICA DI COMPONENTI RILEVANTI

Dallo studio della statica del quadrilatero si svolge l'analisi strutturale dei componenti fondamentali, cedente, movente e biella tramite il Metodo degli Elementi Finiti, FEM nella sezione di Autodesk Inventor Nastran.

Per effettuare tale verifica è stata utilizzata una forza di 100 N. Tale forza è sufficiente per fornire un supporto adeguato al paziente durante l'attività motoria, ma non così elevata da causare un carico eccessivo sulle articolazioni e sui muscoli del paziente. La forza di 100 N è adeguata per fornire un supporto leggero durante l'attività di riabilitazione o di assistenza alla deambulazione, in modo da rendere, per opportuni casi, la riabilitazione più efficace e inoltre coinvolgere maggiormente il paziente. Ma se l'obiettivo è di fornire un supporto più robusto durante attività motorie intense, potrebbe essere necessaria una forza maggiore.

Il materiale utilizzato per svolgere l'analisi strutturale dei componenti considerati è la lega di alluminio 6061. È composta principalmente da alluminio (circa il 97,5%), magnesio (1,0-1,2%), silicio (0,4-0,8%), rame (0,15-0,4%) e zinco (0,25%). Tale lega è comunemente utilizzata per la produzione di componenti strutturali per esoscheletri di ginocchio per diverse ragioni tra cui la resilienza, ha un'ottima resistenza alla deformazione e alla fatica (sigma di snervamento di circa 275MPa), la leggerezza data dalla densità relativamente bassa e la resistenza alla corrosione. In aggiunta è una lega più economica rispetto altre leghe di alluminio ad alte resistenza.

4.1. ANALISI STRUTTURALE DEL DECENTE

Per effettuare l'analisi strutturale del corpo cedente come prima cosa sono stati utilizzati due connettori corpo rigido per i due fori in modo da generare i Nodi Master necessari per l'applicazione dei vincoli. Per tale analisi vogliamo che la struttura sia isostatica quindi è stato inserito un vincolo cerniera e un vincolo carrello.

Essendo che il cedente giace sul piano X-Z, per la cerniera è stata consentita la rotazione lungo l'asse y mentre per il carrello oltre la rotazione lungo y è stata consentita la traslazione lungo l'asse del cedente ovvero l'asse X.

Nel nodo master del carrello è stata inserita la reazione vincolare lungo l'asse x con valore nominale pari a 61,5 N. (Per la motivazione della forza vedi Appendice A)

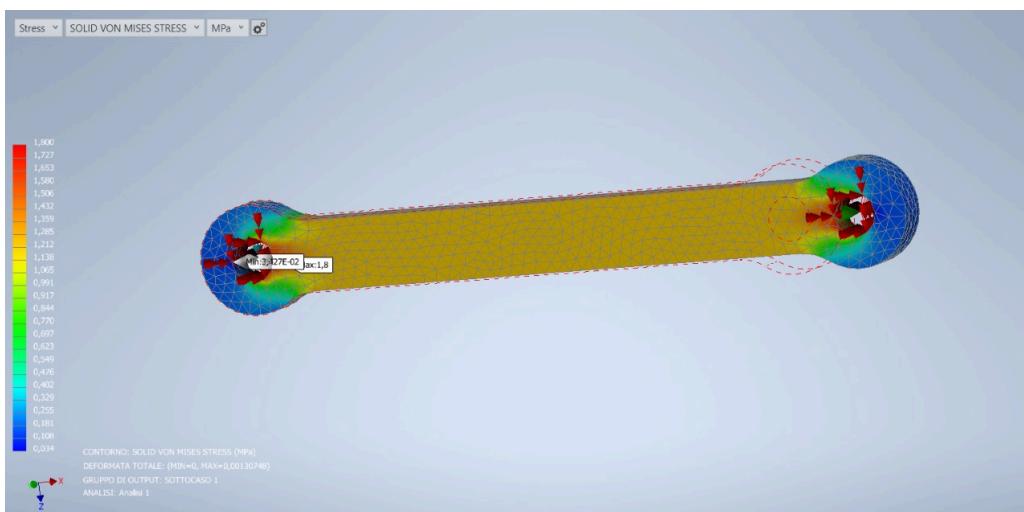


Figura 4.1: analisi dello stato di tensione del cedente

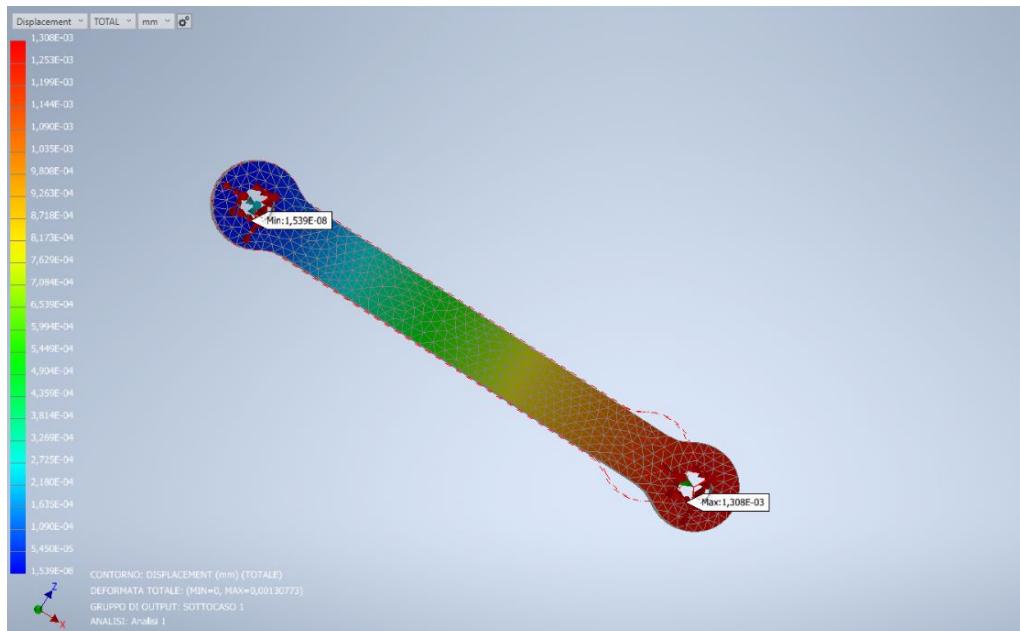


Figura 4.2: analisi dello stato di deformazione del cedente



Figura 4.3: analisi del coefficiente di sicurezza del cedente

4.2. ANALISI STRUTTURALE DEL MOVENTE

Per l'analisi strutturale del movente come per il cedente sono stati considerati due connettori in corrispondenza dei due fori e i rispettivi Nodi Master. In modo da rendere la struttura isostatica sono stati considerati anche qui come vincoli un carrello e una cerniera.

Il corpo movente giace anch'esso sul piano X-Z con la sua dimensione maggiore lungo l'asse z quindi per la cerniera è stata consentita la rotazione lungo l'asse y mentre per il carrello oltre a tale rotazione è stata consentita la traslazione lungo l'asse z.

Nel nodo master della cerniera è stato inserito il momento di attuazione lungo l'asse y pari a 110Nm, mentre sul carrello si è considerata la componente assiale della reazione vincolare pari a 40,38N. (vedi appendice A)

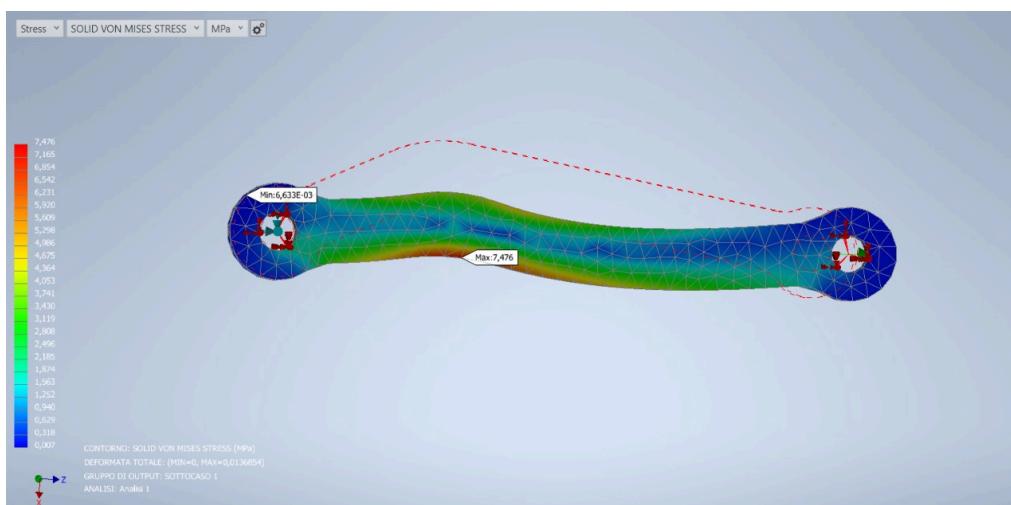


Figura 4.4: analisi dello stato di tensione del movente

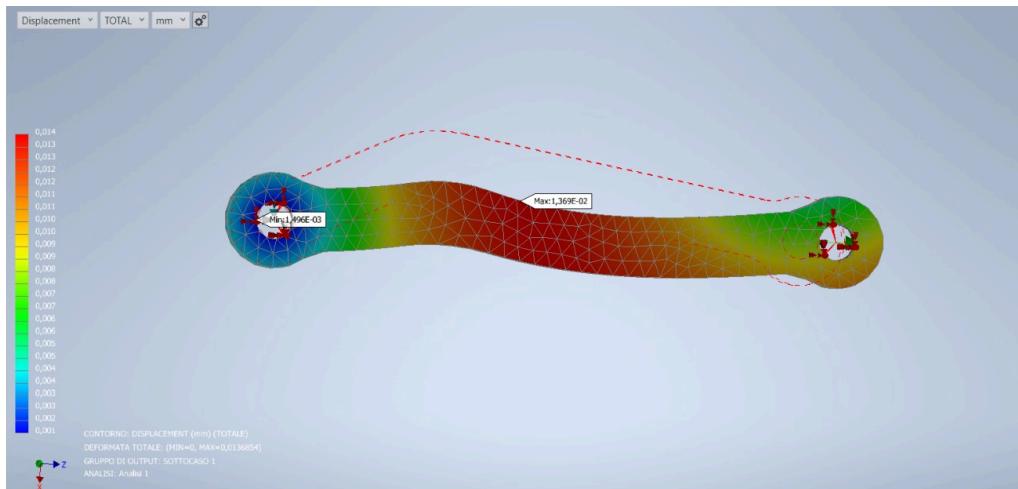


Figura 4.5: analisi del coefficiente di sicurezza del movente

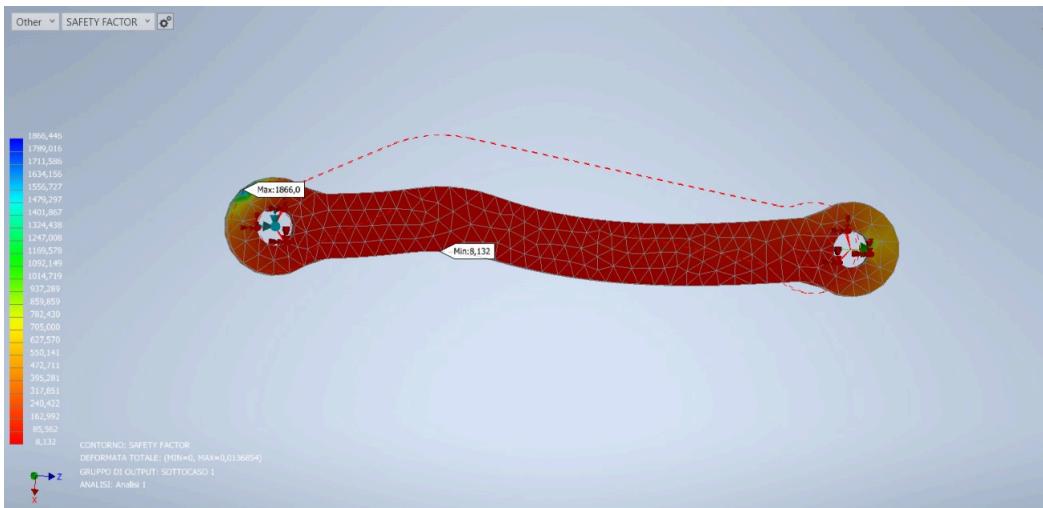


Figura 4.6: analisi dello stato di tensione del cedente

4.3. ANALISI STRUTTURALE DELLA BIELLA

Per la biella, come per i due componenti precedenti, sono stati considerati i due nodi master in corrispondenza dei fori dove si andranno a collegare cedente e movente, più un terzo nodo master dove agisce la forza F . L'analisi strutturale per la biella è stata leggermente più complessa in quanto la forza considerata agisce sul terzo nodo master a metà della retta che collega gli altri due nodi master, che però non si trova sul componente stesso bensì nel vuoto, dato che la biella è cava.

Inoltre, non essendo tale retta lungo una direzione specifica del sistema di coordinate principale, è stato considerato un sistema di coordinate ausiliario con l'asse z lungo la retta che collega i due fori.

Si è considerato il componente sempre isostatico con una cerniera che consente la rotazione lungo l'asse y e un carrello che in più consente la traslazione lungo l'asse z .

Nel nodo master al centro della retta è stata applicata la totalità della forza considerata, ovvero 100N, in direzione perpendicolare alla retta, ovvero lungo l'asse x , mentre nel nodo master del carrello è stata considerata la componente assiale della reazione vincolare, 52,103N. (vedi appendice A)

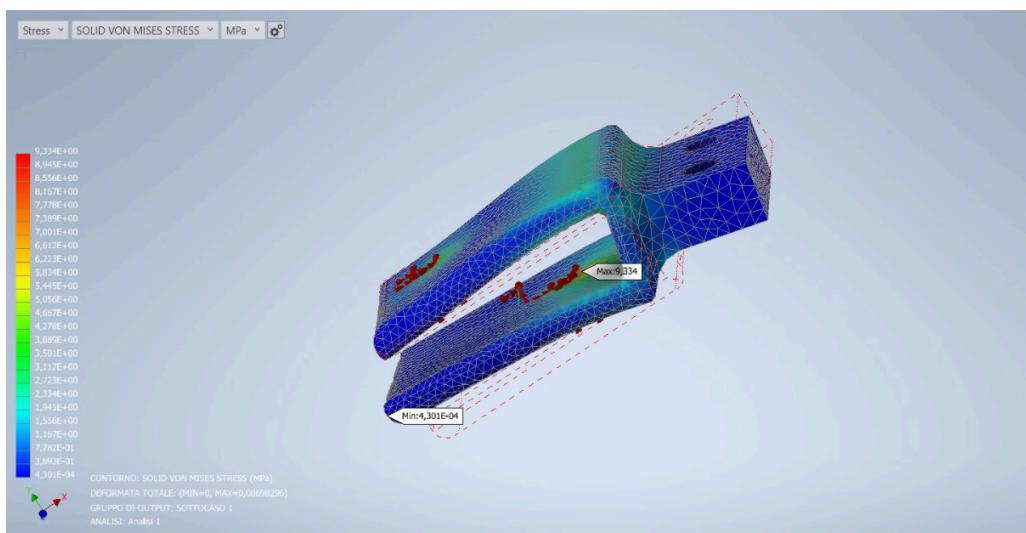


Figura 4.7: analisi dello stato di tensione della biella

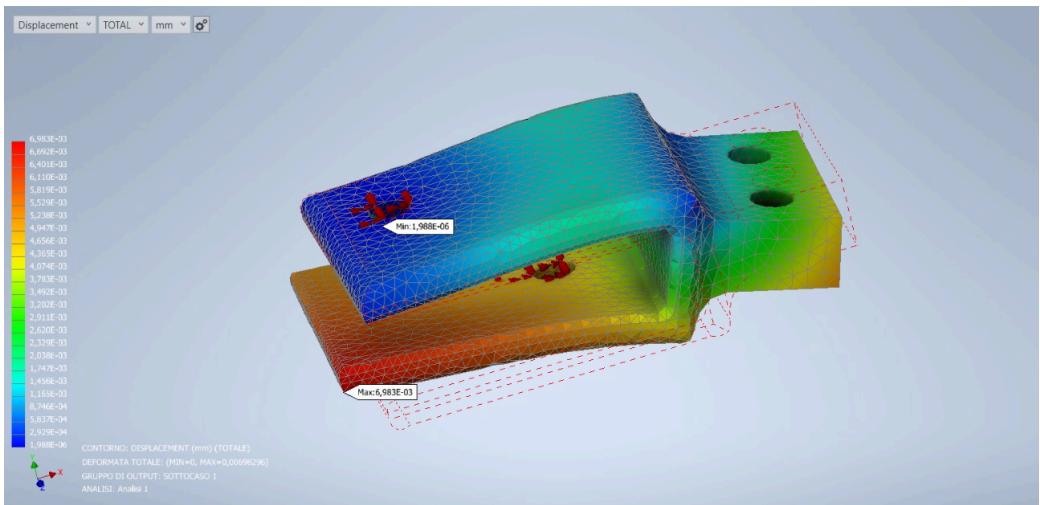


Figura 4.8: analisi dello stato di deformazione del movente

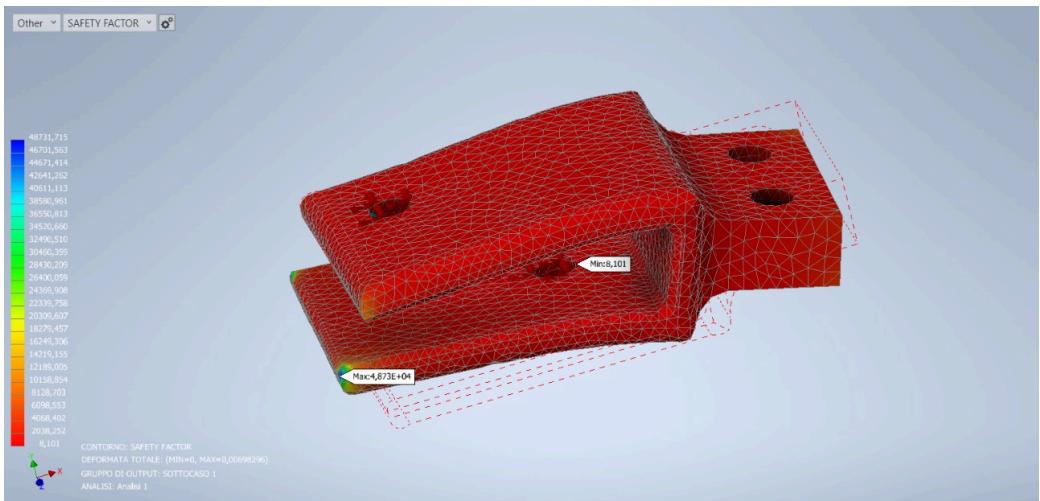


Figura 4.9: analisi del coefficiente di sicurezza del cedente

4.4 CONCLUSIONI

Possiamo terminare l'analisi strutturale dei componenti affermando che le tensioni massime sono nettamente inferiori della tensione di snervamento del materiale scelto (275 Mpa) e che le deformazioni massime sono al di sotto di 10^{-2} mm. Inoltre, è possibile vedere che i coefficienti di sicurezza dei tre componenti sono: 36.47 per il cedente, 8.132 per il movente e 8.101 per la biella.

In conclusione il coefficiente di sicurezza complessivo delle tre componenti è il minimo dei tre ovvero 8.101.

APPENDICE A

Di seguito un richiamo della statica del meccanismo. Al fine di dedurre i carichi sui singoli componenti è stato utilizzato il metodo del free body, nello specifico è stata applicata una forza sulla biella $F = 100 \text{ N}$ e si è trovato il carico di attuazione per il movente e le reazioni vincolari dei singoli componenti utilizzati per l'analisi strutturale.

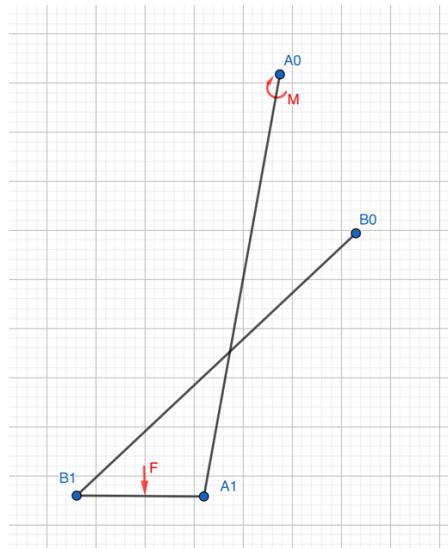


Figura A.1: configurazione di partenza per il calcolo della statica

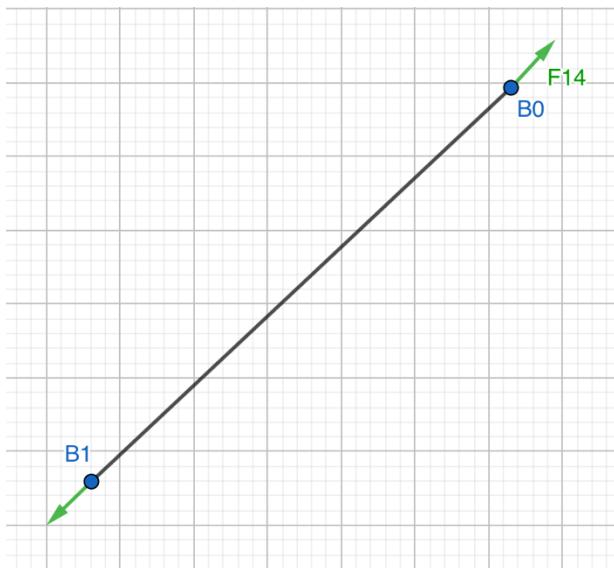


Figura A.2: statica cedente

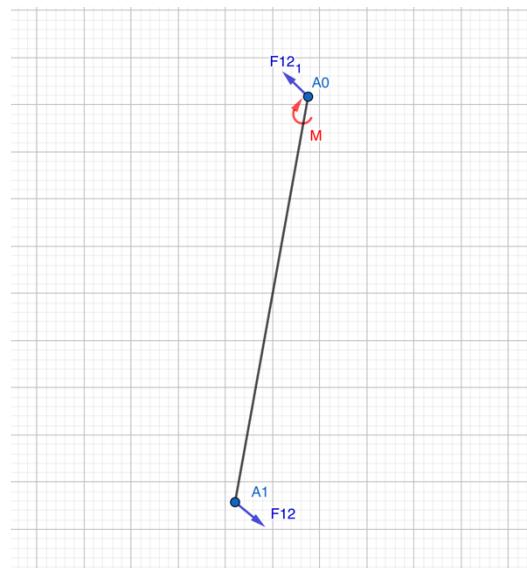


Figura A.3: statica movente

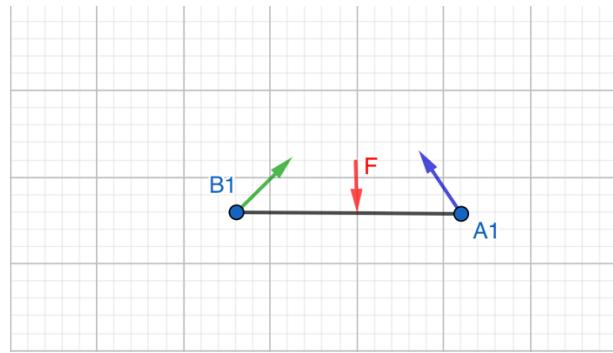


Figura A.4: statica biella

Reazione vincolare sul cedente:

$$F_{14} = 61.25 \text{ N}$$

Reazione vincolare sul movente:
(assiale, ovvero lungo l'asse A₀A₁)

$$F_{12} = 72.5 \text{ N}$$

$$F_{12assiale} = 40.38 \text{ N}$$

Momento sul movente:

$$M = 110 \text{ Nm}$$

Reazioni vincolari biella:
(assiale, ovvero lungo l'asse B₁A₁)

$$F_{12assiale} = 52.103 \text{ N}$$

BIBLIOGRAFIA

- <https://www.google.com/?tbo=pts>
- <https://www.aviationaluminum.com/it/news/what-is-6061-aluminum-alloy/>
- <https://www.epo.org/>
- Shigley, *Progetto e costruzione di macchine*
- Timoshenko, S., *Resistenza dei materiali*, Casa Editrice Veschi, Roma, 1950.