



Universidade Federal
da Grande Dourados

Universidade Federal da Grande Dourados

Faculdade de Engenharia - FAEN

Curso de Engenharia Mecânica

**Análise estrutural de um sistema de suporte parcial de peso
corporal para crianças com paralisia cerebral**

Trabalho de Conclusão de Curso
por

Luana Marcante Silva

Orientador: Prof. Dr. Rafael Ferreira Gregolin

Dourados - MS, Novembro / 2021

Luana Marcante Silva

**Análise estrutural de um sistema de suporte parcial de peso corporal para
crianças com paralisia cerebral**

Artigo apresentado ao Curso de Engenharia
Mecânica, como requisito para a obtenção do
Título de Bacharel em Engenharia Mecânica,
Universidade Federal da Grande Dourados.

Orientador: Prof. Dr. Rafael Ferreira Gregolin

Dourados
2021



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
FUNDAÇÃO UNIVERSIDADE FEDERAL DA GRANDE DOURADOS

ANEXO D - AVALIAÇÃO FINAL DO TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

Aluno(a): Luana Marcante Silva

Título do trabalho e subtítulo (se houver): Análise estrutural de um sistema de suporte parcial de peso corporal para crianças com paralisia cerebral.

BANCA EXAMINADORA

1. **Presidente (orientador):** (Titulação, Nome e Instituição)

Prof. Dr. Rafael Ferreira Gregolin/UFGD

2. **Membro:** (Titulação, Nome e Instituição)

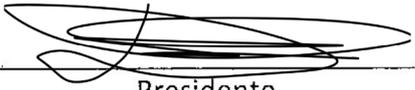
Prof. Dr. Rodrigo Borges Santos/UFGD

3. **Membro:** (Titulação, Nome e Instituição)

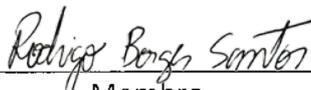
Prof. Dr. Augusto Salomão Bornschlegel/UFGD

De acordo com o grau final obtido pelo aluno, nós da banca examinadora, declaramos Aprovado (Aprovado/Reprovado) o aluno acima identificado, na componente curricular Trabalho de Conclusão de Curso (TCC-II) de Graduação no Curso de Engenharia Mecânica da Universidade Federal da Grande Dourados.

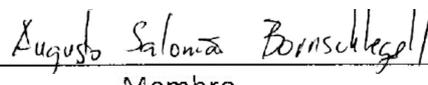
Local Data
Dourados/MS, 22 de Outubro de 2021



Presidente



Membro



Membro

Análise estrutural de um sistema de suporte parcial de peso corporal para crianças com paralisia cerebral

Luana Marcante Silva¹
luana.silva044@academico.ufgd.edu.br

2021, v-1.3

Resumo

Estudos comprovam que crianças com paralisia cerebral (PC) que tiveram o andar treinado com o suporte parcial de peso corporal obtiveram melhora em seus testes motores. No Brasil os suportes parciais de peso corporal (SPPC) voltados para crianças são escassos no mercado e por conta disso, na maioria das vezes, são importados e apresentam custos elevados. O objetivo do trabalho em questão é projetar um suporte parcial de peso voltado para o estímulo de marcha e melhora das funções motoras em crianças com paralisia cerebral de custo mais acessível quando comparado aos comercializados, e realizar a análise estrutural do SPPC, constituído de aço carbono ASTM-A36, por meio dos estudos analítico e do Método dos Elementos Finitos. Ao comparar as máximas tensões equivalentes de von Mises obtidas nas duas modalidades de estudo, analítica e por elementos finitos em quatro diferentes pontos, com o limite de escoamento do aço carbono ASTM-A36, é possível constatar que o suporte parcial de peso projetado encontra-se longe da tensão de escoamento do material e apresentam fatores de segurança acima de 1,7. O custo do projeto em questão está previsto na ordem de R\$ 1570,00, sendo considerado um valor acessível. Por fim, pode-se dizer que o suporte parcial de peso corporal projetado pode ser considerado um projeto inicial que visa cumprir estruturalmente os quesitos para ser futuramente considerado como um suporte seguro e acessível.

Palavras-chaves: Paralisia cerebral. Suporte parcial de peso corporal. Projeto. Método dos elementos finitos.

Structural analysis of a partial body weight support system for children with cerebral palsy

Luana Marcante Silva¹
luana.silva044@academico.ufgd.edu.br

2021, v-1.3

Abstract

Studies show that children with cerebral palsy (CP) who had trained walking with partial body weight support had an improvement in their motor tests. In Brazil, partial body weight supports (PBWS) aimed at children are scarce on the market and because of that, they are most often imported and have high costs. The objective of the work in question is to design a partial weight support aimed at stimulating gait and improving motor functions in children with cerebral palsy at a more affordable cost when compared to those sold, and carry out the structural analysis of the PBWS, made of carbon steel ASTM-A36, through analytical studies and the Finite Element Method. When comparing the maximum equivalent von Mises stresses obtained in the two modalities of study, analytical and finite element at four different points, with the yield limit of carbon steel ASTM-A36, it is possible to verify that the projected partial weight support is away from the material yield strength and have safety factors above 1.7. The cost of the project in question is estimated at around R\$ 1570.00, being considered an affordable value. Finally, it can be said that the projected partial support of body weight can be considered an initial project that aims to structurally fulfill the requirements to be considered in the future as a safe and accessible support.

Key-words: Cerebral palsy. Partial body weight support. Project. Finite element method.

Introdução

De acordo com a Pesquisa Nacional de Saúde (PNS), realizada pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, no ano de 2013 foi estimado 200,6 milhões de pessoas residentes em domicílios particulares permanentes onde aproximadamente 2,6 milhões possuíam alguma deficiência física, dessa totalidade 13 mil corresponde a crianças com deficiência física em uma faixa etária de 0 a 9 anos (IBGE, 2015).

Segundo O'Shea (2008) a paralisia cerebral (PC), também denominada como encefalopatia crônica não progressiva da infância (ECNPI), é a causa mais comum de deficiências físicas graves na infância e acomete cerca de duas crianças a cada mil nascidas vivas no mundo todo.

Não há uma causa específica para a PC, por consequência disso Dias et al. (2010) diz que diversos fatores podem acarretar no seu surgimento nas fases de pré, peri ou pós natal. Todo e qualquer fator que atua de forma negativa na saúde da mãe, tal como agentes tóxicos, má nutrição da mãe e do bebê e traumas ocorridos no parto podem aumentar a ocorrência da PC (PEREIRA, 2018).

MUTLU, KROSSCHELL e SPIRA (2009) relatam que a PC reúne um grupo de distúrbios de movimento e postura que podem acarretar em limitações nas atividades cotidianas e estão diretamente ligadas aos distúrbios cerebrais que ocorreram no período fetal ou infantil. Geralmente, as distúrbios de movimento também podem ser acompanhadas de problemas relacionados a cognição, percepção, comunicação, e convulsão.

Crianças com PC apresentam comprometimentos no aparelho motor, alterações musculoesqueléticas, disfunções de tônus muscular, comprometimento do equilíbrio, restrição de força e uma consequente perda de movimentos (PERES et al., 2018).

O andar tardio pode causar inúmeras consequências negativas no desenvolvimento social e musculoesquelético de uma criança. O ato de se locomover ajuda as crianças a aprimorarem suas habilidades cognitivas (através da percepção de distância, altura e permanência de objetos), sociais e emocionais. Crianças que são capazes de andar possuem mais êxito nas relações sociais e podem realizar atividades diárias de forma mais independente (VALENTIN-GUDIOL M; ANGULO-BARROSO, 2017) (MUTLU; KROSSCHELL; SPIRA, 2009).

O tratamento da criança com PC é realizado de forma multidisciplinar, paciente tratado de forma simultânea por várias especialidades, e possui como principal objetivo recuperar ou melhorar as funções motoras da criança. Uma das abordagens utilizadas por fisioterapeutas para estimular a marcha e a coordenação motora de crianças com PC baseia-se na utilização de um suporte parcial de peso corporal com um colete suspenso (SPPC) (Pereira, 2018; Matsuno et al., 2010).

O SPPC é um método que pode ser utilizado na reabilitação neurológica de crianças e adultos através do treinamento repetitivo da marcha tanto em solo quanto em uma esteira (MATTERN-BAXTER, 2009).

Dodd e Foley (2007) comprovaram através de um estudo clínico com crianças em idade escolar com PC, que possuíam deficiência moderada e grave, que o uso de um suporte parcial de peso corporal (SPPC), em terapias para o treino de marcha, se mostrou benéfico e causou o aumento da velocidade de caminhada e da resistência ao caminhar. Também de acordo com Matsuno et al. (2010) crianças que tiveram o andar treinado com o suporte

parcial de peso corporal obtiveram uma melhora nos seus testes motores.

Ao analisar durante 12 semanas os efeitos do uso de um SPPC, acoplado a uma esteira, no tratamento de crianças com PC entre 3 e 7 anos, [Cherng et al. \(2007\)](#) constatou que o uso do SPPC possibilitou o aumento do comprimento das passadas e a diminuição da porcentagem de duplo apoio, ou seja, diminuição do tempo de início do ciclo de marcha.

O suporte parcial de peso é um sistema de suspensão que pode suportar parte ou todo o peso do paciente. O uso desse equipamento acarreta na redução da resultante entre as forças gravitacional e a força de suspensão, dessa forma, a carga sobre os membros inferiores é reduzida, e assim o paciente tem sua marcha facilitada de forma segura e estável com pequenos riscos de queda ([BEZERRA, 2018](#)) ([CELESTINO et al., 2014](#)).

No Brasil os SPPC's voltados para crianças são escassos no mercado e por conta disso, na maioria das vezes, eles são importados. A nível internacional há duas empresas que atuam no ramo de fabricação e venda de SPP's para crianças, a *LiteGait* e a *Hangzhou Geeshun Sports*.

A *LiteGait* localiza-se no Arizona, Estados Unidos, e comercializa o seu suporte, [Fig.1](#), por um valor em torno US\$ 2499,00 mais frete. A *Hangzhou Geeshun Sports* localiza-se na China, e seu produto, [Fig.2](#), possui um valor que atualmente gira em torno de US\$ 499,00 mais o frete para o Brasil que pode variar entre US\$ 1704,16 e US\$ 2337,49. As duas empresas não possuem a aprovação da ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária) dificultando assim, a venda de seus equipamentos no Brasil.

Figura 1 – Suporte parcial de peso corporal infantil *LiteGait 75* ([LiteGait](#))



Uma outra opção para se obter um SPPC é através da sua construção. [Bezerra \(2018\)](#) relatou como deu-se o projeto, montagem e teste de um suporte parcial de peso utilizando uma talha elétrica para auxiliar na sustentação de peso, [Fig. 3](#). [Chong et al. \(2009\)](#) mostra também como foi elaborado um suporte parcial de peso em forma de tripé com elevação manual através de polias e um sistema de aquisição e monitoramento do peso sustentado por meio de células de carga, [Fig. 4](#).

Neste contexto, o objetivo do trabalho em questão é projetar um suporte parcial de peso corporal voltado para o estímulo de marcha e melhora das funções motoras em crianças com paralisia cerebral de custo mais acessível. Além disso, realizar a análise da integridade estrutural do SPPC através de um estudo analítico e por meio da aplicação do Método dos Elementos Finitos (MEF).

Figura 2 – Suporte parcial de peso corporal infantil *Hangzhou Geeshun Sports* (Sports)



Figura 3 – Suporte parcial de peso com talha elétrica, (BEZERRA, 2018)

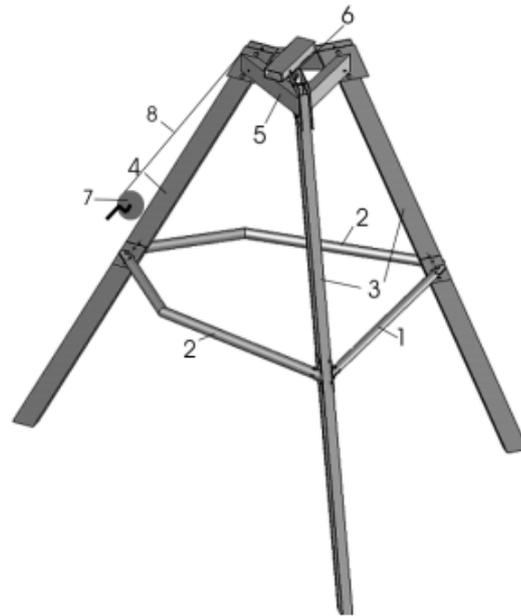


1 Materiais

Analisando as curvas de desenvolvimento específicas para crianças com PC articuladas por Brooks et al. (2011), foi possível observar que tanto para meninas quanto para meninos, os gráficos relacionados o GMFCS I, paralisia cerebral com comprometimento mais brando, apresentam, para as idades de 6 a 12 anos, valores de peso e altura um pouco mais altos do que os relacionados aos outros níveis de GMFCS.

Considerando que o SPPC visa suportar até os casos mais extremos de sustentação

Figura 4 – Suporte parcial de peso em formato de tripé (CHONG et al., 2009)



de peso, foi retirado então das tabelas de desenvolvimento de crianças com PC os dados mais extremos, por exemplo, crianças de 12 anos com GMFCS I e com percentil de 95 %, se uma criança se encontra nesse percentil significa que ela é maior e mais pesada que 95 % das crianças com PC da sua idade. Os dados aproximados para meninos e meninas nesse caso estão dispostos na Tab. 1.

Tabela 1 – Peso e altura de crianças com 12 anos e GMFCS I

| | GMFCS I (12 anos) | |
|---------|-------------------|-------------|
| | Peso (kg) | Altura (cm) |
| Meninos | 61 | 165 |
| Meninas | 65 | 161 |

Com base nos valores que se encontram na Tab. 1, foi estipulado para fins de projeto os maiores valores. Portanto, o suporte parcial de peso corporal desenvolvido pode ser utilizado tanto para o treino de marcha no chão quanto acoplado a uma esteira, e visa suportar crianças com PC de massa até 65 kg e 1,65 m de altura.

A sustentação de peso é feita através do uso de um macacão para marcha regulável que veste o paciente e o posiciona em pé, facilitando o treinamento e o controle de marcha.

Por ser usualmente utilizado em estruturas, o aço carbono ASTM-A36 foi o material escolhido para compor o suporte parcial de peso. O módulo de elasticidade do material equivale a $E = 200$ GPa, o limite de escoamento $\sigma_e = 250$ MPa, a resistência a tração de $\sigma_u = 400$ MPa e o coeficiente de Poisson $\nu = 0,26$ (BHARUCHA, 2015) (ASTM, 2019).

O projeto estrutural do suporte foi realizado no *software SolidWorks*, Fig. 5, e seu *design* foi inspirado em equipamentos comerciais. A maioria dos componentes utilizados para a montagem da estrutura são tubos de seção quadrada, exceto pelo apoio para mãos que é um tubo de seção circular.

Figura 5 – Projeto estrutural do suporte



Figura 6 – Seção transversal tubo 25x25x2,65 mm

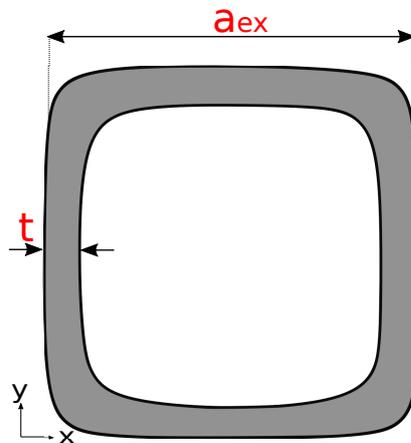


Tabela 2 – Propriedades da seção quadrática

| | |
|--------------------------|-----------|
| Comprimento (a_{ex}) | 0,025 m |
| Espessura (t) | 0,00265 m |

2 Métodos

2.1 Estudo estrutural analítico

Para o estudo analítico utilizou-se o método por seção da peça da porção superior do suporte parcial de peso onde o colete com a criança é suspenso, Fig. 7.

Em uma situação real de suspensão total da criança, é possível afirmar que o colete

divide a massa dela por dois, e ao multiplicá-la pela gravidade tem-se a aplicação de duas forças negativas de 318,83 N em cada braços da peça, Fig. 7.

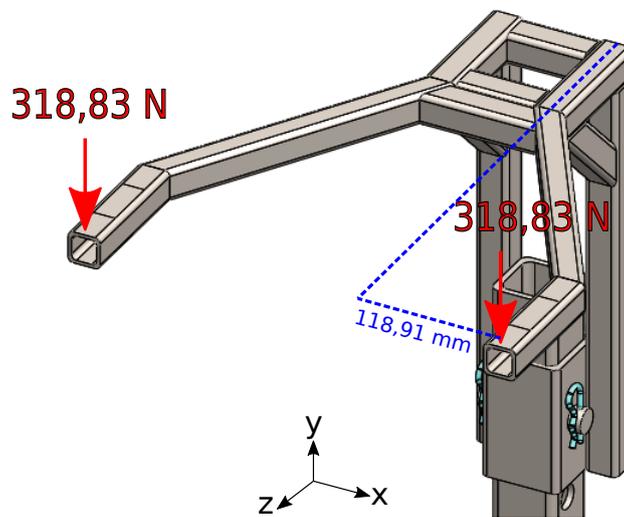
$$m = 65 \text{ kg} \quad (1)$$

$$F = m \times a \quad (2)$$

$$F_{total} = 65 \times 9,81 = 637,65 \text{ N} \quad (3)$$

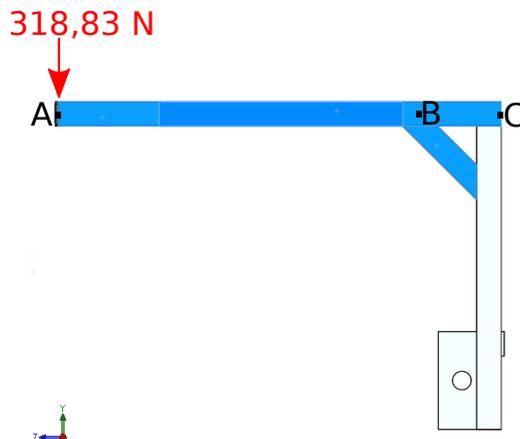
$$F = \frac{637,65}{2} = 318,83 \text{ N} \quad (4)$$

Figura 7 – Porção superior do suporte parcial de peso



Buscando um modelo único e simplificado no plano 2D, para a realização dos cálculos analíticos relacionados ao critério de falha de von Mises, e considerando a simetria da porção superior do suporte, então a peça é reduzida em somente um braço, Fig. 8, analisando assim uma das componentes de força ($F = 318,25 \text{ N}$).

Figura 8 – Vista 2D utilizada para a realização dos cálculos analíticos



De acordo com Norton (2013) e Budynas e Nisbett (2011) o equacionamento para se obter a tensão máxima de von Mises atuante na peça em análise é o seguinte:

A máxima tensão normal de flexão que age nas fibras externas do material é expressa por σ_{max} e é calculada através da soma entre a tensão normal (N), desenvolvida pela força normal na área da seção transversal (A), e a tensão normal desenvolvida pelo momento fletor (M) que ocorre na seção de estudo, e que depende da distância do ponto analisado até a linha neutra da seção (c), na qual a_{ex} corresponde ao comprimento da seção transversal analisada e t representa a espessura entre as paredes externas e internas, e do momento de inércia da área de uma seção transversal oca (I).

$$\sigma_{max} = \frac{Mc}{I} + \frac{N}{A} \quad (5)$$

$$A = a_{ex}^2 - (a_{ex} - 2t)^2 \quad (6)$$

$$I = I_{ex} - I_{in} = \frac{a_{ex}^4}{12} - \frac{(a_{ex} - 2t)^4}{12} \quad (7)$$

A tensão máxima de cisalhamento τ_{max} é composta por duas parcelas: a primeira apresenta-se na linha neutra e é devida ao esforço cortante (V), composto pelo momento estático de área (Q'), momento de inércia da área de seção transversal (I) e largura da área da seção transversal do elemento (b); e a segunda se relaciona ao momento torçor (T) devido ao deslocamento na vista superior do braço, Fig.7. A representa a área da seção quadrada oca e Q é uma função da geometria da seção transversal utilizada para o cálculo da tensão de cisalhamento devido a torção em seções não circulares.

$$\tau_{max} = \frac{VQ'}{Ib} + \frac{T}{Q} \quad (8)$$

O momento estático (Q') (Eq.9) é determinado através da relação entre A_i , área da seção transversal acima do ponto em análise, e \bar{y}_i , distância dos centroides de A_i até a linha neutra da seção.

$$Q' = \Sigma \bar{y}_i A_i \quad (9)$$

Para uma seção quadrática oca, Q é representado pela Eq.10.

$$Q = 2t(a_{ex} - t)^2 \quad (10)$$

A tensão equivalente de von Mises σ' define uma tensão equivalente que representa a combinação de tensões que atuam no objeto de análise.

$$\sigma' = \sqrt{\sigma_{max}^2 + 3\tau_{max}^2} \quad (11)$$

A tensão de von Mises pode ser comparada com a resistência ao escoamento do material (σ_e). Caso $\sigma' \geq \sigma_e$ o material irá escoar, portanto a condição ideal para o critério de falha de von Mises é:

$$\sigma' < \sigma_e \quad (12)$$

Para garantir que o SPPC projetado fique longe de uma situação de escoamento do material, faz-se necessário definir uma medida de incerteza do projeto através da escolha

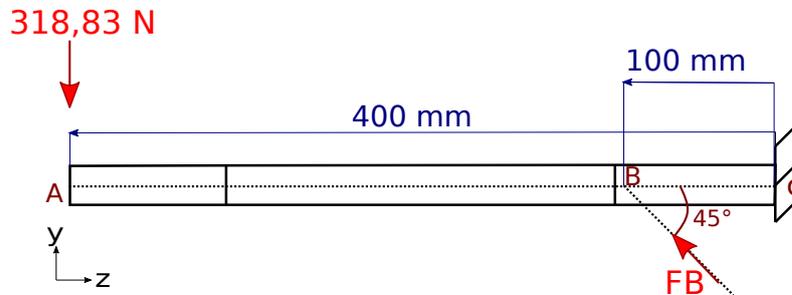
de um fator de segurança (FS). Seguindo as premissas de determinação de coeficiente de segurança para materiais dúcteis disposto em Norton (2013), fez-se possível determinar que para o aço carbono ASTM-A36 e para as futuras condições ambientais de uso do SPCC, o fator de segurança ideal para o projeto em questão gira em torno de 1,3. O fator de segurança associado ao projeto pode ser determinado pela Eq. 13.

$$FS = \frac{\sigma_e}{\sigma'} \quad (13)$$

$$FS \geq 1,3 \quad (14)$$

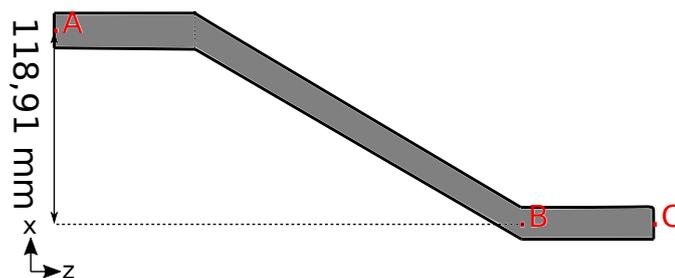
De acordo com as equações de equilíbrio (Eqs. 19, 23 e 26) descritas por Hibbeler (2010) faz-se possível determinar as forças de reações (F_B, F_{Cx} e F_{Cy}) apresentadas no diagrama de corpo de livre (Fig. 11). A Figura 9 ilustra de forma mais detalhada a viga analisada.

Figura 9 – Viga analisada



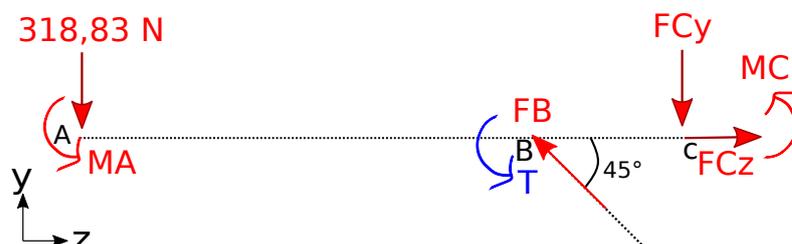
Por conta do deslocamento do braço superior, Fig. 10, diz-se então que a força F_A causa na viga analisada um momento fletor (M_A) e no ponto B um momento torçor (T_B).

Figura 10 – Vista superior da viga



O diagrama de corpo livre das forças atuantes na peça está disposto na Fig. 11.

Figura 11 – Diagrama de corpo livre



$$M_A = 318,83(N) \times 118,91(mm) \quad (15)$$

$$M_A = 37,91 Nm \quad (16)$$

$$T_B = 318,83(N) \times 118,91(mm) \quad (17)$$

$$T_B = 37,91 Nm \quad (18)$$

$$\Sigma M_C = 0 \quad (19)$$

$$318,83(N) \times 400(mm) - F_{By} \times 100(mm) \times \text{sen}(45^\circ) + M_A = 0 \quad (20)$$

$$F_B = 2339,73 N \quad (21)$$

$$F_{By} = F_{Bz} = F_B \times \text{sen}(45^\circ) = 1654,44 N \quad (22)$$

$$\Sigma F_y = 0 \quad (23)$$

$$-318,83(N) + F_{By} - F_{Cy} = 0 \quad (24)$$

$$F_{Cy} = 1335,61 N \quad (25)$$

$$\Sigma F_z = 0 \quad (26)$$

$$F_{Bz} - F_{Cz} = 0 \quad (27)$$

$$F_{Cz} = 2542,25 N \quad (28)$$

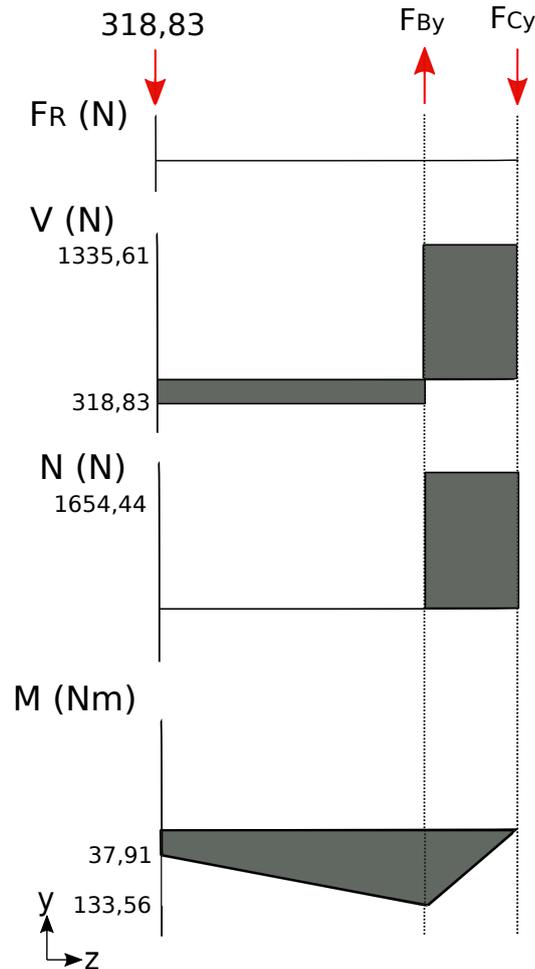
O método utilizado para estabelecer os diagramas é o de integral de áreas descrito por [Hibbeler](#). Ele consiste na análise da área sob a carga distribuída (w) (Eq. 29) e da área sob o diagrama de força cortante (V) (Eq. 7).

$$\Delta V = - \int w(z) dx \quad (29)$$

$$\Delta M = \int V(z) dx \quad (30)$$

Ao encontrar as forças de reação, faz-se capaz determinar os gráficos de diagrama de força cortante (V), força axial (N) e momento fletor (M), Fig. 12, com o intuito de obter-se os valores máximos de V, N e M presentes na viga analisada.

Figura 12 – Diagrama de esforço cortante, força normal e momento fletor



Diante dos diagramas de esforço cortante, força axial e momento fletor, faz-se capaz afirmar que o ponto B é ponto mais crítico na estrutura.

Dessa forma, os valores correspondentes ao esforço cortante, força axial, momento fletor e momento torçor atuantes nos pontos B estão dispostos na Tab. 3.

Tabela 3 – Esforço cortante, momento fletor e momento torçor

| Ponto B | |
|---------|-----------|
| V | 1335,60 N |
| N | 1654,44 N |
| M | 135,56 Nm |
| T | 37,91 Nm |

A seção transversal da viga que compõe a parte do suporte parcial de peso analisada possui formato de tubo quadrado (Fig. 6). A partir de suas dimensões (Tab. 2) faz-se possível determinar através das Eqs. 6, 7 e 10 a sua área (A), posição da linha neutra (LN), momento de inércia (I) e a função da geometria da seção (Q) (Tab. 4).

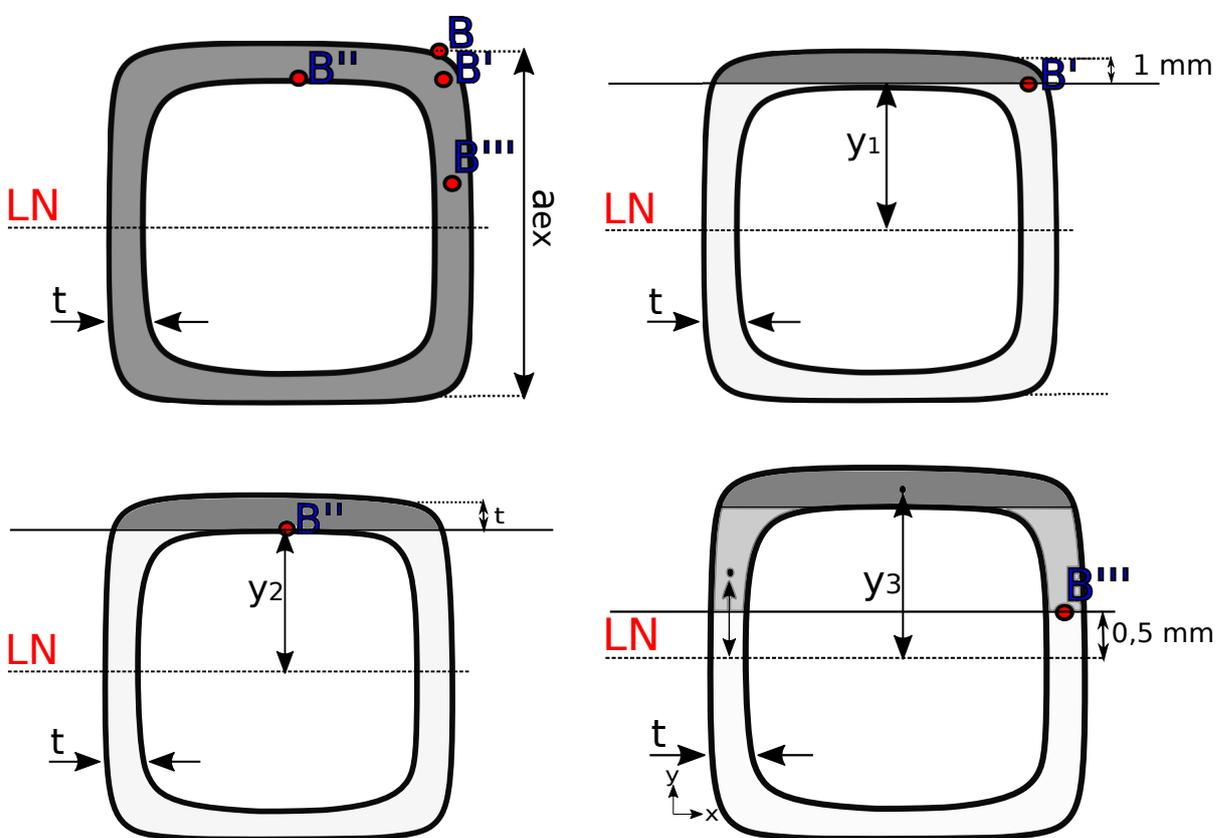
Tabela 4 – Propriedades da seção quadrática

| | |
|-----------------------------|-----------------------------------|
| Área | $23,70 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2$ |
| Linha neutra (LN) | 0,0125 m |
| Momento de inércia (I) | $1,25 \cdot 10^{-8} \text{ m}^4$ |
| Função da geometria (Q) | $2,65 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3$ |

Buscando determinar como da-se a distribuição da das tensões equivalentes de von Mises no decorrer da seção em estudo, foram escolhidos então 4 pontos diferentes para análise (B, B', B'', B''').

A Figura 13 serve como guia para o cálculo do momento de estático de cada ponto estudado (Eq. 9).

Figura 13 – Pontos utilizados para cálculo do momento estático



Vale ressaltar que por não haver nenhuma área acima do ponto B , diz-se então que o momento estático de área do ponto B é igual a zero. Utilizando a Eq. 9, faz-se possível determinar os respectivos momentos estáticos de área para cada ponto e suas respectivas distâncias em relação a linha neutra da seção (c).

Tabela 5 – Momento estático de área

| | B | B' | B'' | B''' |
|---------------------------|--------|-------------------|-------------------|-------------------|
| $Q' \text{ (m}^3\text{)}$ | 0 | $3,53 \cdot 10^7$ | $7,40 \cdot 10^7$ | $9,38 \cdot 10^7$ |
| $c \text{ (m)}$ | 0,0125 | 0,0115 | 0,00985 | 0,0005 |

Aplicando os valores dispostos nas Tabs. 3, 4 e 5 nas Eqs. 5, 8 e 11, chega-se então aos seguintes resultados de tensão normal de flexão, tensão de cisalhamento e tensão equivalente de von Mises para os pontos analisados.

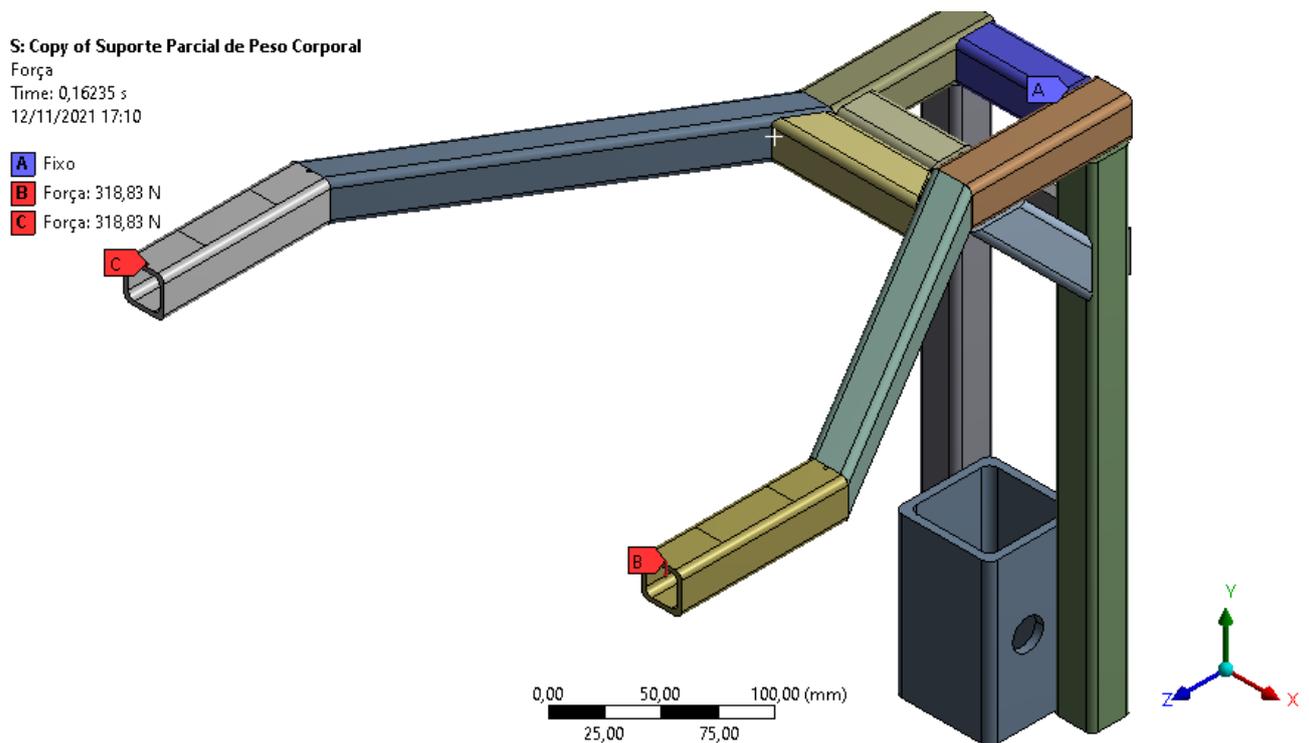
Tabela 6 – Resultados analíticos para o ponto B

| | <i>B</i> | <i>B'</i> | <i>B''</i> | <i>B'''</i> |
|----------------------|----------|-----------|------------|-------------|
| σ_{max} (MPa) | 140,00 | 129,36 | 111,80 | 12,30 |
| τ_{max} (MPa) | 14,32 | 28,52 | 44,05 | 52,02 |
| σ' (MPa) | 142,18 | 138,47 | 135,35 | 90,94 |

2.2 Análise estrutural por elementos finitos - Estudo de convergência de malha

Uma análise estrutural estática foi executada no *software Ansys* com o intuito de se obter as tensões equivalentes de von Mises presente na porção superior do SPPC quando o mesmo encontra-se sob condição máxima de carga estática, ou seja, quando ele está sendo usado por uma criança de 65 kg (637,65 N) vestida por um colete. As condições de contorno utilizadas para a simulação podem ser verificadas na Fig.14.

Figura 14 – Condições de contorno



Buscando aproximar-se cada vez mais dos resultados que seriam obtidos na realidade e com o intuito de obter uma solução mais precisa das tensões equivalentes de von Mises desenvolvidas no suporte parcial de peso e verificar se em casos de refinamento de malha pode haver o escoamento do material, foi então realizado um estudo de convergência de malha das porções que correspondem aos braços da porção superior do SPPC.

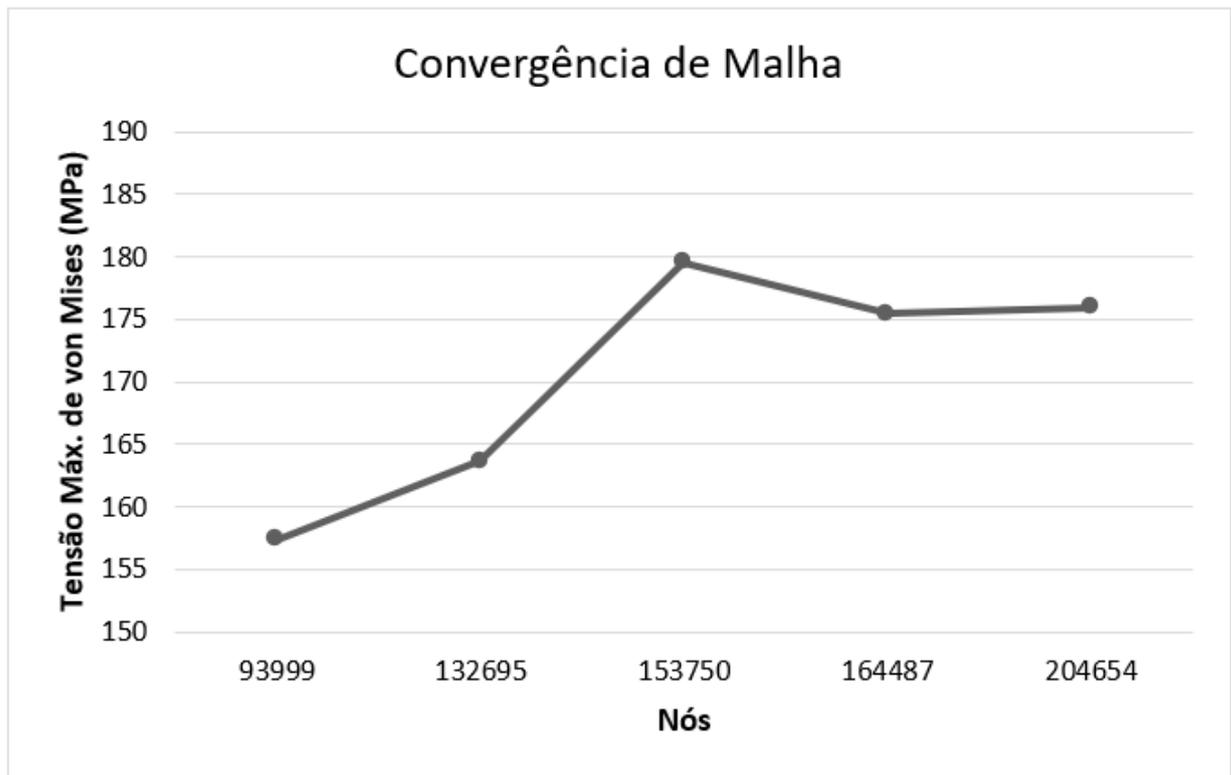
Foram realizadas cinco iterações, utilizando elementos tetraédricos, até que a convergência de malha fosse atingida, os dados obtidos das tensões equivalentes de von Mises, da quantidade de nós e do erro percentual (Eq. 31) entre cada iteração analisada encontram-se na Tab. 7. A convergência pode ser verificada através do gráfico presente na Fig. 15.

$$erro\% = \frac{|\sigma_{n-1} - \sigma_n|}{\sigma_n} \times 100 \quad (31)$$

Tabela 7 – Resultados da convergência de malha

| σ' (MPa) | Nº. Nós | erro % |
|-----------------|---------|--------|
| 157,44 | 93999 | |
| 163,69 | 132695 | 3,18 |
| 179,54 | 153750 | 8,82 |
| 175,48 | 164487 | 2,31 |
| 175,97 | 204654 | 0,27 |

Figura 15 – Gráfico de convergência de malha



A malha determinada como a mais ideal apresenta 204654 nós e está disposta na Fig. 16. Portanto, após o estudo de convergência de malha, o desenvolvimento das tensões equivalentes de von Mises calculado através do método numérico e o local na qual apresenta-se a máxima tensão equivalente de von Mises, pode ser observado na Fig. 17. Foi realizado também o corte da peça em análise com o intuito de observar as tensões de von Mises desenvolvidas nos pontos abordados pelo método analítico, Fig.18.

Figura 16 – Malha após estudo de convergência

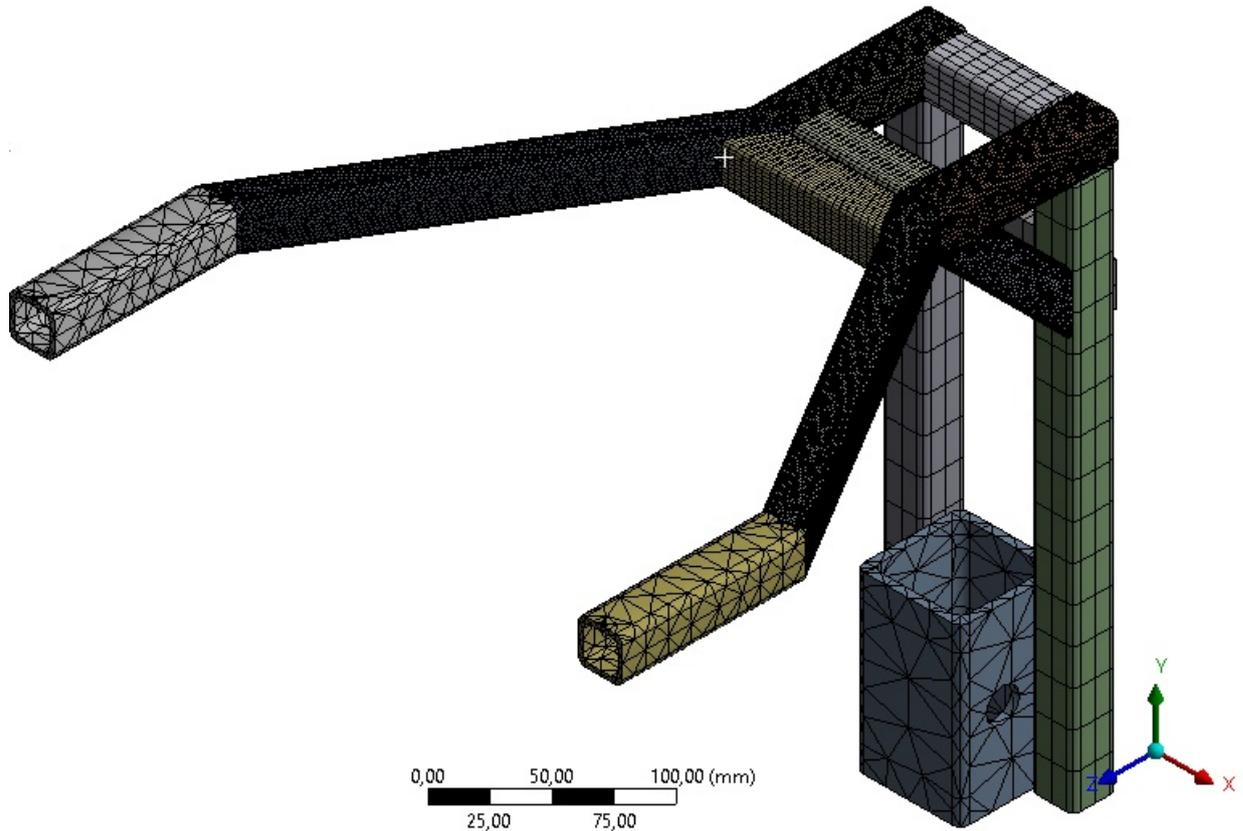


Figura 17 – Tensão equivalente de von Mises

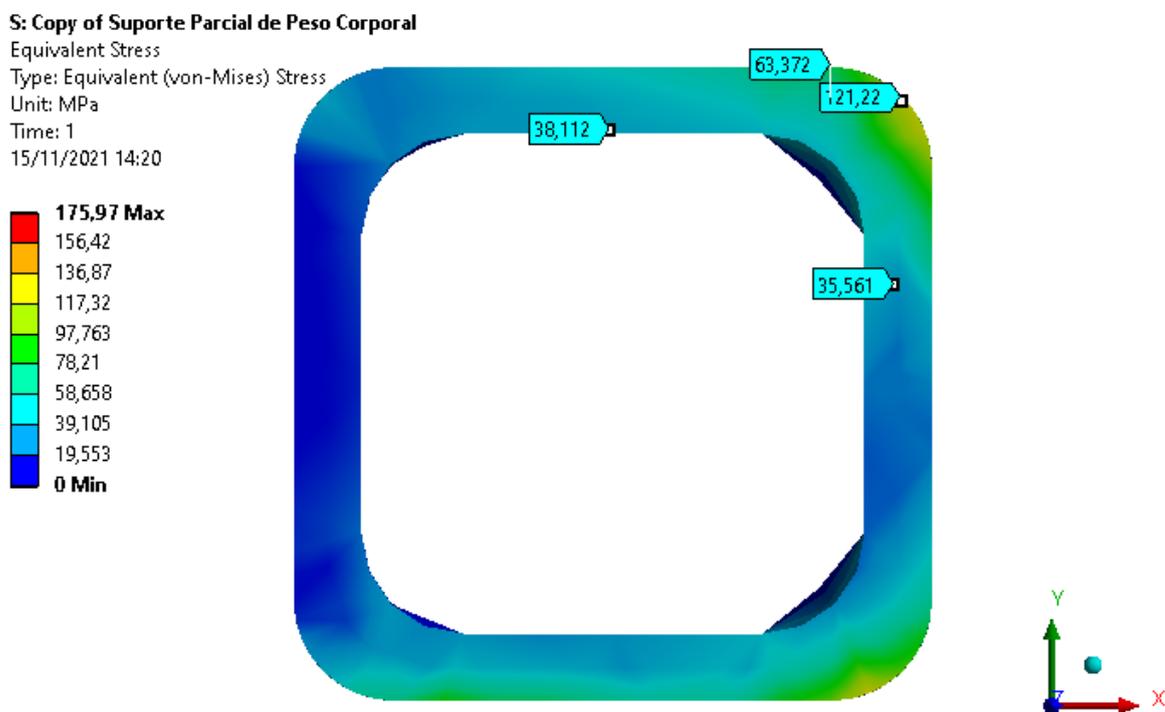
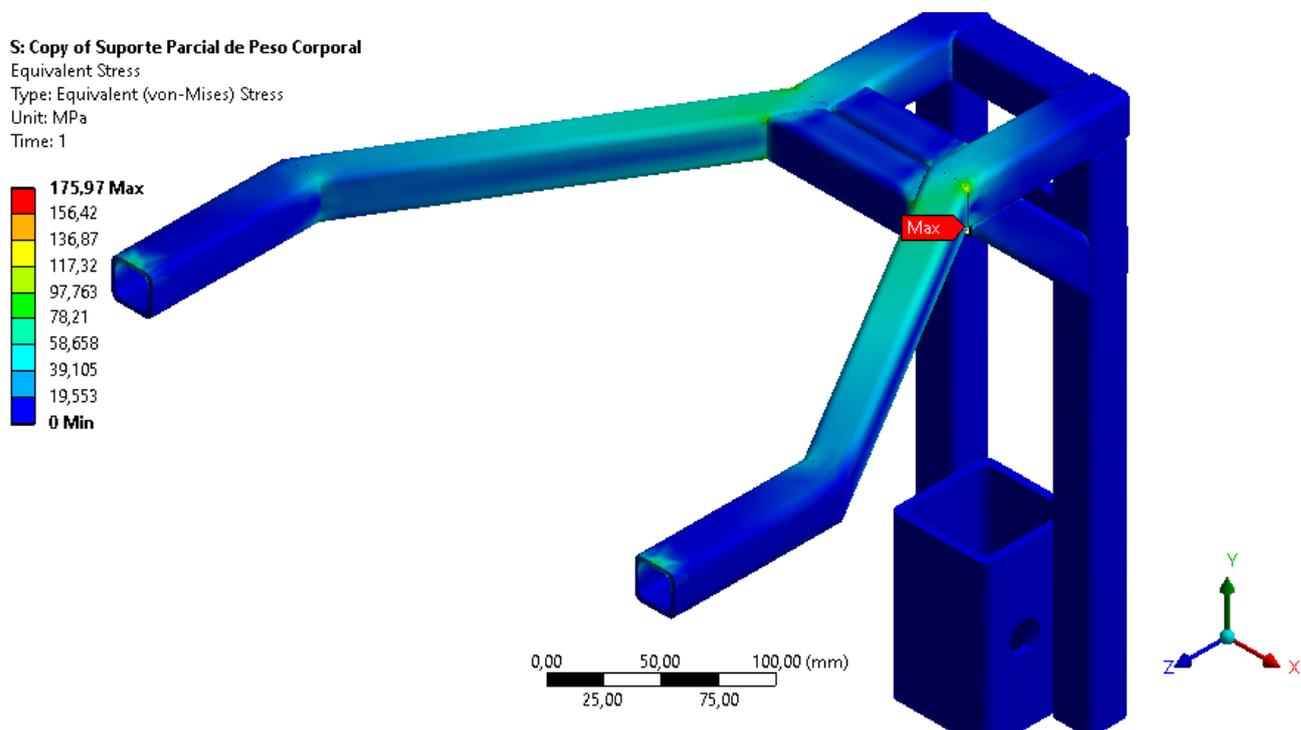


Figura 18 – Local da maior tensão equivalente de von-Mises

2.3 Análise estrutural analítica X Análise estrutural por elementos finitos

Ao comparar os dados obtidos referentes às tensões máximas de von Mises (σ') através dos métodos de análises realizados anteriormente, é possível observar que há uma

diferença entre eles, Tab 8, e ao realizar o cálculo do desvio percentual (Eq. 32) entre os resultados obtidos pelos dois métodos de análise, é possível obter os dados dispostos na Tab. 9.

Tabela 8 – Tensões máximas de von-Mises

| | σ' (MPa) | | | |
|------------------|-----------------|--------|--------|--------|
| | B | B' | B'' | B''' |
| Método Analítico | 142,18 | 138,47 | 135,35 | 90,94 |
| Método Numérico | 121,22 | 63,37 | 38,12 | 35,61 |

$$desvio\% = \frac{|\sigma'_{ana} - \sigma'_{num}|}{\sigma'_{num}} \times 100 \quad (32)$$

Tabela 9 – Tensões máximas de von-Mises

| | B | B' | B'' | B''' |
|------------|-------|--------|--------|--------|
| desvio (%) | 17,30 | 118,51 | 255,06 | 155,37 |

Tal diferença se dá pois o método analítico aplicado possui uma metodologia simplificada, que forneceu uma resposta direta e rápida através do uso global das equações matemáticas representadas anteriormente. Já, o método numérico empregado baseou-se no protótipo do suporte parcial de peso e utilizou o método dos elementos finitos (MEF) para fazer uma análise mais detalhada do objeto do estudo, e assim foi capaz de representar valores de tensões que mais se aproximariam da realidade.

Através da Eq. 13 faz-se possível determinar os fatores de segurança associados aos dois métodos de análise do projeto, Tab. 10.

Tabela 10 – Fator de segurança associado ao métodos de análise

| | Fator de segurança (FS) | | | |
|------------------|-------------------------|------|-------|--------|
| | B | B' | B'' | B''' |
| Método Analítico | 1,76 | 1,81 | 1,85 | 2,75 |
| Método Numérico | 2,06 | 3,95 | 6,56 | 7,02 |

2.4 Análise de custo do suporte parcial de peso

A cotação de toda a estrutura constituída em aço carbono ASTM-A36 foi realizada pela Metalurgica Dourados LTDA. e gira em torno de R\$ 1500,00. Os outros componentes que também fazem parte do suporte parcial de peso foram cotados em lojas online especializadas em ferramentas diversas, suas quantidades e respectivos valores podem ser observados na Tab. 11.

Dessa forma, o suporte parcial de peso corporal apresentado possui um custo de aproximadamente R\$ 1570,00.

Tabela 11 – Cotação dos componentes

| Descrição | Qtd. | Valor (R\$) |
|---------------------------------|------|--------------|
| Grampo R | 2 | 15,8 |
| DIN 933 M12X1,75 | 4 | 34,76 |
| DIN 985 M12 | 4 | 10,56 |
| Arruela DIN 125 | 8 | 2,8 |
| Manípulo M10 | 2 | 4,34 |
| Tampa plástica 20x20 | 4 | 0,81 |
| Tampa plástica 20 \varnothing | 2 | 0,42 |
| TOTAL | | 69,49 |

3 Conclusão

Comparando as máximas tensões equivalentes de von Mises obtidas no estudo analítico e no estudo de convergência de malha, para os quatro diferentes pontos de análise, com o limite de escoamento do aço carbono ASTM-A36 (250 MPa), é possível constatar que o SPPC projetado não irá atingir a tensão de escoamento do material.

O fator de segurança é um item extremamente importante para projetos de engenharia. A utilização de um fator de segurança condizente com o tipo de uso e material utilizado, garante ao projeto um grau maior de segurabilidade e confiabilidade. Ao analisar a Tab. 10 é possível observar que os fatores de segurança associados as análises estruturais analítica e por elementos finitos encontram-se todos acima de 1,76. Comparando tais dados com a premissa definida na Eq. 14, faz-se possível constatar que o projeto apresentado verifica-se dentro do critério de projeto requerido pelo fator de segurança de suspensão total do peso de uma criança com paralisia cerebral classificada como GMFCS I e com percentil de 95%.

A partir da análise de custo do suporte constituído por aço carbono ASTM-A36, fica evidente que seu custo pode ser classificado como mais acessível quando comparado aos valores dos SSPC's atualmente comercializados.

Dessa forma, o trabalho desenvolvido pela autora é capaz de fornecer um projeto estrutural inicial de um suporte parcial de peso corporal que visa cumprir com os requisitos estruturais básicos, buscando a projeto de uma estrutura segura e monetariamente mais acessível.

A realização de trabalhos futuros apresenta-se como uma alternativa bastante atrativa. A construção do SPPC acompanhado por uma análise de fadiga da estrutura e por testes amostrais, com crianças com paralisia cerebral de GMFCS I, conduzidos por fisioterapeutas, seria uma forma confiável de testar a eficácia do suporte no treino de marcha de crianças com PC.

Referências

- ASTM. Standard specification for carbon structural steel. *Designation: A36/A36M 19*, p. 1–3, 2019. Citado na página 10.
- BEZERRA, J. A. P. *Projeto e fabricação de um suporte parcial de peso de baixo custo com protótipo de um instrumento para medição de massa*. 2018. Monografia (Bacharel em Engenharia Mecânica), UFRN (Universidade Federal do Rio Grande do Norte), Natal, Brazil. Citado 2 vezes nas páginas 8 e 9.
- BHARUCHA, F. M. Computational Analysis of I.T. Rack Under Vibration Load . *Faculty of the Graduate School of The University of Texas*, 2015. Citado na página 10.
- BROOKS, J. et al. Low weight, morbidity, and mortality in children with cerebral palsy: New clinical growth charts. *Pediatrics*, American Academy of Pediatrics, v. 128, n. 2, p. e299–e307, 2011. ISSN 0031-4005. Disponível em: <<https://pediatrics.aappublications.org/content/128/2/e299>>. Citado na página 9.
- BUDYNAS, R.; NISBETT, J. K. *Elementos de máquinas de Shigley*. 8. ed.. ed. Porto Alegre: AMGH, 2011. Citado na página 12.
- CELESTINO, M. et al. Influence of body weight unloading and support surface during walking of children with cerebral palsy. *Fisioterapia em Movimento*, v. 27, p. 591–599, 12 2014. Citado na página 8.
- CHERNG, R.-J. et al. Effect of treadmill training with body weight support on gait and gross motor function in children with spastic cerebral palsy. *American Journal of Physical Medicine Rehabilitation*, v. 27, p. 548–555, 07 2007. Citado na página 8.
- CHONG, W. et al. *Desenvolvimento de um sistema de suporte de peso corporal para reabilitação físico-funcional*. 2009. 55–64 p. [Online; accessed 29. Oct. 2020]. Disponível em: <<http://citrus.uspnet.usp.br/biomecan/ojs/index.php/rbb/article/viewArticle/24>>. Citado 2 vezes nas páginas 8 e 10.
- DIAS, A. C. B. et al. Desempenho funcional de crianças com paralisia cerebral participantes de tratamento multidisciplinar. *Fisioterapia e Pesquisa*, scielo, v. 17, p. 225 – 229, 09 2010. ISSN 1809-2950. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1809-29502010000300007&nrm=iso>. Citado na página 7.
- DODD, K. J.; FOLEY, S. Partial body-weight-supported treadmill training can improve walking in children with cerebral palsy: a clinical controlled trial. *Developmental Medicine & Child Neurology*, v. 49, n. 2, p. 101–105, 2007. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1469-8749.2007.00101.x>>. Citado na página 7.
- HIBBELER, R. C. *Resistência dos materiais*. 7. ed.. ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall,, 2010. Citado 2 vezes nas páginas 14 e 15.
- IBGE. *Pesquisa Nacional da Saúde 2013 - Ciclos de Vida : Brasil e Grandes Regiões*. 3. ed. Rio de Janeiro: Centro de Documentação e Disseminação de Informações.

- Fundação Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, 2015. Disponível em: <<https://biblioteca.ibge.gov.br/visualizacao/livros/liv94522.pdf>>. Acesso em: 10 out 2020. Citado na página 7.
- LITEGAIT. *Sistema de reabilitação do equilíbrio Walkable 75*. Citado na página 8.
- MATSUNO, V. et al. Análise do uso de suporte parcial de peso corporal em esteira e em piso fixo durante o andar de crianças com paralisia cerebral. *Revista Brasileira de Fisioterapia São Carlos*, v. 14, n. 5, p. 404–410, 2010. Citado na página 7.
- MATTERN-BAXTER, K. Effects of partial body weight supported treadmill training on children with cerebral palsy. *Pediatric physical therapy : the official publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, v. 21, p. 12–22, 02 2009. Citado na página 7.
- MUTLU, A.; KROSSCHELL, K.; SPIRA, D. G. Treadmill training with partial body-weight support in children with cerebral palsy: a systematic review. *Developmental Medicine & Child Neurology*, v. 51, n. 4, p. 268–275, 2009. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1469-8749.2008.03221.x>>. Citado na página 7.
- NORTON, R. L. *Projeto de máquinas: uma abordagem integrada*. 4. ed.. ed. Porto Alegre: Bookman, 2013. Citado 2 vezes nas páginas 12 e 14.
- O'SHEA, T. M. Diagnosis, treatment, and prevention of cerebral palsy. *Clinical Obstetrics and Gynecology*, v. 51, n. 4, p. 816–828, 2008. Citado na página 7.
- PEREIRA, H. Paralisia cerebral. *Residência Pediátrica*, Residência Pediátrica, v. 8, n. 0, p. 49–55, 2018. ISSN 2236-6814. Citado na página 7.
- PERES, L. W. et al. Estratégias lúdicas na reabilitação motora de crianças com paralisia cerebral: revisão integrativa. 1., v. 20, Nov 2018. ISSN 1518-1944. Citado na página 7.
- SPORTS, H. G. *Crianças Treino De Marcha Elétrica Equipamentos De Reabilitação - Buy Treino De Marcha, Equipamentos De Reabilitação, As Crianças De Reabilitação Product on Alibaba.com*. 2020. [Online; accessed 10. Sep. 2020]. Disponível em: <<https://portuguese.alibaba.com/product-detail/electric-children-gait-training-rehabilitation-equipment-60733208519.html>>. Citado na página 9.
- VALENTÍN-GUDIOL M, M. K. G. M. B. C. H. M.; ANGULO-BARROSO, R. Treadmill interventions in children under six years of age at risk of neuromotor delay. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, n. 7, 2017. Disponível em: <<https://doi.org/10.1002/14651858.CD009242.pub3>>. Citado na página 7.