

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE MECÂNICA  
CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA

DAYRA LIZ MILLEO COSTA KWITKO  
MICHEL FILIPE DOS SANTOS PEDROZO

**DESENVOLVIMENTO DE EXOESQUELETO PASSIVO DE  
SUSTENTAÇÃO PARA SOLUÇÃO ERGONÔMICA**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

CURITIBA

2018

DAYRA LIZ MILLEO COSTA KWITKO  
MICHEL FILIPE DOS SANTOS PEDROZO

## **DESENVOLVIMENTO DE EXOESQUELETO PASSIVO DE SUSTENTAÇÃO PARA SOLUÇÃO ERGONÔMICA**

Monografia do Projeto de Pesquisa apresentada à disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso – Tcc2 do curso de Engenharia Mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, como requisito parcial para aprovação na disciplina.

Orientador: Prof. Dr. João Antonio Palma Setti  
Coorientador: Prof. Dr. Ivan Moura Belo

CURITIBA

2018

## TERMO DE APROVAÇÃO

Por meio deste termo, aprovamos a monografia do Projeto de Pesquisa "DESENVOLVIMENTO DE EXOESQUELETO PASSIVO DE SUSTENTAÇÃO PARA SOLUÇÃO ERGONÔMICA", realizado pelos alunos Dayra Liz Milleo Costa Kwitko e Michel Filipe dos Santos Pedrozo, como requisito para aprovação na disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso 2, do curso de Engenharia Mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Prof. Dr. João Antônio Palma Setti  
Departamento Acadêmico de Mecânica, UTFPR  
Orientador

Prof. Dr. Ivan Moura Belo  
Departamento Acadêmico de Mecânica, UTFPR  
Coorientador

Prof. Me. Sidney Carlos Gasoto  
Departamento Acadêmico de Mecânica, UTFPR  
Avaliador

Prof. Dr. Luiz Carlos de Abreu Rodrigues  
Departamento Acadêmico de Mecânica, UTFPR Avaliador

Curitiba, 29 de Junho de 2018.

## RESUMO

KWITKO, Dayra Liz M. Costa (aluna), PEDROZO, Michel F. dos Santos (aluno). Desenvolvimento de exoesqueleto passivo de sustentação para solução ergonômica. 47 f. Monografia (Bacharelado em Engenharia Mecânica) – Departamento Acadêmico de Mecânica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2018.

Os trabalhadores das indústrias costumam permanecer em pé por várias horas seguidas, muitas vezes em uma posição ergonômica desfavorável. Essa situação pode acarretar dores, lesões e nos casos mais graves a aposentadoria por invalidez. Para amenizar esta situação, baseado no estudo da ergonomia e da mecânica estrutural, foi desenvolvido um exoesqueleto passivo de sustentação para membros inferiores, servindo de suporte para o funcionário durante o horário do expediente, corrigindo também sua postura. Por ser uma solução recente, ainda não existem muitas referências bibliográficas sobre exoesqueletos passivos. O projeto foi executado e, através de testes com um usuário, foi detectado a sua funcionalidade. Apesar do objetivo ter sido atingido, serão necessárias algumas melhorias mecânicas e principalmente ergonômicas no protótipo. O requisito de baixo custo do equipamento foi atingido.

**Palavras-chave:** Exoesqueleto, Ergonomia, DORT.

## ABSTRACT

KWITKO, Dayra Liz M. Costa (aluna), PEDROZO, Michel F. dos Santos (aluno). Desenvolvimento de exoesqueleto passivo de sustentação para solução ergonômica. 47 f. Monografia (Bacharelado em Engenharia Mecânica) – Departamento Acadêmico de Mecânica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2018.

Industry workers use to stand for several hours at a time, often in an unfavorable ergonomic position. This situation can cause pain, injury and in the most serious cases the retirement by disability. To alleviate this situation, based on the study of ergonomics and structural mechanics, a support passive exoskeleton will be developed to support the lower limbs, serving as support for the employee during working hours, also correcting his posture. As it is a recent solution, there are still not many bibliographical references on passive exoskeletons. The project was executed and, through testing with a user, its functionality was detected. Although the objective has been achieved, some mechanical and mainly ergonomic improvements will be necessary in the prototype. The low cost requirement of the equipment has been reached.

**Keywords:** Exoskeleton, Ergonomics, WMSD.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Bernardino Ramazzini, o pai da Medicina Ocupacional .....	11
Figura 2 - Prevalência de DORT na população brasileira .....	12
Figura 3 - Casos de LER/DORT na indústria .....	12
Figura 4 - Relação entre o nível de contração muscular x tempo suportável ...	15
Figura 5 - Tempo médio de aparecimento de dor no pescoço x inclinação da cabeça para a frente .....	18
Figura 6 - Exoesqueleto de tornozelo .....	19
Figura 7 - Exoesqueleto Indego .....	20
Figura 8 - Exoesqueleto sem apoios adicionais .....	20
Figura 9 - Exoesqueleto do brasileiro Miguel Nicoletis .....	21
Figura 10 - Chairless Chair® .....	21
Figura 11 - Pistão a gás Soline .....	23
Figura 12 - Segunda versão do protótipo .....	24
Figura 13 - Peça com preenchimento deficitário sendo produzida na impressora 3D .....	25
Figura 14 - Versão do final do protótipo em pé .....	26
Figura 15 - Versão final do protótipo sentado.....	27
Figura 16 - Articulações da panturrilha .....	27
Figura 17 - Articulação do joelho .....	28
Figura 18 - Articulações do pé .....	28
Figura 19 - Deformação Elástica .....	29
Figura 20 - Deslocamento Estático .....	29
Figura 21 - Análise Estática.....	30
Figura 22 - Articulações coladas e chapas fixadas .....	32
Figura 23 - Encaixe finalizado .....	33
Figura 24 - Detalhes do encaixe .....	34
Figura 25 - Seleção da placa de fixação do pistão .....	35
Figura 26 - Pistões acoplados ao exoesqueleto .....	35
Figura 27 - Pistões de 100N com exoesqueleto em uso .....	36
Figura 28 - Pistões de 140N com o exoesqueleto em uso .....	37

Figura 29 - Colete de segurança .....	37
Figura 30 - Colete e cintas de segurança .....	38
Figura 31 - Vista frontal .....	41
Figura 32 - Vista lateral .....	41
Figura 33 - Vista posterior .....	42

# SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>9</b>
1.1	Contexto do Tema	9
1.2	Caracterização do Problema	10
1.3	Objetivos	10
1.4	Justificativa	10
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b>	<b>11</b>
2.1	DORTs	11
2.2	Ergonomia	13
2.2.1	Histórico da Ergonomia	13
2.2.2	Fadiga Muscular	14
2.2.3	Trabalho Estático	15
2.2.4	Consequências do Trabalho Realizado	16
2.2.5	Posturas do Corpo	16
2.2.6	Inclinação do corpo	17
2.3	Exoesqueletos	19
2.4	Pistão a Gás	22
<b>3</b>	<b>PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS</b>	<b>24</b>
3.1	Projeto	24
3.2	Análise de Tensões	29
3.3	Materiais	30
3.4	Montagem	31
3.4.1	Processo de Corte	31
3.4.2	Colagem	31
3.4.3	Fixação das Chapas de Aço	31
3.4.4	Processo de Pintura	32
3.4.5	Processo de Encaixe	32
3.4.6	Fixação dos Pistões	34
3.4.7	Colete de Segurança	37
<b>4</b>	<b>Resultados</b>	<b>39</b>
4.1	Análises de Tensões	39
4.2	Fabricação	39
4.3	Tubo de PVC	40
4.4	Elementos de Fixação	40
4.5	Pistões a Gás	40
4.6	Protótipo Finalizado	40
4.7	Experiência do Usuário	42
4.8	Custos de Projeto	43
<b>5</b>	<b>Conclusões</b>	<b>46</b>
<b>6</b>	<b>Referências</b>	<b>47</b>



# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 Contexto do Tema

Um dos problemas de saúde que os trabalhadores enfrentam atualmente são os Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho, conhecidos como DORTs. Essas doenças estão associadas à ergonomia inapropriada durante os procedimentos do trabalho, resultando em problemas relacionados ao ambiente de trabalho, mobília inadequada e fatores relacionados ao trabalhador, como postura errada e utilização de instrumentos de forma não ergonômica. Nesse contexto, pode-se destacar os funcionários das indústrias que precisam ficar por horas de pé, acarretando dores, lesões e nos casos mais graves a aposentadoria por invalidez.

O objetivo deste estudo é melhorar a qualidade de vida e saúde dessas pessoas desenvolvendo um exoesqueleto passivo de sustentação. O exoesqueleto é um equipamento mecânico de essência antropomórfica que imita características do movimento humano, sendo utilizado por volta do corpo, auxiliando o movimento, aumentando o desempenho do usuário e corrigindo o posicionamento incorreto de um membro (HERR, 2009).

No âmbito da Engenharia Mecânica, o exoesqueleto abrange as áreas estrutural e de fabricação, criando o projeto em um *software* de modelagem para utilizar manufatura aditiva, avaliar as tensões suportadas pelo equipamento e a redução das tensões no corpo humano.

Além de ser mencionados em patentes e ficção científica, as pesquisas sobre exoesqueletos humanos motorizados começaram no final da década de 1960, quase que em paralelo entre diversos grupos de pesquisa nos Estados Unidos e na antiga Iugoslávia. Entretanto, o primeiro foi focado principalmente no desenvolvimento de tecnologias para aumentar as habilidades dos seres humanos, muitas vezes para fins militares, enquanto o último estava empenhado

em desenvolver um auxílio tecnológico para pessoas com deficiência física (DOLLAR e HERR, 2008).

## **1.2 Caracterização do Problema**

Para reduzir a quantidade de casos de DORTs, a melhoria na ergonomia dos trabalhadores durante a jornada de trabalho é indispensável. Conciliando os conhecimentos ergonômicos e antropomórficos com a tecnologia, o desenvolvimento de novos meios para prevenir estas doenças se torna mais viáveis.

Utilizando os dados do Brasil, 18,5% da população sofrem de problemas crônicos de coluna, mas apenas 3,3% dos adultos (3,5 milhões de pessoas) receberam o diagnóstico de DORT, por falta de avaliações médicas específicas; portanto, a quantidade de pessoas afetadas pode ser muito maior (OLIVEIRA, ANDRADE, *et al.*, 2015).

## **1.3 Objetivos**

Para este problema, uma solução ergonômica seria o projeto de um exoesqueleto passivo de sustentação, pois este equipamento permite ao usuário permanecer em posições ergonomicamente corretas, reduzindo as tensões em regiões do corpo onde ocorrem lesões.

O exoesqueleto foi projetado em um programa computacional de modelagem e foram realizadas análises de tensões, seguido da fabricação através de impressão 3D.

## **1.4 Justificativa**

Este é um tema de grande relevância, uma vez que a quantidade de brasileiros afetados pelos distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho, são demasiadamente preocupantes (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2012). Atingem não só a qualidade de vida dos trabalhadores, como acarretam lesões significativas, resultando aposentadorias precoces, especialmente por invalidez. Não se pode desconsiderar também, nessa perspectiva, as frequentes ações trabalhistas que sobrecarregam financeiramente as empresas.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1 DORTs

Os distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho, popularmente conhecidos como DORTs, não são problemas recentes. De acordo com Franco (2001), o italiano Bernardino Ramazzini, mostrado na figura 1, considerado o pai da Medicina Ocupacional, visitou diversos locais de trabalho, observou as atividades dos funcionários e conversou com eles sobre as doenças que possuíam. Em 1700, essas pesquisas foram relatadas em seu livro *De Morbis Artificum Diatriba*.



**Figura 1 - Bernardino Ramazzini, o pai da Medicina Ocupacional**

**Fonte: DEC – UFCG, 2015.**

No Brasil, essas doenças eram pouco conhecidas até os anos 1980, quando a tenossinovite do digitador foi reconhecida como doença ocupacional. “Em 1991, adotou-se a denominação LER em procedimentos internos à instituição para a avaliação de incapacidade física. Em 1998, por meio da Norma Técnica do Instituto Nacional de Seguridade Social (INSS), aprovada pela Ordem de Serviço INSS/DSS Nº 606, de 5 de agosto de 1998, formalizou-se o uso de Dort para designar os referidos distúrbios” (ASSUNÇÃO e ABREU, 2017).

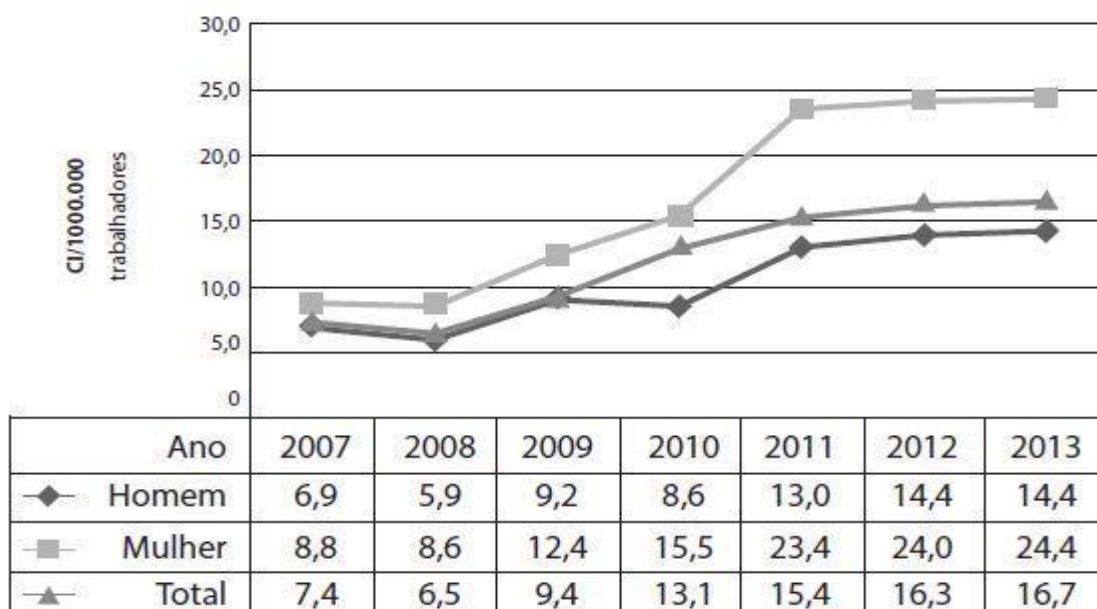
Ainda segundo o levantamento feito em 2016, 2,5% da população brasileira apresenta casos de Dort, sendo avaliados por estado, conforme figura 2, variando de 0,2% no estado do Acre a 4,2% no estado de Santa Catarina.



**Figura 2 - Prevalência de DORT na população brasileira**

**Fonte: Assunção e Abreu, 2017.**

Ao avaliar apenas os funcionários de indústrias, os dados se tornam ainda mais expressivos, demonstrando considerável crescimento nos levantamentos feitos de 2007 até 2013, conforme figura 3.



**Figura 3 - Casos de LER/DORT na indústria**

**Fonte: Viegas e Almeida, 2016.**

“No Brasil, o aumento na incidência de LER/DORT pode ser observado nas estatísticas do INSS de concessão de benefícios por doenças profissionais. Segundo os dados disponíveis, respondem por mais de 80% dos diagnósticos que resultaram em concessão de auxílio-acidente e aposentadoria por invalidez pela Previdência Social em 1998. O mesmo fenômeno pode ser observado na casuística atendida nos CRST na rede pública de serviços de saúde” (MINISTÉRIO DA SAÚDE DO BRASIL; ORGANIZAÇÃO PAN-AMERICANA DA SAÚDE NO BRASIL, 2001).

## **2.2 Ergonomia**

A ergonomia possui um papel fundamental no desempenho dos funcionários no ambiente de trabalho abrangendo todas as situações que envolvem o ser humano e uma atividade produtiva de bens ou serviços.

“É a disciplina científica que estuda as interações entre seres humanos e outros elementos do sistema de trabalho, aplicando os princípios teóricos, dados e métodos, a fim de realizar projetos para otimizar o bemestar humano e desempenho geral desse sistema” (ABERGO, 2015).

Seus objetivos são a redução de erros, acidentes, fadiga e estresse, melhorando assim a segurança e satisfação dos empregados durante a jornada de trabalho.

O foco do estudo é o da ergonomia física que engloba a antropometria, fisiologia e biomecânica em relação a atividade física. O enfoque dessa área é a postura no trabalho, manuseio de materiais, movimentos repetitivos e os distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho.

### **2.2.1 Histórico da Ergonomia**

Segundo (IIDA e BUARQUE, 2016), foi durante a revolução industrial no século XVIII que surgiram as primeiras fábricas que eram sujas, mal iluminadas, ruidosas e perigosas. Além de possuir jornadas de trabalho de 16 horas por dia e aplicação de castigos corporais tornando mais evidente a necessidade da

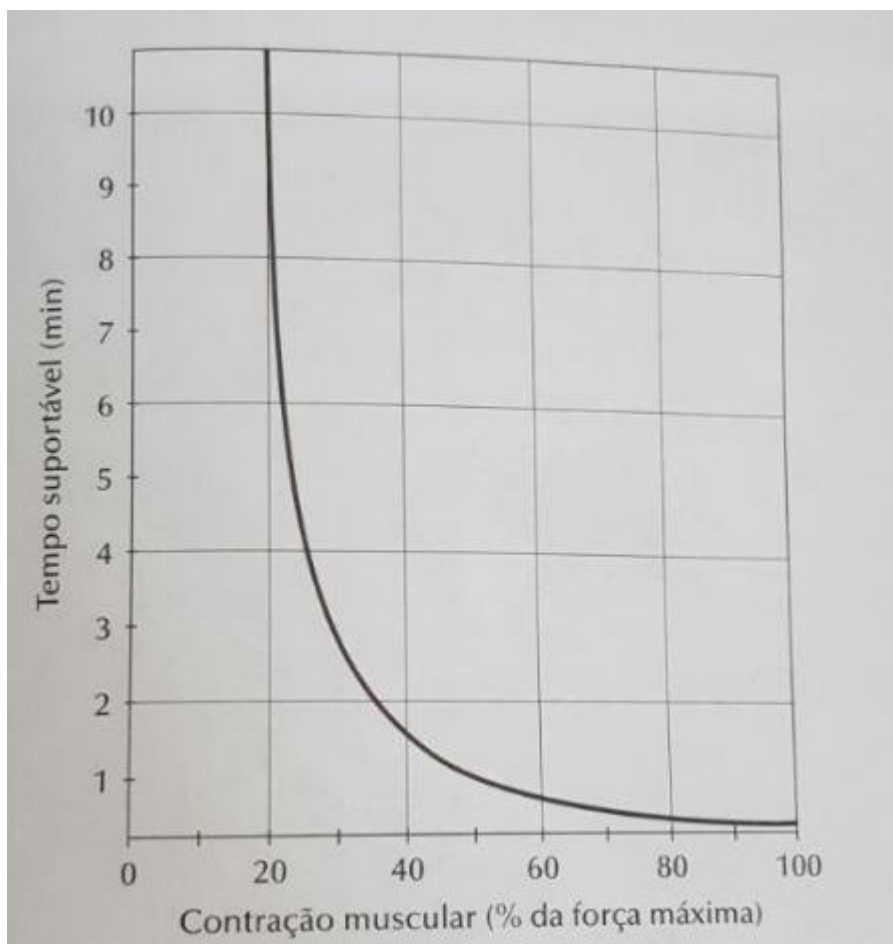
criação de um estudo que se voltasse para a segurança e bem-estar durante o trabalho. Na Primeira Guerra Mundial (1914-1917) surgiu a Comissão de Saúde dos Trabalhadores na Indústria de Munições que uniu psicólogos e fisiologistas com o intuito de aumentar a produção de armamentos. No fim da guerra esta comissão foi transformada no Instituto de Pesquisa da Fadiga Industrial, para a realização de pesquisas não bélicas. Quando iniciou a Segunda Guerra Mundial (1939-1945) os conhecimentos continuaram a ser desenvolvidos para a construção de instrumentos bélicos mais complexos, como submarinos, aeronaves e tanques. Com a adaptação para melhor desempenho do operador, foi reduzida a fadiga e os acidentes que aconteciam com alta frequência. Logo após a Segunda Guerra Mundial, em 1949, um grupo de cientistas e pesquisadores formalizaram a ergonomia como uma nova área de estudo e foi fundado a *Ergonomics Research Society* (ERS) que em 2009 teve o nome alterado para *Institute of Ergonomics & Human Factors* (IEHF).

Nas indústrias a aplicação sistemática da ergonomia é feita identificando onde ocorrem os problemas ergonômicos que podem ser reconhecidos através de sintomas como acidentes, doenças, absenteísmo e alto índice de erros (IIDA e BUARQUE, 2016).

Assim, o interesse é a ergonomia de correção em ambientes industriais, onde o problema já é existente pelos movimentos repetitivos realizados, afetando a postura e causando excesso de tensão no corpo do trabalhador.

### **2.2.2 Fadiga Muscular**

A fadiga muscular tem como consequência a redução de força. Ocorre a deficiência de irrigação do sangue do músculo, demonstrando que o oxigênio não está chegando em quantidade suficiente. Com isso ocorre a acumulação de ácido láctico, potássio, calor, dióxido de carbono e água gerado pelo metabolismo (IIDA e BUARQUE, 2016). Quanto mais forte for a contração muscular, menor a irrigação sanguínea, como consequência reduzindo o tempo que ela pode ser mantida como mostrado na figura 4.



**Figura 4 - Relação entre o nível de contração muscular x tempo suportável**

**Fonte: Kroemer, 1999.**

### **2.2.3 Trabalho Estático**

Neste tipo de trabalho é exigida a contração contínua de determinados músculos com o objetivo de manter em alguma posição predeterminada. Com isso, o músculo acaba funcionando em condições desfavoráveis de irrigação sanguínea durante o trabalho, levando a fadiga mais rapidamente. Para exemplificar, ocorre com os músculos dorsais e das pernas para manter a posição de pé ou semi flexionados e músculos dos ombros e do pescoço para manter a cabeça inclinada para a frente. “O trabalho estático com aplicação de 50% da força máxima pode durar no máximo 1 min, enquanto que aplicações

com menos de 20% da força máxima permitem manter as contrações musculares estáticas durante um tempo maior” (IIDA e BUARQUE, 2016).

## 2.2.4 Consequências do Trabalho Realizado

Com a atividade muscular, os músculos, tendões e ossos são demandados junto com funções como a respiração e irrigação de sangue. O músculo é o componente mais fraco do sistema osteomuscular e com isso a falta de harmonia entre a capacidade e o recrutamento muscular pode provocar dores e traumas musculares. As dores musculares são ocasionadas por posturas inadequadas, manuseio de cargas pesada e alongamento excessivo dos músculos devido a determinadas repetições de movimentos. Os traumas musculares são chamados de distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho, como já mencionado, que acontecem quando a exigência do trabalho a ser realizado e capacidades físicas do trabalhador são incompatíveis. Os DORT são o segundo maior motivo dos afastamentos do trabalho por acidentes (IIDA e BUARQUE, 2016). A tabela 1 indica os tipos de lesões com maior quantidade de incidências em 2011.

Tabela 1 - Benefícios por auxílios-doença acidentários concedidos segundo os códigos da CID em 2011

<b>CID</b>	<b>Descrição</b>	<b>Auxíliosdoença Acidentários</b>	<b>Ordem de incidência 2011</b>
M54	Dorsalgia	28.744	2º lugar
M75	Lesões do ombro	17.570	4º lugar
M65	Sinovite e tenossinovite	12.455	7º lugar
M51	Outros transtornos de discos intervertebrais	5.676	14º lugar
M77	Outras entesopatias	4.122	15º lugar
S43	Luxação, entorse e distensão das articulações e dos ligamentos da cintura escapular	3.769	19º lugar
M23	Transtornos internos dos joelhos	3.747	20º lugar

**Fonte: Ministério da Previdência; INSS, 2011.**

## 2.2.5 Posturas do Corpo

A postura é o posicionamento do tronco, cabeça e membros em relação ao espaço e a postura correta é imprescindível para a execução de tarefas sem estresse ou desconforto. Cada tarefa possui uma postura mais adequada. Com



o projeto inadequado de máquinas, assentos, bancadas e postos de trabalho em geral acabam obrigando o funcionário ficar em posturas inadequadas e se forem adotadas por muito tempo, podem gerar fortes dores localizadas nos músculos que foram utilizados para permanecer na posição (IIDA e BUARQUE, 2016). As posturas inadequadas podem acarretar consequências diversas, conforme a tabela 2:

Tabela 2 - Localização das dores no corpo, provocadas por posturas inadequadas

<b>Postura Inadequada</b>	<b>Risco de dores</b>
Em pé	Pés e pernas (varizes)
Sentado e sem encosto	Músculos extensores do dorso
Assento muito alto	Parte inferior das pernas, joelhos e pés
Assento muito baixo	Dorso e pescoço
Ângulo inadequado assento/encosto	Músculos dorsais
Superfícies de trabalho muito baixos ou muito altas	Coluna vertebral, cintura escapular

Fonte: Iida, 2005.

#### **2.2.5.1 Postura Semissentada**

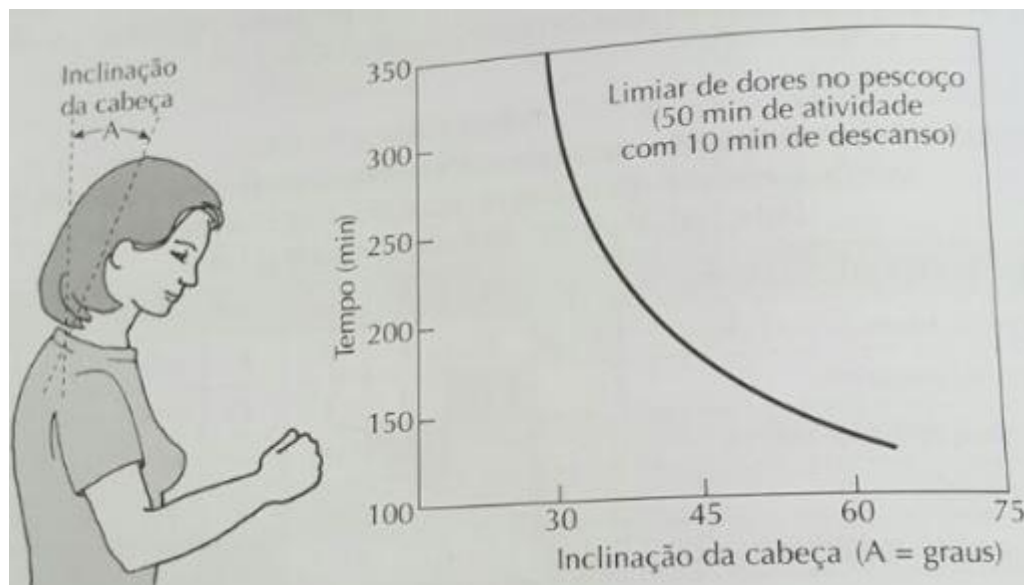
Existem muitas tarefas que exigem alternância entre a postura em pé e a sentada além das que precisam utilizar diferentes angulações entre estas duas. Para este caso, o exoesqueleto de sustentação passiva se adapta em vários ângulos necessários para o usuário além da postura sentada convencional, proporcionando alívio muscular, estabilizando a postura e proporcionando conforto. A sua utilização abrange, por exemplo, máquinas que não podem ser operadas a partir da posição sentada, por exigirem mais movimentos corporais. Podendo, também, ser utilizado especialmente quando são necessárias mudanças rápidas entre a posição sentada e em pé (IIDA e BUARQUE, 2016).

#### **2.2.6 Inclinação do corpo**

##### **2.2.6.1 Inclinação da Cabeça Para Frente**

Este é um importante ponto a ressaltar, pois se trata de uma postura muito fatigante já que é exigida a posição estática e inclinação. Ela recruta músculos do pescoço e do ombro, enquanto a cabeça realiza momento, já que possui um peso de 4 a 5kg. Os trabalhadores normalmente inclinam a cabeça para ter uma visão melhor como em montagens e em inspeção de peças, quando o assento

está muito alto, mesa muito baixa ou o assento está distante do local a ser realizado o trabalho. As dores começam a surgir quando o pescoço é inclinado  $30^\circ$  em relação a sua posição original, assim sendo, é necessária a correção no ajuste da cadeira para que a angulação não ultrapasse  $20^\circ$ , conforme a figura 5 (IIDA e BUARQUE, 2016).



**Figura 5 - Tempo médio de aparecimento de dor no pescoço x inclinação da cabeça para a frente**

**Fonte: Chaffin, 1973.**

#### **2.2.6.2 Inclinação do Dorso**

“Estudos de biomecânica demonstram que o tempo máximo para se manter em certas posturas inadequadas, como o dorso muito inclinado para frente, podem durar, no máximo, de um a cinco minutos, até começarem as dores” (CORLETT e BISHOP, 1976). A postura com o dorso inclinado para frente na posição sentada ocorre com muita frequência na indústria para facilitar a operação ou visualização de algum componente, por exemplo. Assim como na inclinação da cabeça é necessária a adaptação da cadeira utilizada para evitar a fadiga dos músculos que são utilizados. O ângulo de inclinação do dorso deve permanecer entre 16 e 45 graus, intervalo em que a flexão é considerada moderada, maior que 45 graus é considerada flexão severa (GENAIDY, ALSHEDI e KARWOSKI, 1994).

## 2.3 Exoesqueletos

O conceito de exoesqueleto surgiu em 1883 com o início do conceito de assistência de mobilidade (PONS, 2008) e em 1956 iniciaram os estudos sobre órteses ativamente controladas (LETIER, LETIER e PREUMONT, 2012). A primeira geração de exoesqueletos foi desenvolvida pelo Departamento de Defesa dos Estados Unidos em 1960 (ADAFRUIT, 2010) e foi até as primeiras órteses de membros superiores em 1982 (RABISCHONG, 1982). A segunda geração foi marcada pelas primeiras órteses motorizadas em 2000 (RAHMAN, SAMPLE, *et al.*, 2000).

A grande maioria dos exoesqueletos em produção e em pesquisa utilizam sistemas robóticos, tendo como objetivo auxiliar pessoas que possuem reduções ou perda total da mobilidade (PONS, 2008). Os muitos tipos de limitações existentes resultaram em diversos modelos para atender às mais diferentes necessidades presentes na sociedade.

Em 2008, foi realizado um estudo para reduzir o nível de energia metabólico gasto durante uma caminhada, que foi avaliado através do uso de um exoesqueleto motorizado de um tornozelo, conforme figura 6.

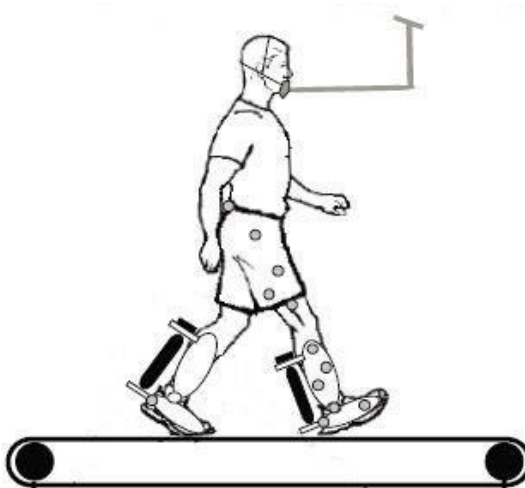


Figura 6 - Exoesqueleto de tornozelo

Fonte: Sawicki e Ferris, 2008.

Para pessoas que necessitam de auxílio apenas nos membros inferiores, existem exoesqueletos motorizados como o Indego, que podem dar suporte na sustentação e na movimentação, mostrado na figura 7.



**Figura 7 - Exoesqueleto Indego**

**Fonte: Bologna e Coelho, 2013.**

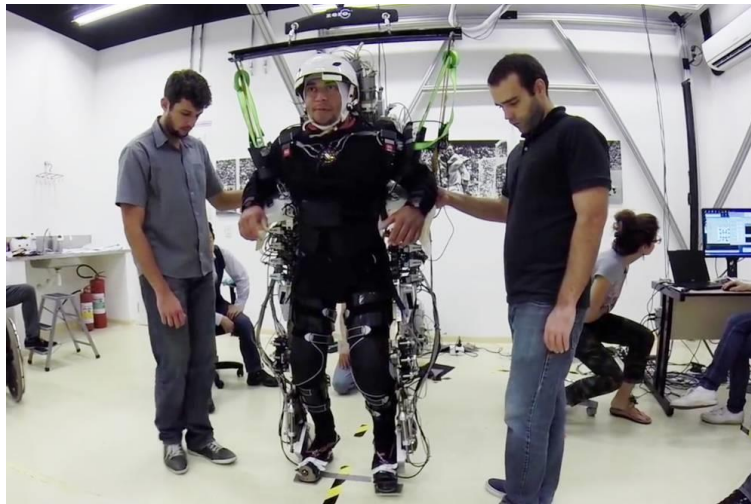
E até exoesqueletos robustos o suficiente para não necessitar de apoios adicionais, como o da empresa Rex Bionics Plc, apresentado na figura 8.



**Figura 8 - Exoesqueleto sem apoios adicionais**

**Fonte: Rex Bionics Plc, 2017.**

Um dos mais recentes foi apresentado na Copa do Mundo de Futebol de 2014, um exoesqueleto ativo brasileiro, conforme mostrado na figura 9, criado com a finalidade de auxiliar pessoas que perderam os movimentos dos membros inferiores a voltar a andar.



**Figura 9 - Exoesqueleto do brasileiro Miguel Nicoletis**

**Fonte: Nice-Matin, 2016.**

O exoesqueleto passivo de sustentação da noonee®, mostrado na figura 10, é o modelo que mais se aproxima do objetivo idealizado neste estudo, se tratando de uma estrutura sem componentes robóticos e apenas auxiliando o usuário a manter sua postura enquanto fornece uma solução para as diferentes alturas possíveis das mesas de trabalho.



**Figura 10 - Chairless Chair®**

**Fonte: Noonee, 2016.**

## 2.4 Pistão a Gás

Os cálculos de tensões do exoesqueleto serão realizados considerando a estrutura de uma cadeira, pois o objetivo principal do produto será a sustentação da pessoa que estiver utilizando. A resistência mínima recomendada para uma cadeira é de 1.100 N, aproximadamente 112 kg (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, 2006).

O principal mecanismo de sustentação do exoesqueleto será um pistão a gás localizado na parte posterior de cada coxa, na parte interna do equipamento. Para realizar o cálculo de tensões do pistão da cadeira, ele será considerado um material dúctil. O pistão suporta apenas tensões de compressão na direção “y”, portanto a tensão  $\sigma$  suportada pelo pistão pode ser calculada através da equação (1):

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (1)$$

Sendo F, a força aplicada no eixo e A, a área em que a força está sendo aplicada, conforme mostra a figura 11:

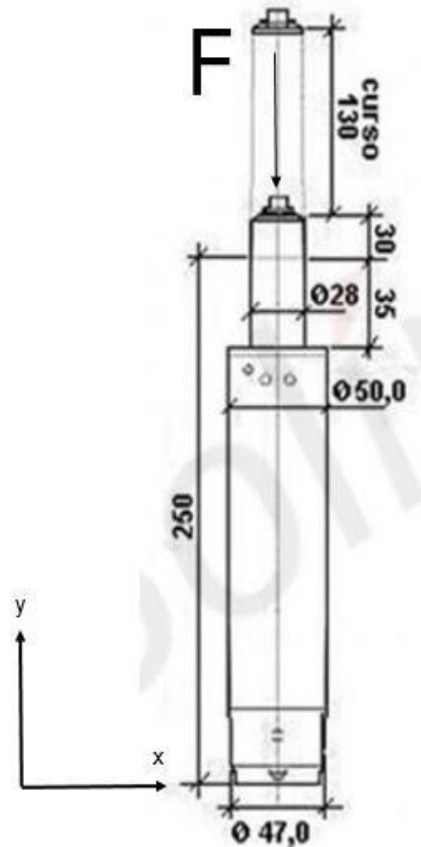


Figura 11 - Pistão a gás Soline

Fonte: Soline, 2016.

Considerando a força aplicada como a mínima exigida pela norma brasileira e calculando a área através da equação (2):

$$A = \frac{\pi \cdot D^2}{4} \quad (2)$$

A área obtida para o pistão utilizado como exemplo calculado usando a equação (2) foi de 0,001735 m<sup>2</sup>. Aplicando a equação (1), o valor de tensão obtido foi de 634.026 Pa.

A tensão suportada por uma cadeira de duas pernas pode ser dividida igualmente entre cada apoio (BARCELOS, FRAISLEBEM e PREATO, 2013) e, considerando a mesma hipótese para o exoesqueleto, pode-se calcular que cada pistão a gás deve suportar pelo menos 550 N. Isolando a área na equação (1) e recalculando com a nova força, o valor obtido é de 0,000867 m<sup>2</sup>, necessitando de um diâmetro mínimo de 33,24 mm.

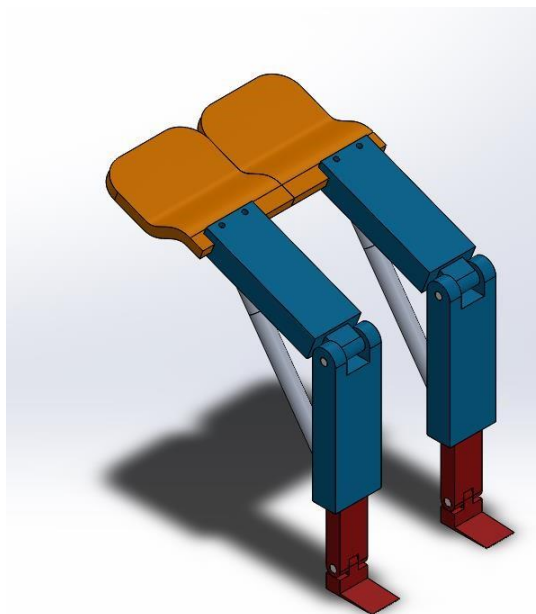
### 3 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

#### 3.1 Projeto

Inicialmente, foi projetado no *software* de modelagem SolidWorks® a primeira versão do protótipo, que deveria ser produzido totalmente através de manufatura aditiva nas impressoras da UTFPR.

Devido às dimensões das partes que compunham o protótipo, essa versão tornou-se inviável, pois algumas partes eram maiores do que os tamanhos suportados pela impressora disponível, a impressora 3DCloner DH Plus presente na figura 13.

Alterando o projeto para que fosse dividido em uma quantidade maior de peças, com todas elas dentro do limite das dimensões da impressora, foi criada a segunda versão do protótipo, figura 12. Ele foi projetado para pessoas com alturas diferentes, pois possuía ajuste de alongamento através da peça adicional localizada no tornozelo.



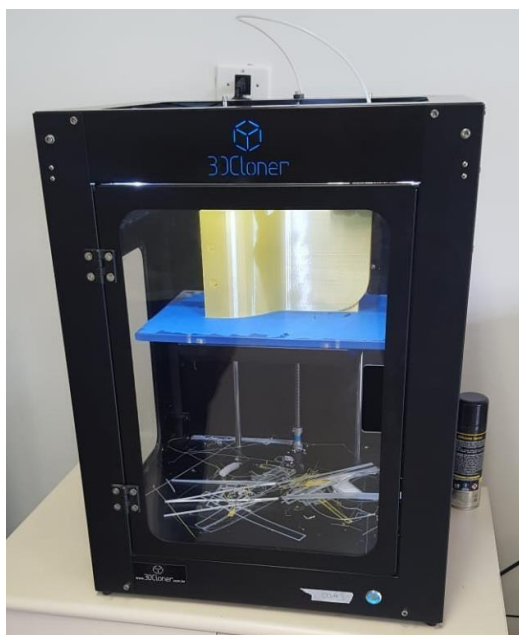
**Figura 12 - Segunda versão do protótipo**

Para verificar se o protótipo seria capaz de suportar as cargas necessárias, foi realizada a análise de tensões no próprio SolidWorks® com carga de 60



quilogramas e o equipamento suportou sem maiores dificuldades, os resultados podem ser vistos na figura 19.

Ao iniciar a impressão, testou-se a possibilidade de reduzir custos e tempo de produção criando peças com apenas 10% de preenchimento do material aditivo. Ao término da impressão, verificou-se que as peças sofriam deformação plástica com extrema facilidade, comprometendo a resistência da estrutura dos componentes.



**Figura 13 - Peça com preenchimento deficitário sendo produzida na impressora 3D**

O *software* utilizado na impressora 3D estimou que, para produzir peças com 30%, um preenchimento aceitável para o uso em questão, necessitaria em média de 40 horas por peça. Durante a impressão, a máquina não pode ser desligada, pois pode resultar em camadas não-uniformes no material, reduzindo a resistência mecânica. Por se tratar de um equipamento da universidade, não foi possível realizar essa impressão, já que não haveria supervisão no processo e a máquina não poderia permanecer ligada por tanto tempo consecutivo.

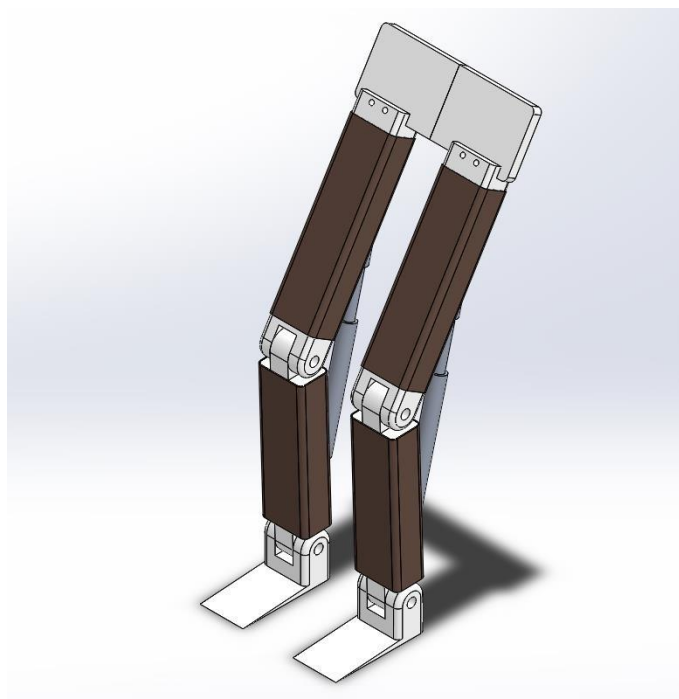
Assim, foi criada a terceira versão do protótipo, figuras 14 e 15, com a utilização de canos de PVC (Policloreto de Vinila) para as partes de maiores dimensões, já que a universidade realiza pesquisas na área da tecnologia assistiva utilizando nos seus projetos esse material.

Devido à limitação de projeto, foi definido que o protótipo atenderia uma pessoa de estatura aproximada de 1,60 m, não sendo mais possível a regulagem de altura. As propriedades mecânicas de interesse do PVC eram similares com as do PLA (Ácido Polilático), material disponível para a impressão 3D. Então foi utilizada a hipótese de projeto de que ambos os materiais atenderiam a exigência de 60 quilogramas de carga aplicada no exoesqueleto como mostrado na tabela 3.

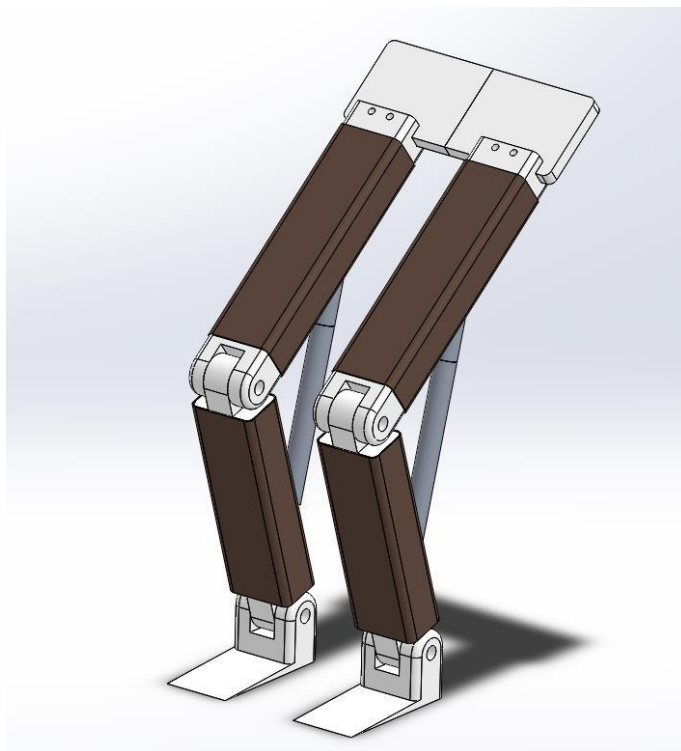
**Tabela 3 - Propriedades mecânicas do PLA e do PVC**

<b>Material</b>	<b>PLA</b>	<b>PVC</b>
Resistência à Tração [MPa]	55,9	48,3
Resistência à Flexão [MPa]	92,4	63,2
Módulo de Elasticidade [MPa]	3018	2758

Fonte: Ficha Técnica PVC industrial SCH. 80 e de Brambilla, 2013.

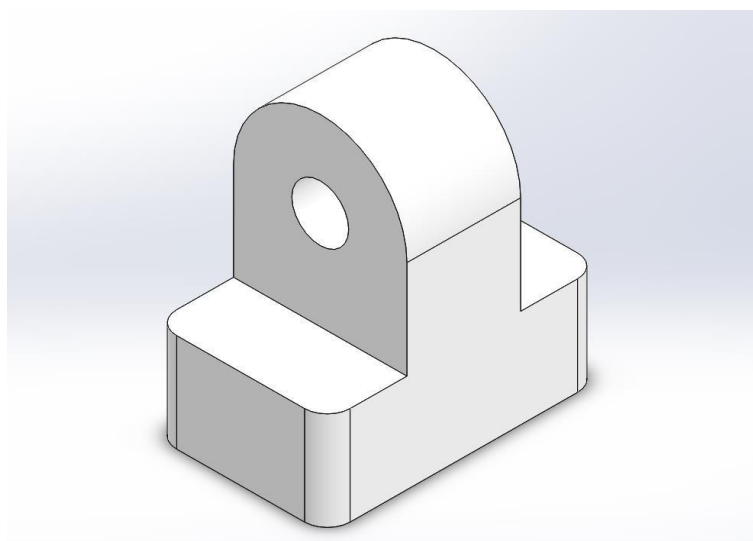


**Figura 14 - Versão do final do protótipo em pé**

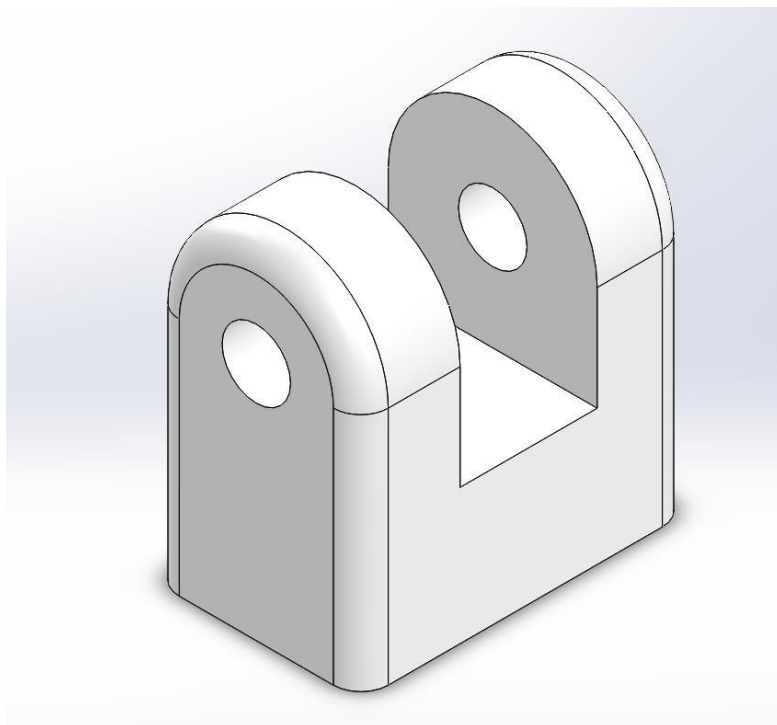


**Figura 15 - Versão final do protótipo sentado**

Assim, o desenho do exoesqueleto foi remodelado sob as novas condições de projeto, mantendo todas as articulações impressas em PLA, figuras 16 e 17, e as partes da coxas e panturrilhas em tubos de PVC. Foi selecionado o tubo de seção retangular, pois a distribuição do peso seria mais ergonomicamente favorável em comparação ao perfil circular. Além disso, analisando sob o ponto de vista mecânico, a distribuição de tensão ocorreria de maneira mais uniforme com o uso do perfil retangular, pois a área de contato seria maior.

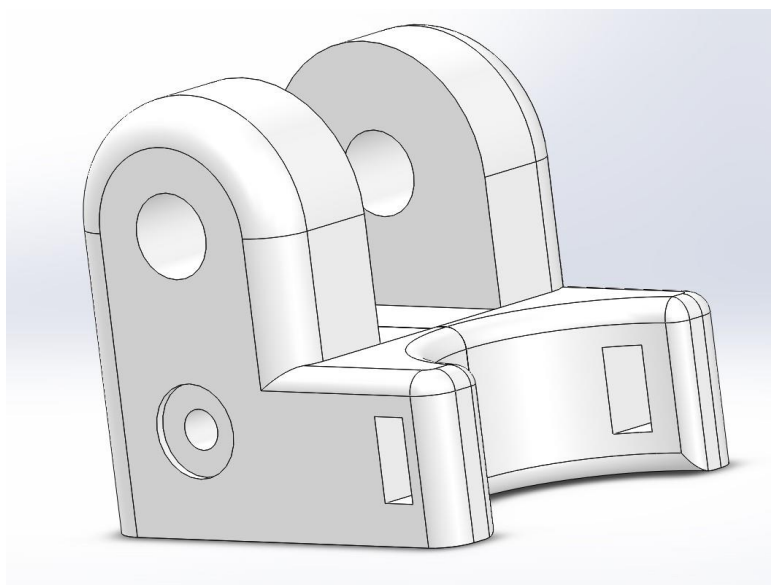


**Figura 16 - Articulações da panturrilha**



**Figura 17 - Articulação do joelho**

Em relação à base do exoesqueleto, as peças da região dos calcanhares mostrado na figura 18, precisaram ser divididas em duas partes simétricas para reduzir o tempo de impressão pela metade. Se fossem impressas com uma peça só, extrapolaria o tempo limite de 12 horas. Essa divisão não comprometeu a resistência mecânica da peça, pois na hora da impressão elas foram colocadas na posição que garantiria a melhor resistência possível.

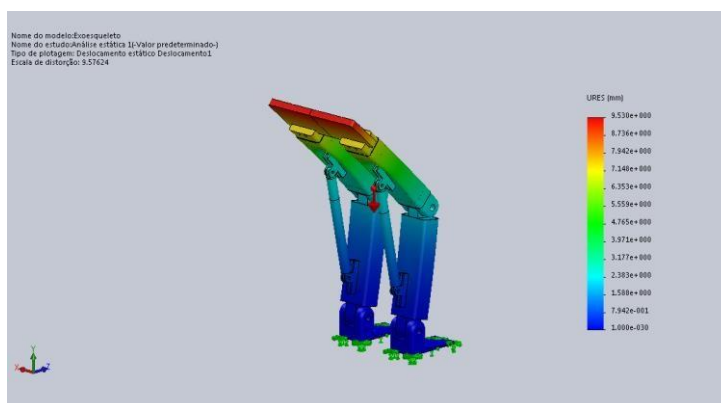
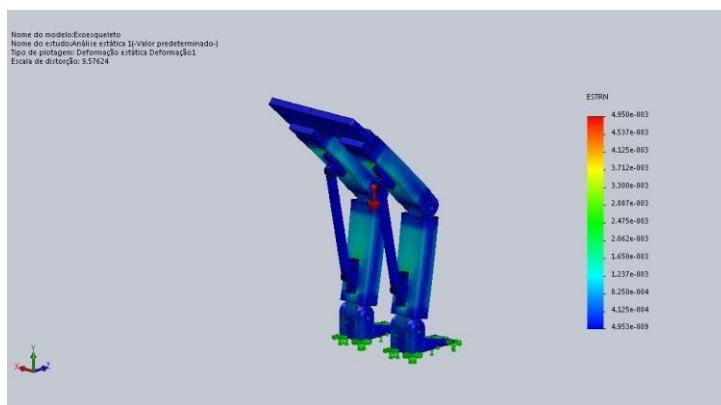


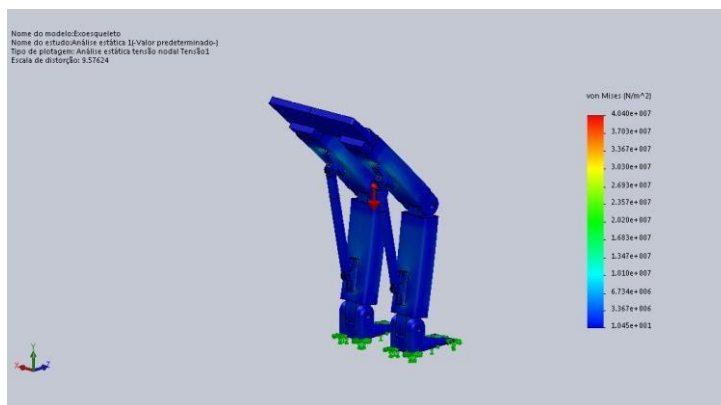
**Figura 18 - Articulações do pé**

Por motivo de forças maiores, o projeto sofreu um atraso de 72 horas e duas peças precisaram ser impressas em um estabelecimento particular, acarretando em um aumento de quatrocentos e sessenta reais no custo final do projeto.

### 3.2 Análise de Tensões

A segunda versão do protótipo foi utilizada como base para estimar se o exoesqueleto seria capaz de suportar a carga de uma pessoa de 60 quilogramas. No programa computacional, foi criado um material com propriedades mecânicas muito semelhantes às do PVC. O protótipo foi submetido a estudos de deformação, deslocamento e análise estática por tensão nodal como mostram as figuras 18, 19 e 20.





**Figura 21 - Análise Estática**

A análise mais importante do software, a realizada por tensão nodal, utiliza o Critério de Falha de von Mises (HIBBELER, 2010), através da equação (3):

$$\sigma_1^2 - \sigma_1\sigma_2 + \sigma_2^2 = \sigma_e^2 \quad (3)$$

### 3.3 Materiais

Para realizar a montagem do exoesqueleto, foi necessário a compra dos materiais conforme apresentados na tabela 4.

**Tabela 4 - Lista de materiais comprados**

Sequência	Quantidade	Material
1	4	Parafuso sextavado M-15
2	8	Arruela M-15
3	4	Porca M-15
4	4	Chapa de aço 1020 - 200mmx95mmx2mm
5	2	Pistão a gás Hardt de 100N
6	2	Pistão a gás Hardt de 140N
7	1	Tubo de cola MS Ultra Express para 200 kg / 10 cm <sup>3</sup>
8	1	Lata de tinta spray amarela
9	1	Tubo de PVC para calhas Tigre conforme NBR 10844 – 3.000 mm
10	36	Parafuso auto-brocante M-2
11	1	Cinto de segurança Carbografite CG-730E
12	10	Cinto de fixação regulável de nylon
13	2	Rosca M-6 – 130 mm
14	4	Arruelas M-6
15	2	Porcas M-6

### **3.4 Montagem**

Após todas as peças serem impressas ao longo do semestre e todos os materiais serem comprados, iniciou-se o processo de montagem que foi realizado em seis etapas especificadas a seguir.

#### **3.4.1 Processo de Corte**

O tubo de PVC foi cortado em quatro partes utilizando uma esmerilhadeira, duas partes de 250 milímetros cada, para a região da panturrilha, e duas partes de 350 milímetros cada, para a região da coxa.

#### **3.4.2 Colagem**

Utilizando a cola citada na tabela 4, as articulações foram fixadas nas suas devidas extremidades. Em cada panturrilha foram fixadas duas peças da figura 16 e em cada coxa foi fixada uma peça da figura 17. Após a aplicação da cola foi necessário aguardar 24 horas para a secagem completa.

#### **3.4.3 Fixação das Chapas de Aço**

As quatro chapas de aço foram previamente cortadas na empresa em que foram adquiridas. Seu uso foi determinado após a análise de tensões, onde foi acusado uma região com uma maior deformação na parte posterior dos tubos de PVC, devido à aplicação de carga. Nas coxas devido a fixação do pistão ocorre tração e nas panturrilhas ocorre compressão. Como o material escolhido é passível de sofrer rasgamento, que é a ruptura mecânica devida à alta concentração de tensão ou deformação (CALLISTER e RETHWISCH, 2012), foi selecionado um material mais rígido que o PVC, o aço 1020. Para fixá-las, primeiramente foram feitos seis pré-furos em cada com auxílio de uma furadeira, seguido da inserção do parafuso auto-brocante M-2 com uma parafusadeira. O resultado é mostrado na figura 22.



**Figura 22 - Articulações coladas e chapas fixadas**

#### **3.4.4 Processo de Pintura**

As peças foram pintadas com tinta spray amarela e após 30 minutos de espera já estavam secas.

#### **3.4.5 Processo de Encaixe**

O encaixe foi iniciado pela junção da peça 17 através da rosca M-6 e com a colocação de duas arruelas e duas porcas em cada extremidade. Logo após foi feita a união do pé com a panturrilha pelo intermédio do parafuso M-15, duas arruelas e uma porca. Para encaixar a coxa e panturrilha foi feito o mesmo



procedimento e o processo foi repetido para outra perna. O resultado foi mostrado nas figuras 23 e 24.



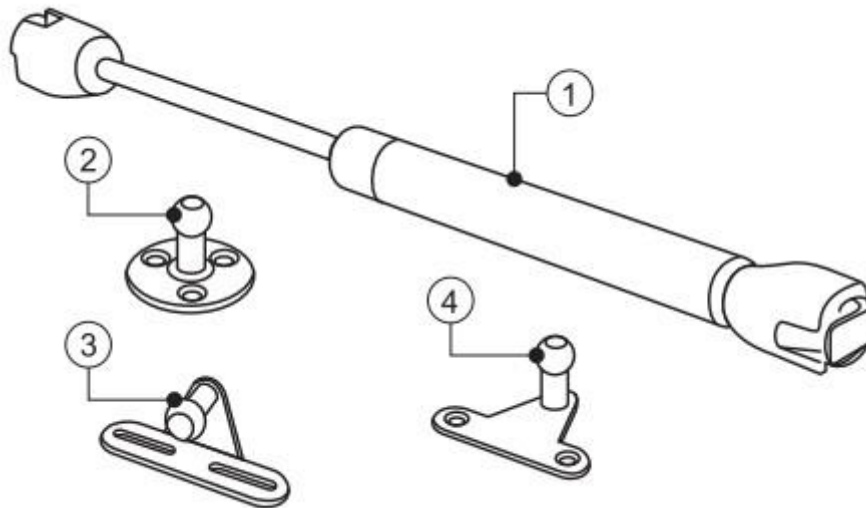
**Figura 23 - Encaixe finalizado**



**Figura 24 - Detalhes do encaixe**

### **3.4.6 Fixação dos Pistões**

Foi selecionado como modo de amortecimento pistão a gás, representado pelo desenho da figura 25, sendo colocado um em cada perna. Foram comprados dois pistões que já eram fornecidos com as placas de fixação. Escolhemos o apoio número 2, pois era a melhor opção entre os outros disponíveis em relação ao número de parafusos possíveis de serem acoplados, logo aumentaria a capacidade de suportar a carga aplicada. A figura 26 o pistão já fixo no exoesqueleto.



**Figura 25 - Seleção da placa de fixação do pistão**

Fonte: Hard, 2018.



**Figura 26 - Pistões acoplados ao exoesqueleto**

Foram adquiridos pistões com duas capacidades de carga, 100N e 140N para analisarmos qual seria a melhor opção que atenderia dois requisitos

importantes: o amortecimento e o equilíbrio. O primeiro teste foi feito com o pistão de 100N, que mostrou um amortecimento suave quando o usuário sentava com o exoesqueleto, porém o equilíbrio ficou deficitário. Como o peso aplicado é na vertical, logo, quanto mais alinhado o pistão estiver com a linha de aplicação de força melhor será o equilíbrio. Porém, observou-se que ele ficou inclinado, fazendo o usuário aplicar uma pequena força para a manutenção do seu próprio equilíbrio para não ter geração de momento e ele não cair. Então foi colocado o pistão de 140N, que possui maior comprimento, diminuindo a inclinação. Se aproximando assim, de satisfazer os dois requisitos estabelecidos, amortecimento confortável e alinhamento com a vertical. As figuras 27 e 28 mostram os pistões de 100N e 140N respectivamente já fixados e com o exoesqueleto em uso.



**Figura 27 - Pistões de 100N com exoesqueleto em uso**



**Figura 28 - Pistões de 140N com o exoesqueleto em uso**

### **3.4.7 Colete de Segurança**

Com as seis etapas da montagem concluída, o protótipo já estava pronto para o uso. Para acoplá-lo no corpo do usuário, foi necessário adquirir um colete ergonômico de segurança, já listado na tabela de materiais, como exibido na figura 29. Além dele, foram utilizadas cintas para prender de forma eficaz a pessoa ao exoesqueleto, que são mostradas junto com o colete na figura 30.



**Figura 29 - Colete de segurança**



**Figura 30 - Colete e cintas de segurança**

## 4 RESULTADOS

O protótipo finalizado permitiu a análise de vários aspectos que já eram esperados e de outros que não eram perceptíveis no início do projeto. Esse fato se deve ao baixo volume de pesquisas e artigos relacionadas ao tipo de exoesqueleto selecionado para este estudo. A grande maioria dessas publicações tratam de exoesqueletos ativos, diferentes do protótipo em questão, classificado como passivo.

O equipamento foi testado durante 5 horas por um dos integrantes do projeto, ressaltando que foi apenas um experimento inicial a fim de avaliar a funcionalidade do exoesqueleto. Os resultados encontrados são baseados na experiência e na percepção dos autores.

### 4.1 Análises de Tensões

Os resultados obtidos pelo programa computacional demonstraram os pontos mais frágeis do protótipo, a região das panturrilhas e coxas onde estão fixadas as extremidades dos pistões alertando a necessidade de um reforço no local. A solução encontrada foi o acoplamento das chapas de aço, resolvendo o problema citado, porém com acréscimo de massa ao protótipo.

A análise indicou que haveriam deslocamentos na extrema parte superior, onde ocorreriam as aplicações diretas das forças. A resolução foi a retirada da peça afetada, evitando uma possível ruptura no material.

### 4.2 Fabricação

A manufatura aditiva apresentou limitação devido ao planejamento de produzir o protótipo em baixo custo. Porém, ao adaptar a um novo modelo, reduziu-se solicitação da impressora 3D. O uso demonstrou que o preenchimento escolhido de 30% foi suficiente, porém é necessário realizar um teste de maior duração.

A qualidade do acabamento superficial das peças está dentro do limite aceitável, pois não apresentam defeitos visíveis.

### **4.3 Tubo de PVC**

O tubo de PVC foi selecionado para compor as partes de maiores comprimentos, coxa e panturrilha. As primeiras impressões com o uso proporcionaram conforto pois, além do tubo possuir seção retangular que aumenta a área de contato com o corpo, possui largura que fornece uma boa base de sustentação para as pernas. Após o uso inicial, os tubos não apresentam deformações e se encontram em perfeito estado.

### **4.4 Elementos de Fixação**

Os parafusos selecionados para o projeto, M-15 e M-6, proporcionaram uma fixação adequada para a proposta do projeto, suportando as tensões de forma eficaz quando o usuário aplica seu peso ao exoesqueleto.

### **4.5 Pistões a Gás**

Primeiramente, foi realizado um teste utilizando os pistões de 100N, que proporcionaram um amortecimento suave, porém, uma solicitação de força adicional foi exigida ao usuário devido seu pequeno comprimento, comprometendo o equilíbrio. Em sequência, foi realizado um teste com os pistões de 140N. Apesar de apresentarem um amortecimento menos suave, mas ainda aceitável, proporcionaram uma maior facilidade de se manter em equilíbrio, pelo fato de possuir um comprimento maior. Sendo assim, considerando a importância da segurança no projeto, decidiu-se adotar o pistão de 140N.

### **4.6 Protótipo Finalizado**

Como pode ser visualizado nas figuras 31, 32 e 33 o protótipo atendeu a funcionalidade pretendida de sustentação. Visualmente, o exoesqueleto demonstra robustez, o que é interessante por transmitir uma sensação de segurança ao potencial usuário, porém, seu design ficou comprometido devido à todas as adaptações necessárias ao longo da execução do projeto. Durante a movimentação com o protótipo, o colete e as cintas de seguranças podem se deslocar. Portanto, foi decidido não os fixar ao exoesqueleto para evitar os seus rompimentos.





**Figura 31 - Vista frontal**



**Figura 32 - Vista lateral**



**Figura 33 - Vista posterior**

#### **4.7 Experiência do Usuário**

Ao se prezar pela segurança, foi decidido o uso do colete e de cintas em volta das pernas, demorando em torno de 5 minutos na hora de vestir o exoesqueleto, além da necessidade de auxílio para atar as fivelas.

O usuário relatou dificuldade em iniciar o processo de agachamento, pois o corpo desliza sobre a superfície do exoesqueleto apesar das cintas e o pistão de 140N exigiu um esforço maior, proporcionando uma relevante sensação de rigidez, porém, sem afetar sua funcionalidade.

Quando o usuário se encontra na posição semi sentado, percebeu-se rapidamente que o exoesqueleto o suportava com segurança. Com isso, o ponto de equilíbrio pode ser encontrado rapidamente.

Durante o uso, o usuário realmente não sentiu cansaço significativo nas pernas, permanecendo na mesma posição por aproximadamente 10 minutos. Seu uso teve que ser interrompido pelo desconforto da cinta apertando na coxa.

Ao voltar para posição em pé, foi rápido e fácil devido à ajuda que o pistão fornece.

#### **4.8 Custos de Projeto**

Por ser fabricado com materiais acessíveis, a proposta de baixo custo foi atendida. O processo de fabricação foi a manufatura aditiva, porém a impressora 3D utilizada pertencia a instituição de ensino. Então não foi cobrado o valor da hora da máquina, apenas o material utilizado. O *software* onde foi modelado o protótipo também pertenciam à universidade. Foram gastos aproximadamente 700 reais, mas como houve o atraso já mencionado foi necessário imprimir duas peças em uma empresa particular o que acarretou um acréscimo de 460 reais. O preço final do exoesqueleto ficou em 1160 reais.

## **5 CONCLUSÕES**

O objetivo de produzir um protótipo de um exoesqueleto passivo de sustentação funcional e de baixo custo foi atingido. O usuário consegue agachar, permanecer nessa mesma posição por alguns minutos e retornar à posição inicial. O exoesqueleto ficou proporcional ao corpo de uma pessoa de 1,60m conforme requisitado no projeto.

Algumas adaptações foram necessárias para que o objetivo pudesse ser atingido, como a alteração do modelo inicial e modificação do material base da estrutura.

O custo teve um aumento de 65,7% devido à necessidade de impressão em um ambiente externo à universidade, porém, ainda pode ser considerado um baixo custo quando comparado com outros modelos similares.

Para futuros projetos recomenda-se as seguintes melhorias: auxílio de um ergonomista para otimizar o conforto do protótipo, substituição das cintas por outros meios de fixação do exoesqueleto ao usuário. Emprego de material antiderrapante ao longo da estrutura para as pernas do usuário não deslizarem, projetar o movimento do joelho do protótipo semelhante ao joelho humano. Além disso, utilizar um método de amortecimento que não dificulte o andar do usuário, modelar um design mais ergonômico e que reduza o peso total do equipamento.

## 6 REFERÊNCIAS

ABERGO. Associação Brasileira de Ergonomia. **O que é Ergonomia**, 2015.

Disponível em:

<[http://www.abergo.org.br/internas.php?pg=o\\_que\\_e\\_ergonomia](http://www.abergo.org.br/internas.php?pg=o_que_e_ergonomia)>. Acesso em:

15 Novembro 2017.

ADAFRUIT. GE's Retro exoskeleton (robot) from the 1950s. **Adafruit**, 2010.

Disponível em: <<https://blog.adafruit.com/2010/09/08/ges-retro-exoskeletonrobot-from-the-1950s/>>. Acesso em: 3 Novembro 2017.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 13962: Móveis para escritório - Cadeiras - Requisitos e métodos de ensaio**. Rio de Janeiro, p. 44. 2006.

ASSUNÇÃO, A. Á.; ABREU, M. N. S. Fatores associados a distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho autorreferidos em adultos brasileiros. **Revista de Saúde Pública**, v. 51, p. 1s-12s, 2017.

BARCELOS, J.; FRAISLEBEM, R.; PREATO, T. **Análise de Falhas em Cadeiras Escolares**. Instituto Federal do Espírito Santo. São Mateus. 2013.

BOLOGNA, Í. G. B.; COELHO, A. D. **ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DA ESTRUTURA MECÂNICA DE UM EXOESQUELETO**. Escola de Engenharia Mauá. São Paulo. 2013.

BRAMBILLA, V. C. **AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS, TÉRMICAS, MORFOLÓGICAS E DEGRADAÇÃO DE COMPÓSITOS DE POLI(ÁCIDO LÁTICO)/BURITI**. UNIVERSIDADE DE CAXIAS DO SUL. Caxias do Sul, p. 163. 2013. (CDU : 678.5:66.022).

CALLISTER, W. D.; RETHWISCH, D. G. **Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução**. 8ª. ed. Rio de Janeiro: LTC, v. 1, 2012.

CHAFFIN, D. B. Localized muscle fatigue – definition and measurement. **Journal of Occupational Medicine**, v. 15, n. 4, p. 346-354, 1973.

CORLETT, E. N.; BISHOP, R. P. A technique for assessing postural discomfort. **Ergonomics**, v. 19, n. 2, p. 175-182, 1976.

DEC - UFCG. Biografia Bernardino Ramazzini. **Biografias**, 2015. Disponível em: <<http://www.dec.ufcg.edu.br/biografias/BernRamz.html>>. Acesso em: 28 Outubro 2017.

DOLLAR, A. M.; HERR, H. Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art. **IEEE Transactions on Robotics**, v. 24, n. 1, Fevereiro 2008.

FRANCO, G.; FRANCO, F. Bernardino Ramazzini: The Father of Occupational Medicine. **American Journal of Public Health**, v. 91, n. 9, p. 1382, Setembro 2001.

GENAIDY, A. M.; AL-SHEDI, A. A.; KARWOSKI, W. Postural stress analysis in industry. **Applied Ergonomics**, v. 25, n. 2, p. 77-87, 1994.

HARDT. Hardt Import. **Hardt Importadora e Distribuidora Ltda.**, 2018. Disponível em: <<http://www.hardtimport.com.br/produto/pistoos/>>. Acesso em: 03 Junho 2018.

HERR, H. Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 6, n. 21, Junho 2009.

HIBBELER, R. C. **Resistência dos Materiais**. 7ª. ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2010.

IIDA, I.; BUARQUE, L. **Ergonomia: Projeto e Produção**. 3. ed. São Paulo: Edgard Blücher Ltda, v. 1, 2016.

KROEMER, K. H. E. Assessment of human muscle strength for engineering purposes: a review. **Ergonomics**, v. 42, n. 1, p. 74-93, 1999.

LETIER, A. P. P.; LETIER, P.; PREUMONT, A. Portable haptic arm exoskeleton, in: Tarek Sobh, Xingguo Xiong (Eds.). **Prototyping of Robotic Systems: Applications of Design and Implementation, Information Science Reference, IGI Global**, p. 122-145, 2012.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Dor relacionada ao trabalho**. 1. ed. Brasília: MS, v. 1, 2012.

MINISTÉRIO DA SAÚDE DO BRASIL; ORGANIZAÇÃO PAN-AMERICANA DA SAÚDE NO BRASIL. **Doenças relacionadas ao trabalho: manual de procedimentos para os serviços de saúde**. Brasília: MS, v. 114, 2001.

NOONEE. noonee®. **noonee**, 2016. Disponível em: <<https://www.noonee.com/>>. Acesso em: 15 Setembro 2017.

OLIVEIRA, M. M. D. et al. Problema crônico de coluna e diagnóstico de distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho (DORT) autorreferidos no Brasil: Pesquisa Nacional de Saúde, 2013. . **Epidemiol. Serv. Saúde**, Brasília, v. 24, n. 2, p. 287-296, Abril-Junho 2015.

PONS, J. L. **Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons**. 1. ed. [S.l.]: John Wiley & Sons, v. 1, 2008.

RABISCHONG, P. Robotics for the Handicapped. **IFAC on Control Aspects of Prosthetics and Orthotics**, Ohio, p. 163-167, 1982.

RAHMAN, T. et al. A body-powered functional upper limb orthosis. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 37, n. 6, p. 675-680, Novembro/Dezembro 2000.

RÉDACTION, L. Nice-Matin. **Nice-Matin**, 2016. Disponível em: <<http://www.nicematin.com/technologie/des-paraplegiques-de-longue-dateretrouvent-une-capacite-de-mouvement-grace-a-cette-invention-70766>>.

Acesso em: 20 Outubro 2017.

REXBIONICS. REX Bionics. **Rex Bionics Ltd.**, 2017. Disponível em: <<https://www.rexbionics.com/>>. Acesso em: 12 Novembro 2017.

SAWICKI, G. S.; FERRIS, D. P. Mechanics and energetics of level walking with powered ankle exoskeletons. **The Journal of Experimental Biology**, v. 211, p. 1402-1413, Fevereiro 2008.

SOLINE. Soline Móveis para escritório. **Soline**, 2017. Disponível em: <<https://solinemoveis.com.br/pistao-a-gas-original-para-cadeiras/>>. Acesso em: 02 Novembro 2017.

VIEGAS, L. R. T.; ALMEIDA, M. M. C. D. Perfil epidemiológico dos casos de LER/DORT entre trabalhadores da indústria no Brasil no período de 2007 a 2013. **Revista Brasileira de Saúde Ocupacional**, Salvador, v. 41, n. 22, 2016. ISSN: 0034-7167.