

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS  
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TERAPIA OCUPACIONAL

**EFEITOS DE POSICIONAMENTOS EM “TILT” E “RECLINE” NA  
DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO NO ASSENTO DE PESSOAS COM TETRAPLEGIA**

**Luma Carolina Câmara Gradim**

São Carlos

2017

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS  
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TERAPIA OCUPACIONAL

**EFEITOS DE POSICIONAMENTOS EM “TILT” E “RECLINE” NA  
DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO NO ASSENTO DE PESSOAS COM TETRAPLEGIA**

**Luma Carolina Câmara Gradim**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Terapia Ocupacional da Universidade Federal de São Carlos, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Terapia Ocupacional – Área de Concentração: Processos de Intervenção em Terapia Ocupacional com enfoque em Promoção do Desenvolvimento Humano nos Contextos de Vida Diária.

Orientador: Prof. Dr. Daniel Marinho Cezar da Cruz

**São Carlos**

**2017**



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS**

Centro de Ciências Biológicas e da Saúde  
Programa de Pós-Graduação em Terapia Ocupacional

---

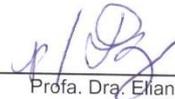
**Folha de Aprovação**

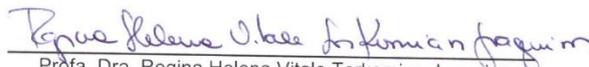
---

Assinaturas dos membros da comissão examinadora que avaliou e aprovou a Defesa de Dissertação de Mestrado da candidata Luma Carolina Camara Gradim, realizada em 10/02/2017:

  
Prof. Dr. Daniel Marinho Cezar da Cruz  
UFSCar

  
Prof. Dra. Ana Luiza Caltabiano Allegretti  
UT

  
Prof. Dra. Eliana Chaves Ferretti  
Unifesp

  
Prof. Dra. Regina Helena Vitale Torkomian Joaquim  
UFSCar

## AGRADECIMENTOS

Não poderia começar os meus agradecimentos de outra maneira. Minha fé em Deus e minha devoção em Nossa Senhora sempre me acompanharam durante todos os momentos da minha vida, e, se eu consegui realizar e concluir este trabalho, é primeiramente graças a Ele e a Maria.

Foram dois anos de doação, dedicação e empenho para esta titulação de Mestre, e agradeço aos meus pais, Jorge e Márcia, minha irmã e meus familiares pela compreensão, paciência, ajuda, amor e incentivo. Com vocês, estes anos ficaram mais leves e alegres. Obrigada por serem meu alicerce e não me deixarem cair! Amo vocês.

À UFSCar e ao Departamento de Terapia Ocupacional, pelo acolhimento e por terem realizado um grande sonho.

Ao Programa de Pós-Graduação em Terapia Ocupacional e seu corpo docente, por acreditar na profissão e oferecer a possibilidade de crescermos e desenvolvermos melhorias para nossos pacientes, para a história da Terapia Ocupacional e nós mesmos como profissionais.

Agradeço especialmente ao professor Daniel Marinho, meu orientador, que, desde o começo, sempre foi mais do que isso. Obrigada pelos ensinamentos científico e humano, por compartilhar comigo os seus dons de inteligência, sabedoria e entendimento. Obrigada por me mostrar o quão árduo e trabalhoso é o caminho da pesquisa e o quão importante e valioso é fazer parte dele.

Agradeço aos membros da minha banca de mestrado, Ana Luiza Allegretti, Eliana Chaves Ferretti, Maria Luísa Guillaumon Emmel e Regina Helena Vitale Torkomian Joaquim, docentes e doutoras, que contribuíram de maneira ímpar na lapidação e melhoria desta dissertação de mestrado. Vocês foram escolhidas a dedo para esta tarefa e não pude escolher melhor. Gratidão.

Os meus sinceros e mais sentimentais agradecimentos à turma PPGTO 2015. Por cada uma de vocês que trouxe algo de si e levou um pouco de mim. Vocês acrescentaram não somente à minha profissão, mas à minha história, verdadeiros momentos de felicidade e amizade inigualável. A partir de agora, eu sei que tenho mais doze motivos para seguir firme e forte na Terapia Ocupacional e na vida. Obrigada sempre!

Ao Paulo Mendes e à Ana Paula Nagata, que foram essenciais neste trabalho, auxiliaram-me na pesquisa, acompanharam minhas loucuras e foram parceiros em todos os momentos. Obrigada pela força (física e de vontade), tempo e ética para com a minha pesquisa. Também, agradeço à Lays Campos, Débora Caires e Natália Sanches, pela colaboração no

desenvolvimento de ideias, pelo suporte e parceria nas atividades do laboratório durante esses anos.

Meu agradecimento também aos representantes da *Roho Group*, pelo treinamento presencial no Laboratório de Análise Funcional e Ajudas Técnicas – LAFATec, às empresas EMBRAUTEC e LA Parts da cidade de São Carlos, pelos equipamentos e serviços concedidos para a realização desta pesquisa, à DIGITS Brasil, pela disponibilidade em ceder o equipamento (simulador) para esta pesquisa, ao apoio financeiro da Coordenação de Aperfeiçoamento Pessoal e de Nível Superior – CAPES e ao edital pró-equipamentos da CAPES, sem o qual o simulador não teria sido adquirido.

A todos os amigos e colegas que me incentivaram a não desistir, deram palavras e injeções de ânimo, apoiaram-me nesses dois anos e torceram pelo meu sucesso. Vou levar vocês sempre comigo. Obrigada!

“Há pessoas que desejam saber só por saber, e isso é curiosidade; outras, para alcançarem fama, e isso é vaidade; outras, para enriquecerem com a sua ciência, e isso é um negócio torpe; outras, para serem edificadas, e isso é prudência; outras, para edificarem os outros, e isso é caridade” (Santo Agostinho).

## RESUMO

O desenvolvimento de lesões por pressão em pessoas com lesão medular (LM) é um fator relevante e afeta diretamente o estado de saúde. Diversos métodos preventivos em cadeira de rodas (CR) têm sido pesquisados para alívio de pressão, promoção de saúde e prevenção de doenças como a lesão por pressão. Alguns métodos, como adequação postural, material para a almofada adequada e posições variáveis, como sistemas de assentos *tilt* e *recline* são mais comumente utilizados, e têm sido estudados e alcançado resultados significativos para as pessoas com LM em CR. Buscou-se, então, avaliar a distribuição de pressão na interface nádega/almofada em áreas suscetíveis à lesão por pressão (sacro, ísquios) durante as posições de *tilt* e *recline* em pessoas com tetraplegia por lesão na medula espinal. Para tanto, participaram desta pesquisa 5 pessoas de ambos os sexos com tetraplegia por LM, entre 18 e 60 anos. Foi utilizado um formulário de caracterização do participante, um simulador de CR, almofada ROHO ®*High Profile Quadtro Select*<sup>™</sup>, um sistema de mapeamento de pressão, adaptações para o simulador e um questionário de satisfação quanto ao uso dos sistemas *tilt* e *recline*. Como resultados, obteve-se que o alívio de pressão na região das nádegas foi melhor em posições com maiores ângulos, como 20° de *tilt* com 120° de *recline* e 30° de *tilt* com 120° de *recline*. Mesmo as posições de angulações menores resultaram em alívio de pressão. Portanto, nossos resultados indicam que um maior ângulo de *tilt* e *recline* é necessário para melhorar a distribuição de pressão na região das nádegas em comparação com ângulos menores. Uma posição de 30° de *tilt* combinado com 120° de *recline* é eficaz no alívio da pressão nas tuberosidades isquiáticas e na região das nádegas.

Palavras-chave: Lesão Raquimedular. Úlceras de Pressão. Terapia Ocupacional.

## ABSTRACT

The development of pressure ulcers (PU) in people with spinal cord injury (SCI) is a relevant factor and directly affects the health. Several preventive methods in a wheelchair have been researched for pressure relief, health promotion and disease prevention, such as PU. Some methods such as seating positioning system, different cushions and variable positions as tilt and recline seating systems, are most commonly used to relieve the pressure, and have been studied and achieved significant results for people with SCI in wheelchair. This study aims, thus, to evaluate the pressure redistribution buttock interface / cushion in areas susceptible to UP (sacrum, ischia) for the positions of tilt and recline in the wheelchair, in people with tetraplegia by spinal cord injury. In order to proceed to the research, we analyzed five people of both sexes with tetraplegia by LM, between 18 and 60 years. Was used a characterization form, a wheelchair simulator, ROHO ®High Profile Quadtro Select™ cushion, a pressure mapping system, adaptations to the simulator and a questionnaire of satisfaction with the use of tilt and recline systems. As results, the pressure relief in the buttocks was better in higher angles, such as 10 ° tilt with 120 ° of recline, 20 ° tilt with 120 ° of recline and 30° tilt with 120° recline. But, even the smaller angulation positions resulted in pressure relief. Therefore, our results indicate that a greater angle of tilt and recline is needed to improve pressure redistribution compared to smaller angles. A position of 30° tilt combined with 120° recline is effective in relieving pressure on the ischial tuberosities and the buttocks.

Key-words: Spinal Cord Injury. Pressure ulcers. Occupational Therapy.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Coluna Vertebral .....	18
Figura 2.A – Figura 2.A – Tecidos na região das nádegas em pessoas sem alterações teciduais.....	20
Figura 2.b – Alterações teciduais na região das nádegas em pessoas com LM de achatamento das tuberosidades isquiáticas (TI), atrofia muscular (2) e aumento da gordura intramuscular nos glúteos (3).....	20
Figura 3 – Eixos considerados para medidas corporais lineares em sistemas de adequação postural de CR e do usuário.....	24
Figura 4 – Postura sentada anatômica.....	24
Figura 5 – Componentes da CR .....	26
Figura 6 – Sistema de posicionamento “ <i>tilt</i> ” .....	30
Figura 7 – Sistema de posicionamento “ <i>recline</i> ” .....	31
Figura 8 – Simulador de cadeira de rodas.....	43
Figura 9 – Almofada de ar ROHO ® <i>High Profile Quadtro Select</i> <sup>TM</sup> .....	44
Figura 10 – Almofada de espuma.....	45
Figura 11– X-Sensor® modelo PX100:36.36.02.....	48
Figura 12 – 1ª posição: 10° de <i>tilt</i> .....	52
Figura 13 – 2ª posição: 20° de <i>tilt</i> .....	53
Figura 14 – 3ª posição: 30° de <i>tilt</i> .....	54
Figura 15 – 4ª posição: 30° de <i>tilt</i> com 100° de <i>recline</i> .....	54
Figura 16 – 5ª posição: 20° de <i>tilt</i> com 100° de <i>recline</i> .....	55
Figura 17 – 6ª posição: 10° de <i>tilt</i> com 100° de <i>recline</i> .....	55
Figura 18 – 7ª posição: 10° de <i>tilt</i> com 120° de <i>recline</i> .....	56
Figura 19 – 8ª posição: 20° de <i>tilt</i> com 120° de <i>recline</i> .....	56
Figura 20 – 9ª posição: 30° de <i>tilt</i> com 120° de <i>recline</i> .....	57
Figura 21 - Adaptações em simulador de CR.....	58
Figura 22 – Pior posição para alívio de pressão de P1.....	66
Figura 23 – Pior posição para alívio de pressão de P1.....	66
Figura 24 – Melhor posição para alívio de pressão de P1.....	67
Figura 25 – Melhor posição para alívio de pressão de P1.....	67
Figura 26 – Pior posição para alívio de pressão de P2.....	68
Figura 27 – Pior posição para alívio de pressão de P2.....	68

Figura 28 – Melhor posição para alívio de pressão de P2.....	69
Figura 29 – Melhor posição para alívio de pressão de P2.....	69
Figura 30 – Pior posição para alívio de pressão de P3.....	70
Figura 31 – Pior posição para alívio de pressão de P3.....	70
Figura 32 – Melhor posição para alívio de pressão de P3.....	71
Figura 33 – Melhor posição para alívio de pressão de P3.....	71
Figura 34 – Pior posição para alívio de pressão de P4.....	72
Figura 35 – Pior posição para alívio de pressão de P4.....	72
Figura 36 – Melhor posição para alívio de pressão de P4.....	73
Figura 37 – Melhor posição para alívio de pressão de P4.....	73
Figura 38 – Pior posição para alívio de pressão de P5.....	74
Figura 39 – Pior posição para alívio de pressão de P5.....	74
Figura 40 – Melhor posição para alívio de pressão de P5.....	75
Figura 41 – Melhor posição para alívio de pressão de P5.....	75

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Artigos incluídos na revisão contendo os assuntos <i>tilt</i> e <i>recline</i> nos anos de 2005 a 2015.....	32
Tabela 2 – Classificação de IMC para adultos.....	46
Tabela 3.1 – Classificação RCQ de riscos para homens.....	47
Tabela 3.2 – Classificação RCQ de riscos para mulheres.....	47
Tabela 4 – Idade, gênero e dados antropométricos do estudo prévio (n=1).....	49
Tabela 5 – Medidas de pressão do estudo prévio nas posições de <i>tilt</i> e <i>recline</i> .....	49
Tabela 6 – Dados de caracterização dos participantes (n=5).....	61
Tabela 7 – Dados clínicos dos participantes (n=5).....	62
Tabela 8 – Características das cadeiras de rodas dos participantes (n=5).....	63
Tabela 9 – Técnicas de alívio de pressão realizadas pelos participantes (n=5).....	64
Tabela 10 – Médias e desvio padrão de pressão média, pico de pressão, área de contato e pico de pressão máximo padronizado pelo peso de todos os participantes, de acordo com as nove posições (n=5).....	65
Tabela 11 – Valores de pressão média, pico de pressão, área de contato, pico de pressão máximo de acordo com as nove posições do participante P=1.....	65
Tabela 12 – Valores de pressão média, pico de pressão, área de contato, pico de pressão máximo de acordo com as nove posições do participante P=2.....	67
Tabela 13 – Valores de pressão média, pico de pressão, área de contato, pico de pressão máximo de acordo com as nove posições do participante P=3.....	69
Tabela 14 – Valores de pressão média, pico de pressão, área de contato, pico de pressão máximo de acordo com as nove posições do participante P=4.....	71
Tabela 15 – Valores de pressão média, pico de pressão, área de contato, pico de pressão máximo de acordo com as nove posições do participante P=5.....	73
Tabela 16 – Dados de satisfação pessoal dos participantes (n=5).....	76

## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

ASIA – American Spinal Cord Injury Association

AVD – Atividade de Vida Diária

CR – Cadeira de Rodas

IMC – Índice de Massa Corporal

LM – Lesão Medular

MMSS – Membros Superiores

MMII – Membros Inferiores

NPUAP – National Pressure Ulcer Advisory Panel

PPI<sub>m</sub> – Peak Pressure Index Máximo

RCQ – Relação Cintura-Quadril

TA – Tecnologia Assistiva

TCLE – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

## SUMÁRIO

APRESENTAÇÃO.....	13
1 INTRODUÇÃO .....	15
1.1 Lesão Medular .....	17
1.2 Lesões por pressão na lesão medular.....	19
1.3 Cadeira de rodas, prescrição e adequação postural.....	23
1.4 Métodos preventivos de lesões por pressão na cadeira de rodas.....	27
1.5 Posições variáveis em cadeiras de rodas: <i>tilt</i> e <i>recline</i> .....	29
1.6 Revisão bibliográfica - <i>tilt</i> e <i>recline</i> .....	32
2 OBJETIVO GERAL.....	40
2.1 Objetivos específicos .....	40
3 METODOLOGIA .....	41
3.1 Caracterização do estudo.....	41
3.2 Participantes.....	42
3.3 Local da pesquisa.....	42
3.4 Materiais e equipamentos.....	43
3.5 Instrumentos da coleta de dados.....	46
3.6 Estudo prévio.....	48
3.7 Resultados do estudo prévio.....	49
3.8 Conclusão e adequações após o estudo prévio.....	50
3.9 Procedimento para coleta de dados.....	51
3.10 Considerações éticas.....	58
4 ANÁLISE DOS DADOS .....	59
5 RESULTADOS .....	61
5.1 Dados de caracterização da amostra.....	61
6 DISCUSSÃO .....	77
7 CONCLUSÃO E RECOMENDAÇÕES .....	84
8 RECOMENDAÇÕES CLÍNICAS .....	85
REFERÊNCIAS.....	86
APÊNDICES.....	95

## APRESENTAÇÃO

A minha principal motivação para esta dissertação de mestrado e, em especial, sobre este assunto deu-se a partir do desenvolvimento do meu Trabalho de Conclusão de Curso (TCC), quando me deparei com o cotidiano e a realidade de adultos e idosos com deficiência física e a escassez de informações e serviços nessa área.

O interesse em atuar na área de disfunção física surgiu a partir dos primeiros contatos e atendimentos a adultos e idosos com Lesão Medular, sequelas de Acidente Vascular Encefálico, Traumatismo Crânio Encefálico, dentre outras, em disciplinas curriculares da graduação.

Em um dos estágios realizados, tive a oportunidade de conhecer um usuário de cadeira de rodas que me mostrou um pouco da realidade que é viver em lugares onde faltam acesso e acessibilidade, recursos financeiros, serviços com abordagens limitadas e ausência de informação. Tudo isso me instigou a entender melhor as políticas públicas do país e as oportunidades, possibilidades e direitos de um cidadão usuário de cadeira de rodas.

Por isso, no meu TCC, realizei um mapeamento do uso de tecnologia assistiva para atividades de vida diária por idosos vinculados a uma Unidade Pública de Saúde, e deparei-me novamente com os problemas enfrentados por essa população e, principalmente, a escassez de informações, em que muitos não sabiam dos direitos que têm e, por isso, passavam por situações deploráveis e indignas de um ser humano, além da limitação para realizarem atividades no dia a dia e consequente aumento da dependência. Como, por exemplo, um senhor com tetraplegia com baixa condição financeira e que não tinha condições de comprar uma cadeira de rodas. Ele morava em uma casa de três cômodos, inacabada e de difícil acessibilidade, tanto no interior do imóvel quanto no acesso público (calçada e rua).

Uma cadeira de rodas, manual ou motorizada, pode e deve ser dispensada pelo Sistema Único de Saúde (SUS) do Brasil para todas as pessoas que dela necessitam, porém a falta de informação, ou dificuldade em adquirir um equipamento desses pelo SUS, por diversos motivos, ou até mesmo a demora deste processo entre solicitar e conseguir a cadeira, coloca os brasileiros usuários de cadeira de rodas em situações como o exemplo citado acima.

Esse contato mais aprofundado que eu tive com o cotidiano das pessoas com deficiência física no final da graduação e a falta de informação para os usuários de cadeira de rodas instigaram-me a pesquisar mais sobre essa população, suas necessidades, dificuldades, limitações e a saber o que pode ser feito para melhorar a qualidade de vida do cotidiano dessas

peças, mesmo que seja um passo de “formiguinha” em todo esse contexto cheio de desafios e explorações ainda a serem feitas.

Esta pesquisa sobre possíveis recursos de prevenção de lesões por pressão em usuários de cadeira de rodas é um assunto discutido atualmente por pesquisadores e profissionais da área, já que esta é uma complicação clínica frequente e comum nessas pessoas e que, dependendo do grau, pode implicar prejuízos sociais no cotidiano, na realização de atividades de vida diária, gastos financeiros e aumento da dependência.

A contribuição desta investigação para a linha de pesquisa Processos de Intervenção em Terapia Ocupacional com enfoque em Promoção do Desenvolvimento Humano nos Contextos de Vida Diária envolve a prevenção de doenças e agravos, promoção da qualidade de vida, funcionalidade e independência para as atividades do dia a dia de pessoas com tetraplegia por lesão na medula espinal.

A pesquisa deste mestrado contou com o apoio financeiro da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES e vincula-se ao grupo de pesquisa cadastrado no CNPq: “Estudos em Reabilitação Física, Tecnologia Assistiva e Funcionalidade”, do Laboratório de Análise Funcional e de Ajudas Técnicas (LAFATec), do Departamento de Terapia Ocupacional – DTO, coordenado pelo Prof. Dr. Daniel Marinho Cezar da Cruz.

## 1 INTRODUÇÃO

Dentro de todas as vertentes existentes na vida de um ser humano, a principal atividade presente é a ocupação, advinda do desenvolvimento de aspectos biológicos, psicológicos e sociais de cada um (DEL RIEGO, 2005). Segundo o documento “Estrutura da prática da Terapia Ocupacional: domínio & processo”, da Associação Americana de Terapia Ocupacional (AOTA), o termo ocupação refere-se ao envolvimento de uma pessoa com os diferentes tipos de atividades, como, por exemplo: educação, trabalho, brincadeiras, lazer, participação social, descanso e sono, atividades de vida diária (AVD) e atividades instrumentais de vida diária (AIVD) (AOTA, 2014).

Quando há um envolvimento de uma pessoa em uma ocupação, podem-se encontrar diferentes habilidades e capacidades para desempenhar tal atividade, chamadas de habilidades de desempenho (AOTA, 2014). As habilidades de desempenho são vistas e ressaltáveis a partir de uma ação que possua uma finalidade funcional, abarcando capacidades (funções e estruturas do corpo) da pessoa (AOTA, 2014).

As funções do corpo influenciam o seu desempenho em ocupações, e podem ser classificadas de acordo com a AOTA (2014) como funções mentais, sensoriais, neuromusculoesqueléticas e relacionadas ao movimento, funções dos sistemas cardiovascular, hematológico, imunológico e respiratório, funções da voz e fala, do sistema digestivo, metabólico e endócrino, geniturinárias e reprodutivas, função da pele e estruturas relacionadas (AOTA, 2014).

Quando há a presença de uma lesão ou doença que afeta a funcionalidade motora, sensorial, cognitiva e/ou psicológica, ou relacionada ao ambiente físico, social e cultural, podem surgir alterações no desempenho das funções em alguma ocupação (DEL RIEGO, 2005).

Nesse contexto, pode-se utilizar como exemplo a lesão medular (LM), uma lesão que afeta diretamente funções e estruturas do corpo e causa incapacidade. A medula é uma via de mão dupla para transmissões de impulsos e mensagens entre o cérebro e todas as partes do corpo. Ela é responsável pelo controle das funções intestinal, sexual, respiratória, térmica, postural e urinária (FARIA, 2006). Logo, a lesão em qualquer região da medula pode acarretar em perdas – totais ou parciais – de movimentos e sensibilidade do corpo, sendo manifestadas sempre abaixo do nível da lesão, e, conseqüentemente, ocasionar comprometimentos funcionais importantes (BRASIL, 2013).

Algumas complicações encontradas em casos de LM limitam e/ou impedem as pessoas de realizar atividades do cotidiano, como feridas ou integridades da pele prejudicadas, úlceras diabéticas e lesões por pressão. Essas e outras condições existentes, como complicações físicas, motoras e o bem-estar psicológico dos indivíduos, podem afetar a capacidade de uma pessoa em desempenhar todas as AVD, na realização de atividades de autocuidado, educativas, no trabalho, educativas, de lazer, participação social, descanso e sono (AJOT, 2013).

Outro aspecto relevante nos casos de LM é a necessidade de equipamento adequado de tecnologia assistiva (TA), como a cadeira de rodas (CR) para locomoção. O corpo de um ser humano não foi feito para o sentar, já que a posição sentada durante um longo período de tempo pode levar a um colapso na região da coluna, com implicações para o alinhamento postural e posicionamento (DICIANNO et al., 2009).

Os profissionais que trabalham nessa área devem ter a perspectiva de relacionar a compreensão dos mecanismos que ocorrem com as funções e estruturas do corpo e os benefícios da participação em atividades diárias (AJOT, 2013).

As intervenções em terapia ocupacional concentram em auxiliar a saúde e participação por meio do engajamento em ocupações. A profissão de terapia ocupacional fundamenta-se no princípio de que a participação em atividades significativas de vida leva a satisfação, longevidade, saúde, qualidade de vida e bem-estar. Além disso, os terapeutas ocupacionais compreendem a interação entre as funções e estruturas do corpo para impulsionar as capacidades e funcionalidade para participação na vida por meio do envolvimento em ocupações (AJOT, 2013).

Especificamente, o trabalho de reabilitação na LM busca avaliar e manter o funcionamento de órgãos e sistemas, recuperar as funções perdidas ou adquirir novas, com o objetivo de reintegrar a pessoa na sociedade (FARIA, 2006). Deve-se considerar que a maioria das funções são desempenhadas em uma CR e engloba o uso da cabeça e dos membros superiores. Com o propósito de melhorar o potencial funcional, a utilização de uma CR requer bom posicionamento, posição sentada estável, segura e confortável. Para isso, é necessária uma prescrição, segmento de uso do equipamento e sistemas de adequação postural e funcional na posição sentada, composto por assento, encosto e uma base móvel (OMS, 2012; MELLO, 2013).

Profissionais da área que trabalham com essas pessoas precisam conhecer as possibilidades existentes no mercado, com fins de alcançar os melhores resultados e benefícios para seus clientes. Um dos métodos existentes é o sistema de *tilt* (inclinação) e *recline* (reclino), que podem fornecer alívio de pressão, aumento da perfusão sanguínea nos tecidos das nádegas,

posicionamento postural para a função e descanso, facilidade em transferências, melhoria no sono e repouso, aumento da estimulação vestibular, minimização de flutuações no tônus muscular, melhoria na função respiratória, regulagem da pressão arterial, se utilizados corretamente, de acordo com cada caso (LANGE, 2000).

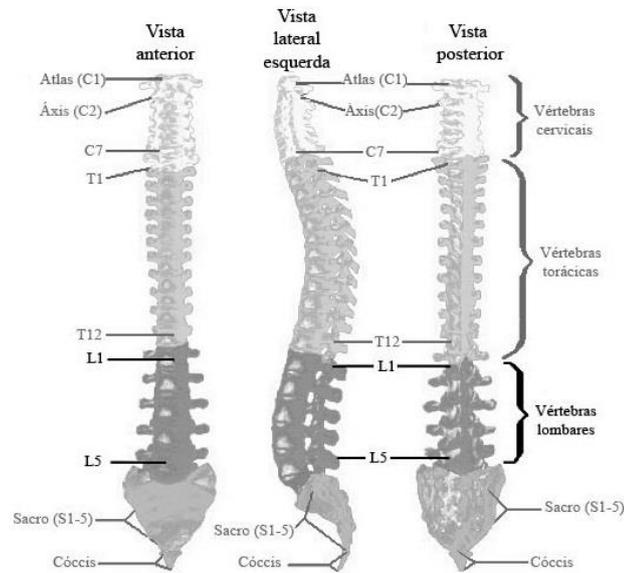
## **1.1 Lesão Medular**

Mundialmente, a incidência anual da LM é de 15 a 40 casos por milhão de habitante. Nos EUA, surgem cerca de 17 mil novos casos por ano, e no Brasil esse número é de aproximadamente 6 mil a 8 mil casos por ano, sendo 80% homens. Destes, 60% encontram-se entre os 10 e 30 anos de idade (BRASIL, 2013; NSCISC, 2016).

A LM, de acordo com as Diretrizes de Atenção à pessoa com Lesão Medular, é todo agravo às estruturas presentes no canal medular, ou seja, medula, cone medular e cauda equina, podendo causar alterações motoras, sensitivas, autonômicas e psicoafetivas em uma pessoa (BRASIL, 2013). Esse tipo de lesão acontece quando há uma interrupção dos tratos nervosos motor e sensorial em alguma região da medula espinhal, situada dentro da coluna vertebral (denominada também espinha dorsal), e constituída por 24 vértebras, mais o sacro e o cóccix (Figura 1) (NETTER, 2000; ATKINS, 2005).

Essa é uma condição de saúde/doença que apresenta déficits em um indivíduo, devido ao trauma ocorrido na medula espinhal, o que pode acarretar em uma limitação funcional de atividades, bem como restringir uma participação ativa nas tarefas do dia a dia (CRUZ; IOSHIMOTO, 2010).

Figura 1 – Coluna vertebral



Fonte: Adaptado de Netter (2000).

Quando ocorre uma lesão em algum desses segmentos, ela atinge as raízes nervosas que entram e saem da coluna vertebral conectada ao cérebro. Elas são responsáveis pela transmissão de sinais, coordenação motora, sensorial, e controle autônomo do sistema de órgãos de todo o corpo humano (YOUNG, 2002).

As maiores ocorrências registradas são de origem traumática, porém ainda existem divergências na etiologia mais comum da doença. De acordo com o National Spinal Cord Injury Statistical Center (NSCISC), uma organização federal estabelecida em 1973 e que coleta dados epidemiológicos sobre a LM nos Estados Unidos, nas lesões traumáticas, 38% dos casos estão relacionados a acidentes automobilísticos; 30,5% ocorrem por quedas; 13,5% são vítimas de violência; e 9% referem-se a lesões esportivas. As LMs não traumáticas causadas, por exemplo, por infecção, estenose espinal, tumores, mielite, isquemia ou outras equivalem a 9% do total (NSCISC, 2016).

O comprometimento no indivíduo e a classificação da lesão variam de acordo com o seu nível na medula espinhal. A partir de necessidades surgidas na década de 1960 em se estabelecer uma nomenclatura padrão do exame neurológico de pacientes com LM, várias escalas foram desenvolvidas ao longo dos anos, tais como: “*Frankel Scale*” (primeira escala largamente utilizada e desenvolvida no ano de 1969); “*Lucas and Ducker's Neurotrauma Motor Index*”, “*Sunnybrook Botsford*”, “*Yale scales*”, e, por último, a escala da “*American Spinal Injury Association*” (ASIA), que se constitui como o padrão de avaliação atualmente. Todas as

classificações baseiam-se em avaliação motora e sensitiva e algumas tentam associar um índice de independência funcional (ASIA, 1996; HADLEY et al., 2013).

O comprometimento da lesão em um indivíduo varia de acordo com a região em que ela ocorre, e pode ser caracterizada como paraplegia ou tetraplegia, sendo que o nível de cada uma delas é determinado sempre pelo segmento mais caudal da medula (SILVA et al., 2012; YOUNG, 2002).

A paraplegia diz respeito a lesões ocorridas na região torácica, abaixo do primeiro segmento medular torácico (T2), causando danos às regiões abaixo da cervical, como a coluna torácica, lombar e raízes sacrais. Caracteriza-se como uma paralisia parcial ou total de movimentos e ou/sensibilidade em membros inferiores (MMII), tronco e dos órgãos pélvicos, e, portanto, o indivíduo possui funcionalidade em membros superiores (MMSS), já que a região torácica, na qual está situado o segmento T2, abrange da região axilar e o peito para baixo. Essa região cobre o peito e as costas e vai até o nível T12, logo acima da cintura do quadril, não comprometendo, assim, as funções motoras e sensitivas acima da região axilar, as quais favorecem a funcionalidade dos MMSS (SILVA et al., 2012; YOUNG, 2002).

Já a tetraplegia refere-se a uma lesão na região cervical, ou seja, acima do segmento medular T1, e pode acarretar em perda total ou parcial dos movimentos e/ou sensibilidade em MMSS, tronco e MMII. A tetraplegia é o caso mais frequente de LM, representando cerca de 45% dos casos nos Estados Unidos, e é caracterizada como uma paralisia completa ou parcial dos MMSS e MMII, do tronco, dos órgãos pélvicos e da musculatura respiratória, na qual ocorre a falta de controle dos músculos do tronco capazes de exercer funções, atrofia de músculos e dos tecidos e problemas com espasticidade, que também são questões que influenciam a resposta postural de pessoas em CR e no surgimento de complicações nos tecidos na região das nádegas, como uma lesão por pressão (GEFEN, 2008).

## **1.2 Lesões por pressão na LM**

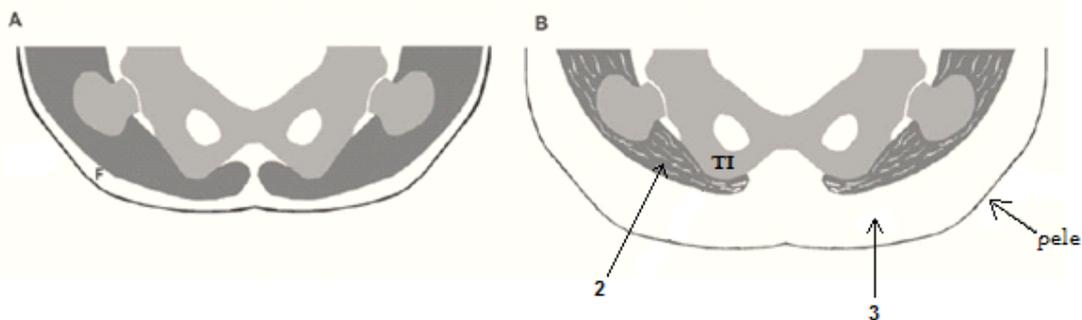
As pessoas com LM possuem alterações estruturais e funcionais abaixo do nível da lesão, devido à ausência ou diminuição de sensibilidade e de movimentos voluntários, e, por isso, permanecem longos períodos em uma mesma posição (seja em CR, na cama, sofá, entre outros) (ATKINS, 2005). Esse fator pode predispor o aparecimento de rupturas da pele e, ainda, por perder o mecanismo protetor devido ao bloqueio da via sensorial, está comumente associado

à incidência e ao desenvolvimento de uma das complicações mais difundidas e persistentes nas pessoas com LM, uma lesão por pressão (FERRARIN; ANDREONI; PEDOTTI, 2000; JAN et al., 2010; SPRIGLE; MAURER; SORENBLUM, 2010).

A lesão por pressão, anteriormente denominada úlcera por pressão, é um comprometimento que ocorre devido às alterações anatomopatológicas e fisiopatológicas da LM (Figura 2), incluindo modificações como o aumento de peso e gordura corporal, perda do tecido ósseo, atrofia muscular, perda de colágeno e adelgaçamento da pele, e, com isso, traz maiores chances de ocorrência de fraturas, fricção e cisalhamento na região das nádegas ao realizar atividades de sentar e transferir-se de uma superfície externa para outra, o que interfere no tamanho das nádegas e, conseqüentemente, tem implicações no sentar (YALCIN et al., 2013; LEVY; KOPPLING; GEFEN, 2014).

Figura 2.A – Tecidos na região das nádegas em pessoas sem alterações teciduais

Figura 2.B – Alterações teciduais na região das nádegas em pessoas com LM de achatamento das tuberosidades isquiáticas (TI), atrofia muscular (2) e aumento da gordura intramuscular nos glúteos (3).



Fonte: Adaptado de GEFEN (2014)

A lesão por pressão é uma área de lesão e necrose tissular nos tecidos da pele ou estrutura subjacente, que possivelmente se desenvolve no corpo quando o tecido mole é comprimido entre uma proeminência óssea (tais como o sacro; incidência de 23%; ísquios - 24%; trocânter - 18%; calcâneo - 8%) e uma superfície externa (como, por exemplo, assentos de cadeiras e leitos), por um longo período de tempo, diminuindo a perfusão da pele no local, o que facilita o surgimento de lesão por isquemia tecidual e necrose (AGRIS; SPIRA, 1979; RIZO, 2003; GIL-AGUDO et al., 2009).

O aparecimento, a formação/desenvolvimento e a causa de lesões por pressão são influenciados por diversos fatores. O início dá-se a partir de dois determinantes principais, sendo eles a intensidade e a duração da pressão, mas existem também os fatores extrínsecos e intrínsecos ligados a essa problemática, como a fricção, cisalhamentos (estresse mecânico paralelo a um plano), umidade, imobilidade, redução e/ou perda da sensibilidade e força muscular (RIZO, 2003; FREITAS et al., 2011; NPUAP, 2016).

O processo de entendimento da formação e desenvolvimento envolve as alterações teciduais, os mecanismos fisiopatológicos e as estruturas anatômicas em pessoas com LM, que incluem ganho e/ou perda de peso, atrofia de tecido musculoesquelético, níveis de gordura intramuscular, perda de massa óssea, alteração de perfusão vascular, alterações de pele e músculos associadas ao desuso e o comportamento biomecânico desses tecidos (GEFEN, 2014).

As características de uma lesão desse tipo são baseadas em um sistema de classificação internacional, proposto pelo *National Pressure Ulcer Advisory Panel* (NPUAP). Formado em 1986, o NPUAP é uma organização profissional independente, sem fins lucrativos, e que visa à prevenção e à gestão de UP. Na Conferência de Consenso de abril/2016, realizada em *Rosemont* (Chicago), IL, o NPUAP realizou a redefinição para as lesões por pressão e seus estágios, mantendo os quatro estágios originais da classificação, acrescentou mais dois que não podem ser classificados, a lesão tissular profunda, e também mais duas definições de lesão por pressão (NPUAP, 2016).

Primeiramente, a NPUAP (2016) traz que a definição de lesão por pressão localizada ocorre por meio de danos à pele e/ou tecido mole subjacente, geralmente sobre uma proeminência óssea ou relatada por um médico ou dispositivo. A lesão pode apresentar pele intacta ou uma úlcera aberta e pode ser dolorosa. Ocorre como um resultado de intensa e/ou prolongada pressão ou de pressão combinada com cisalhamento. A tolerância do tecido mole para pressão e cisalhamento também pode ser afetada por microclima, nutrição, perfusão, comorbidades e condição do tecido mole.

No Quadro 1, a seguir, estão dispostos os quatro estágios da classificação, outros dois que não podem ser classificados, lesão tissular profunda e duas definições adicionais de lesão por pressão do NPUAP 2016:

Quadro 1 - Classificação da lesão por pressão pela *National Pressure Ulcer Advisory Panel*

Estágio	Definição
Estágio I - pele intacta com hiperemia	Pele intacta com uma área localizada de eritema não branqueável, que pode aparecer de forma diferente em peles pigmentadas. Presença de eritema branqueável ou alterações na sensação, temperatura, ou a firmeza podem preceder mudanças visuais. As alterações de cor não incluem descoloração roxo ou marrom, pois elas podem indicar lesão por pressão do tecido profundo.
Estágio II - perda parcial da espessura da pele, com derme exposta	Perda parcial da espessura da pele com derme exposta. O leito da lesão é viável, rosa ou vermelha, úmida, e também pode apresentar uma bolha cheia de soro intacta ou rompida. O tecido adiposo (gordura) e tecidos mais profundos não são visíveis. Tecidos de granulação, fibrina e de escara não estão presentes. Estas lesões comumente resultam de microclima adverso e cisalhamento na pele sobre a pélvis e no calcanhar. Esta etapa não deve ser usada para descrever a umidade associada a danos da pele, incluindo incontinência dermatite associada (IAD), dermatite intertriginosa, feridas traumáticas (queimaduras, abrasões) ou relacionado à lesão da pele devido à ocorrência adesiva médica, ou seja, quando uma manifestação anormal cutânea persiste 30 minutos ou mais após a remoção de adesivo médico (MCNICHOL et al., 2013).
Estágio III - perda de pele em sua espessura total	Perda total da espessura da pele, na qual o tecido adiposo é visível nas úlceras e tecido de granulação e epíbole (bordas da ferida enroladas para baixo) estão frequentemente presentes. Camada de pele morta e/ou escara pode ser visível. A profundidade do dano tecidual varia conforme a localização anatômica; áreas de adiposidade significativa podem desenvolver feridas profundas. Neutralização e encapsulamento podem ocorrer. Fáscia, músculo, tendão, ligamento, cartilagem e/ou osso não estão expostos. Se a pele morta ou escara obscurece a extensão da perda de tecido, esta é uma lesão por pressão que não pode ser estagiada.
Estágio IV- perda de espessura total de pele e tecidos	Perda de espessura total de pele e tecidos com a fáscia exposta ou diretamente palpável, músculo, tendões, ligamentos, cartilagem ou osso na úlcera. Pele morta e/ou escara pode ser visível. Epíbole minando e/ou túneis ocorrem muitas vezes. Profundidade varia conforme a localização anatômica. Se a pele morta ou escara obscurece, a extensão da perda de tecido esta é uma lesão por pressão que não pode ser estagiada.
Lesões que não podem ser estagiadas - perda de espessura total de pele e tecidos, coberta por tecido obscuro/necrosado	Perda de espessura total de pele e tecido em que a extensão do dano tecidual dentro da úlcera não pode ser confirmada, porque é obscurecida por pele morta ou escara, que, se removida, pode revelar uma lesão por pressão em estágio 3 ou 4. Escara estável (seca, ou seja, aderente, intacta, sem eritema) no calcanhar ou membro isquêmico não deve ser atenuada ou removida.
Lesão tissular profunda – área de coloração vermelho escura não branqueável, marrom ou púrpura	Pele intacta ou não, com área localizada de persistente vermelho não branqueável profundo, marrom, manchas roxas ou separação epidérmica revelando um leito da lesão escuro ou com bolha sanguinolenta. Dor e mudança de temperatura muitas vezes precedem mudanças na cor da pele. A descoloração pode aparecer de forma diferente em peles pigmentadas. Esta lesão resulta de intensa pressão e/ou prolongada pressão e forças de cisalhamento na interface músculo-osso. A lesão pode evoluir rapidamente para revelar a real extensão da lesão tecidual ou pode resolver sem perda de tecido. Se o tecido necrosado, tecido subcutâneo, tecido de granulação, fáscia, músculo ou outras estruturas subjacentes são visíveis, isso indica uma perda de espessura completa da lesão (não estagiada, estágio 3 ou 4).
Dispositivos médicos relacionados à lesão por pressão: este descreve uma etiologia	Uso de dispositivos criados e aplicados para fins diagnósticos e terapêuticos. A lesão por pressão resultante geralmente apresenta o padrão ou forma do dispositivo. Esta lesão deve ser categorizada usando o sistema de classificação de lesões por pressão.
Lesão por pressão em membrana mucosa	A lesão por pressão em membranas mucosas é encontrada quando há histórico de uso de dispositivos médicos no local do dano. Devido à anatomia do tecido, essas lesões não podem ser categorizadas.

Fonte: NPUAP, (2016).

A redução dos níveis de danos e deformações das lesões por pressão pode acontecer por meio de métodos de prevenção, como o uso de almofadas adequadas, controle postural, técnicas e manobras na CR, que podem aliviar tais deformações celulares e nos tecidos, diminuindo as chances de desenvolvimento e agravamento de uma lesão por pressão (GEFEN, 2014).

Desse modo, dentre os diversos fatores e problemáticas que podem estar ligados a um indivíduo com LM na CR, um dos principais estudados é a lesão por pressão e sua prevenção, devido às diversas complicações de saúde que ocorrem nesses casos e aos gastos relacionados a ele (BERETTA, 2011). Portanto, prevenir lesões por pressão é relevante tanto para o indivíduo com LM quanto para os serviços de saúde.

### **1.3 Cadeira de rodas, prescrição e adequação postural**

Devido aos acometimentos advindos da LM, o uso de uma CR no cotidiano faz-se indispensável, pois melhora a qualidade de vida de um indivíduo no que diz respeito à locomoção/mobilidade, ajuda no controle de tronco e estabilidade, permitindo a realização de atividades, participação e envolvimento geral de modo ocupacional (ANTONELI, 2003).

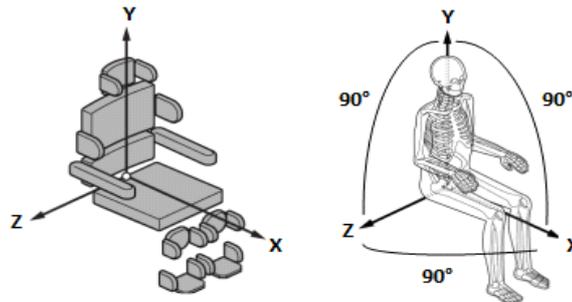
A permanência em longos períodos na posição sentada, seja pelo trabalho, estudos, lazer, ou outras atividades, pode ocasionar doenças, problemas posturais e biomecânicos. Por isso, deve-se buscar maior conforto, segurança, posicionamento e prescrição adequados em CR e que proporcione funcionalidade para esses usuários (ANTONELI, 2003; DICIANNO et al., 2009; HARRAND; BANNIGAN, 2014).

No entanto, pode-se afirmar que a postura sentada não se mantém 100% no mesmo padrão postural, pois não existe um modelo biomecânico de coluna capaz de permanecer por um longo período na mesma posição, ou mantendo posturas estáticas. Por isso, a postura sentada é considerada dinâmica e, apesar de haver diferentes classificações, nenhuma postura é perfeita (ENGSTROM, 2002; SCHMELER, 2003).

Para a manutenção da postura sentada, é preciso um sistema neuromuscular integrado aos músculos, tendões e articulações em conjunto com os receptores visuais e vestibulares (HAMILL; KNUTZEN, 2008; ENGSTROM, 2013). Além disso, a postura sentada está relacionada ao eixo do corpo (coordenadas X, Y, Z) e seu alinhamento em relação aos membros do corpo, cabeça, tronco, posição de MMSS e MMII e apoio dos pés (figura 3), fatores que

devem ser considerados na adequação postural da posição sentada (WAUGH; CRANE, 2013; ENGSTROM, 2013).

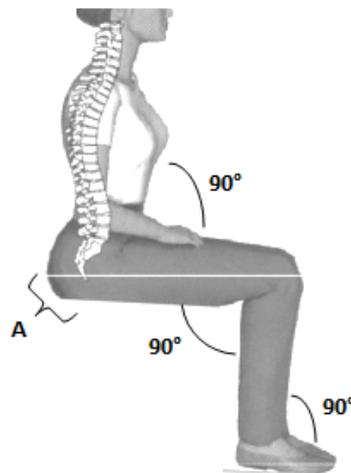
Figura 3 – Eixos X, Y e Z considerados para medidas corporais lineares em sistemas de adequação postural de CR e do usuário.



Fonte: Adaptado de Waugh e Crane (2013).

Na posição sentada, considerando a postura anatômica como referência de ângulos entre tronco e coxa  $90^\circ$ , coxa e perna  $90^\circ$  e perna e pé  $90^\circ$  (Figura 4), deve-se considerar que o centro de gravidade do corpo está situado na região sacral e 50% de todo o peso corpóreo está transferido para o assento da cadeira em 8% de área corpórea, composta pela tuberosidade dos ísquios na região pélvica, tecidos moles, região glútea e da coxa, bem como para o solo por meio dos pés, podendo ser modificado à medida que a postura se altera (ENGSTROM, 2002; BRACCIALLI; VILLARTA, 2000; STINSON et al., 2013).

Figura 4 – Postura sentada anatômica  $90^\circ$ - $90^\circ$ - $90^\circ$ ; (A) Região de suporte na posição sentada formada pela pele, glúteos e coxas.



Fonte: Modificada de Engstrom (2002).

Esta postura anatômica, apesar de ser referência para a posição sentada, não pode ser levada como verdade absoluta na prática, devendo-se considerar as diferentes formas de sentar que o corpo busca visando à funcionalidade, ao conforto, à estabilidade, à flexibilidade articular e às preferências de cada pessoa (ENGSTROM, 2002; SCHMELER, 2003).

Para as pessoas com LM manterem-se na postura sentada, faz-se necessária a utilização de dispositivos, como a CR, que auxiliem na locomoção e no suporte postural. As CRs adaptadas são meios auxiliares que, com a prescrição individual e adequada, melhoram a postura e funcionalidade na posição sentada (SCHMELER, 2003).

Uma CR é um dispositivo de TA importante e essencial para promover a independência e a função do seu usuário. A escolha do tipo da CR, sua prescrição, bem como de seus componentes, deve ser individual, sobretudo para pessoas com LM, devido às mudanças fisiológicas e na anatomia estrutural que ocorrem nos tecidos ao longo da vida. Destaca-se especialmente a adaptação dos tecidos musculares e da pele devido ao desuso, que influenciam diretamente no processo de reabilitação, escolha da cadeira e prescrição de acessórios (GEFEN, 2014).

Para a obtenção de uma CR apropriada, deve-se seguir as principais etapas do seu fornecimento, sendo elas: avaliação, prescrição, financiamento e aquisição, preparação do produto, adequação, treinamento de usuário, acompanhamento, manutenção e reparo (OMS, 2012).

Deve-se sempre levar em consideração a finalidade do acessório, as limitações e habilidades do usuário, os aspectos clínicos da doença, as deformidades já instaladas e o nível de independência, do indivíduo a fim de que ele tenha a CR mais adequada e favorável possível (GEFEN, 2014).

Ademais, existe uma variedade de fabricantes, modelos e componentes de CR, com variação de medidas e sistemas de regulagem, capazes de adequar o dispositivo para suprir as necessidades do usuário (ANTONELI, 2003; GALVÃO; BARROSO; GRUTT, 2013).

A CR pode ser classificada quanto ao seu modo de propulsão, sendo ela manual ou motorizada. A do tipo manual pode ser dividida em: CR padrão, reclinável, esportiva, higiênica e manual “stand-up”; e a do tipo motorizada possui as seguintes divisões: padrão, motorizada “stand-up” e “scooters” (ANTONELI, 2003; HARRAND; BANNIGAN, 2014).

No caso de pessoas com LM que apresentam níveis neurológicos cervicais mais graves e comprometimento nos MMSS, a CR motorizada padrão é a mais indicada, por ter componentes motorizados acoplados na cadeira, como o controle de direção “joystick”, facilitando a locomoção e autonomia no dia a dia (ANTONELI, 2003).

De Souza e Frank (2015) afirmam que as pessoas com graves alterações em MMSS necessitam de uma CR motorizada, juntamente a uma avaliação holística para identificar as características clínicas que influenciam na prescrição da CR.

Para o benefício do uso pessoal e outras intervenções médicas e terapêuticas, De Souza e Frank (2015) acrescentam que os componentes acoplados a uma CR são “aquilo que é necessário para as pessoas que necessitam de uma, mas devido à instabilidade ou deformidade, precisam de uma ajuda adicional” (p. 992 apud BRITISH SOCIETY OF REHABILITATION MEDICINE, 2004) a fim de facilitar e promover a funcionalidade.

Os componentes disponíveis (Figura 5) no mercado para essa tecnologia são: a estrutura da cadeira (material e design), assento e encosto, apoio para os pés e braços, manoplas (para um condutor empurrar a cadeira), freios e rodas (dianteiras, traseiras e anti-tombo). Ainda, as cadeiras possuem alguns mecanismos, como o “quick release”, que permite maior rapidez na desmontagem das rodas, e o mancal, uma placa de regulagem das rodas a fim de manter o alinhamento entre o eixo dos ombros do usuário e o eixo das rodas, facilitando a propulsão da CR. O mancal também viabiliza a regulagem do “*tilt*”, que é uma inclinação do conjunto “assento e encosto” em relação ao solo (ANTONELI, 2003).

Figura 5 – Componentes da CR



Fonte: Adapto de Google Images.

Essa função de *tilt* em CR necessita também de outros recursos que devem ser incluídos, que são denominados de controles mais complexos, como, por exemplo, o “joystick”, controles

montados na bandeja da cadeira para favorecer o alcance e o manuseio, controle de cabeça, outros tipos de tecnologias de assistência e almofadas especializadas (DE SOUZA; FRANK, 2015).

Outro aspecto relevante, segundo Hsu et al. (2013), é a importância do design de sistemas de ajuste do assento da CR motorizada, como sendo crucial no fornecimento de um posicionamento postural adequado e confortável. Os mecanismos de ajuste de assento destinam-se a aumentar a independência do usuário de CR e devem oferecer uma estrutura concisa, de peso leve e com interface de controle para manipulação (HSU et al., 2013).

A geometria e os tipos de articulação desse mecanismo devem estar dispostos de modo que somente uma pessoa possa controlar todas as funções da CR, permitindo que o seu utilizador ajuste o assento simplesmente pressionando um botão. Tendo em vista esses aspectos, o sistema de ajuste pode possibilitar facilidades na sua operação com menos esforço de assistência e também para a transferência (HSU et al., 2013).

Ressalta-se a importância de utilizar esse dispositivo de TA com a devida prescrição, os ajustes de medidas e estruturas corretos, para auxiliar na prevenção de pontos de pressão e outras deformidades, contendo componentes viáveis que permitam maior independência, funcionalidade e conforto. Deve haver o uso apropriado do equipamento e um acompanhamento feito por um profissional especializado na área, como, por exemplo, um terapeuta ocupacional (GRADIM et al., 2016).

As pessoas com LM ficam muitas horas na postura sentada, e, muitas vezes, só saem da CR para dormir, o que pode prejudicar a saúde da pele que mantém contato com as superfícies de apoio, pois os maiores pontos de pressão na postura sentada são concentrados nas tuberosidades isquiáticas. A manutenção de uma postura equilibrada e adequada no dia a dia na CR é de extrema importância em casos de LM, uma vez que essas pessoas, normalmente, não possuem um alinhamento postural correto e estável (GEFEN, 2014).

Em uma revisão de literatura realizada sobre os métodos de redistribuição de pressão na postura sentada, verificou-se que a superfície de suporte e suportes posturais, bem como a adequação postural, são fatores associados e que devem ser considerados em pesquisas com pessoas com LM (SPRIGLE; SONENBLUM, 2011).

#### **1.4 Métodos preventivos de lesões por pressão na cadeira de rodas**

Por definição, a lesão por pressão não pode formar-se sem pressão sobre um tecido, e, devido a isso, é dada uma atenção significativa nas pesquisas em estratégias de prevenção. Em diversos casos, um dos fatores causadores desse tipo de lesão é o contato prolongado com uma superfície de apoio para a posição sentada, como no caso de usuários de CR, principalmente os que possuem perda sensitiva (SPRIGLE; SONENBLUM, 2011).

Os métodos de prevenção mais comuns são, muitas vezes, por meio do uso de almofadas e técnicas que auxiliam na adequação postural (posicionamento em CR), conforto, manutenção e cuidados com a integridade da pele, redução e alívio da pressão em proeminências ósseas (SPRIGLE; SONENBLUM, 2011; GEFEN, 2014).

Diversos estudos sobre métodos de prevenção de lesão por pressão utilizam diferentes tipos de materiais de almofadas para CR a fim de distribuir uniformemente a pressão nas nádegas e aliviar a pressão de interface, reduzindo, assim, um fator causador do desenvolvimento de lesões, e a maioria dos estudos com almofadas e redistribuição de pressão utiliza indivíduos com LM para compor o estudo, como as pesquisas de Ferrarin, Andreoni e Pedotti (2000), Gil-Agudo et al., (2009) e Tanimoto et al., (1998).

Na pesquisa de Tanimoto et al. (1998), teve-se por objetivo medir a distribuição da pressão de cinco tipos de materiais de almofadas para CR em 6 pacientes com LM, utilizando um sistema de medição de pressão, e comparar a distribuição de pressão entre elas. Foi identificado que a intensidade e a área de pressão foram parâmetros influenciados não somente por diferentes almofadas, mas por cada indivíduo da pesquisa, e que o seu peso total pode ser o fator mais importante na influência da distribuição da pressão (TANIMOTO et al., 1998).

Um assento inadequado para CR pode contribuir diretamente para o desenvolvimento de lesões por pressão, acarretando em problemas de saúde ao usuário e consequente diminuição da qualidade de vida. O uso adequado de almofadas auxilia na redistribuição de pressão e manutenção da integridade do tecido da pele (BRIENZA et al., 2010).

Com relação aos tipos de almofadas existentes, elas podem ser classificadas em estáticas e dinâmicas (MAKHSOUS et al., 2007). A primeira oferece uma redistribuição de pressão na interface momentânea, perdendo o seu efeito a partir da compressão e distorção do material, como, por exemplo, as almofadas de espuma; e as dinâmicas oferecem uma redistribuição de pressão na interface por meio de inflação e deflação cíclica no assento, tendo efeito maior e mais duradouro que as estáticas, como as almofadas de ar (MAKHSOUS et al., 2007).

Não somente o uso de almofadas, mas outras diversas recomendações são feitas a fim de se prevenir as lesões por pressão durante a reabilitação e no dia a dia, como o exame diário da pele, manutenção da pele limpa e seca, nutrição da pele, ter uma prescrição individualizada

de CR, monitoramento de peso, adequação postural e realização de técnicas de deslocamentos preventivos de peso com duração na mudança de peso, como *push-up* (quando a pessoa apoia as mãos nos apoios de braços de uma CR e, com o movimento de extensão dos cotovelos, suspende o corpo, elevando-o e distanciando os glúteos do assento), deslocamentos laterais e inclinação de tronco para aliviar a pressão fora das nádegas enquanto estiver sentado a fim de minimizar os riscos de ruptura da pele (STOCKTON; GEBHARTDT; CLARK, 2009; REGAN et al., 2009; SPRIGLE; MAURER; SONENBLUM, 2010).

Os equipamentos que auxiliam no posicionamento, como apoios laterais de tronco e coxa em CR e cintos de tronco e pélvico, também são métodos favoráveis para a postura corporal e posicionamento adequado dos membros e possuem uma relação direta com deslocamento de cargas em locais específicos do corpo. Sendo assim, também são fatores que devem ser considerados na elaboração de estratégias de prevenção de lesões por pressão (SPRIGLE; SONENBLUM, 2011; ANTONELI, 2003).

Nos Estados Unidos, foi feito um levantamento sobre os métodos preventivos de lesões por pressão e descobriu-se que o reposicionamento postural foi a intervenção mais utilizada. A prática comum exige que pacientes de risco façam mudanças de posicionamento no mínimo a cada 2 horas, mas outras pesquisas realizadas mostraram que o tempo é relativo e depende muito de cada caso e indivíduo (SPRIGLE; SONENBLUM, 2011).

Na LM, quando existe algum componente prejudicado em MMSS, seja ele fraqueza, espasticidade, limitações articulares, ou outros que impeçam a pessoa de desempenhar técnicas de deslocamento preventivo de peso ao longo do dia, os sistemas de posições de assento variáveis em CR que incluem *tilt*, *recline* e em pé (*standing*) são opções viáveis (SPRIGLE; MAURER; SONENBLUM, 2010).

### **1.5 Posições variáveis em cadeiras de rodas: *tilt* e *recline***

O principal foco ao realizar periodicamente a manobra de *tilt* e *recline* em CR é a indução de hiperemia reativa, reperusão dos tecidos isquêmicos na região das nádegas, distribuição da pressão e carga do assento junto com o encosto, diminuindo estresse em pontos de pressão, a fim de evitar o desenvolvimento de uma lesão por pressão (NACHEMSON, 1975; FUJITA et al., 2010).

As posições de *tilt* e *recline* realizadas em maiores ângulos na CR fornecem evidências de redução de isquemia da pele, do risco de desenvolver lesões por pressão, aumentando o conforto da pessoa na CR e oferecendo melhor estabilidade postural (JAN et al., 2010).

De acordo com Harrand e Bannigan, (2014), CRs de alta qualidade que contam com os sistemas de *tilt* e *recline* permitem que mudanças ocorram na posição dos usuários para adequação da atividade e em seu contexto (HARRAND; BANNIGAN, 2014).

O *tilt* (Figura 6) é um sistema de inclinação que opera no plano sagital, em que há uma alteração na orientação do ângulo do assento da CR em relação ao solo, mantendo os ângulos entre o assento e o encosto. Essa posição auxilia na redistribuição da pressão do assento para o encosto, mudando a posição da força vertical sentada para inclinada para trás (*tilt* posterior) ou para frente (*tilt* anterior) (DICIANNO et al., 2008; SPRIGLE; MAURER; SONENBLUM, 2010).

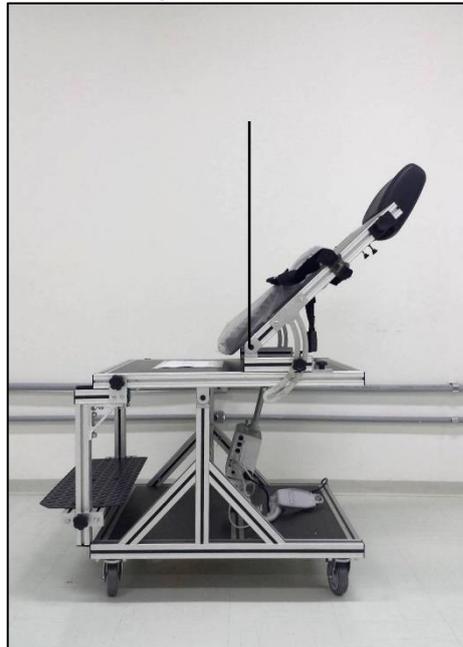
Figura 6 – *Tilt*



Fonte: arquivo pessoal.

E o *recline* (Figura 7) é um sistema de reclinar que proporciona uma mudança na orientação do encosto para trás mantendo um ângulo de inclinação constante em relação ao solo e aumentando o ângulo de inclinação entre assento e encosto (DICIANNO et al., 2008; SPRIGLE; MAURER; SONENBLUM, 2010).

Figura 7 – *Recline*



Fonte: arquivo pessoal.

Atualmente, as CRs com *tilt* e/ou *recline* são disponíveis em dois modelos: o manual ou motorizado. O *tilt* e/ou *recline* manual é realizado com a ajuda dos cuidadores, oferecendo mudança do posicionamento do usuário na CR de forma mecânica. Já o modelo motorizado é prescrito para usuários cuja condição médica limita o recurso manual de *tilt* e *recline* de sua CR devido a inúmeros fatores, como deficiências motoras, cognitivas ou sensoriais (DICIANNO et al., 2009; LANGE, 2000).

Para que os usuários de CR com limitações clínicas se beneficiem da mudança postural com o *tilt* e *recline*, e, apesar de sua limitação, consigam realizar as posições de forma independente, a CR motorizada possui um mecanismo próprio para fazer a mudança postural por meio de um controle motor (DICIANNO et al., 2009; KREUTZ, 1997; LANGE, 2000). Destaca-se que sempre deve ser avaliada sua idade, o grau de lesão e o controle postural, situação médica e social de cada pessoa, respeitando sua singularidade e necessidade na prescrição do modelo de CR ideal (DICIANNO et al., 2009; ANTONELI, 2003).

O *tilt* e *recline* podem ser encontrados também com ângulos fixados na cadeira. Essa possibilidade fornece um posicionamento assistido, sendo viável quando o usuário precisar de uma inclinação e/ou reclino para ter um melhor posicionamento e acomodação do tronco continuamente (DICIANNO et al., 2009).

De acordo com diversos profissionais da área, essa indicação é útil quando existe um encosto da CR moldado de acordo com as características físicas e deformidades instaladas na região do tronco e pelve do usuário, mantendo os ângulos adequados e individuais na CR e estabilizando o tronco devido ao formato do encosto (DICIANNO et al., 2009).

Uma das vantagens de ter um alinhamento adequado, devido à inclinação ou reclino fixo, é o aumento da função, que, juntamente com o uso de apoios de pernas e pés, auxilia na melhora do equilíbrio, na realização de AVD e a manter o posicionamento seguro durante manobras em CR (DICIANNO et al., 2009).

## 1.6 Revisão bibliográfica – *tilt* e *recline*

As publicações sobre os posicionamentos de *tilt* e *recline* em CR entre os anos de 2005 e 2015 trazem estudos relevantes com objetivos de identificar e mostrar a importância desses sistemas para alívio de pressão e prevenção de lesões por pressão. A Tabela 1 abaixo, mostra as pesquisas que tiveram como foco principal os posicionamentos de *tilt* e *recline*, os locais de publicação, dentre outras informações:

Tabela 1 – Artigos incluídos na revisão contendo assuntos de *tilt* e *recline* nos anos de 2005 a 2015.

N	Autor	Título	Revista	Ano
1	Michael, S. M.; Porter, D.; Pountney, T. E.	Tilted seat position for non-ambulant individuals with neurological and neuromuscular impairment: a systematic review	Clinical Rehabilitation Volume: 21 Edição: 12 Páginas: 1063-1074	2007
2	Ding D1, Cooper RA, Cooper R, Kelleher A.	Monitoring seat feature usage among wheelchair users.	Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2007; 2007:4364-7.	2007
3	Ding, Dan; Leister, Elizabeth; Cooper, Rory A.; et al.	Usage of tilt-in-space, recline, and elevation seating functions in natural environment of wheelchair users	Journal of Rehabilitation Research and Development Volume: 45 Edição: 7 Páginas: 973-983	2008
4	Van Geffen, Reenalda J, Veltink PH, Koopman BF.	Effects of sagittal postural adjustments on seat reaction load.	J Biomech. 2008 Jul 19;41(10):2237-45.	2008

5	Dicianno, Brad E.; Arva, Juliana; Lieberman, Jenny M.; et al.	RESNA Position on the Application of Tilt, Recline, and Elevating Legrests for Wheelchairs	Assistive Technology Volume: 21 Edição: 1 Páginas: 13-22	2009
6	Jan, Yih-Kuen; Jones, Maria A.; Rabadi, Meheroz H.; et al.	Effect of Wheelchair Tilt-in-Space and Recline Angles on Skin Perfusion Over the Ischial Tuberosity in People With Spinal Cord Injury	Archives of Physical Medicine and Rehabilitation Volume: 91 Edição: 11 Páginas: 1758-1764	2010
7	Sprigle, Stephen; Maurer, Christine; Sonenblum, Sharon E.	Load Redistribution in Variable Position Wheelchairs in People With Spinal Cord Injury	Journal of Spinal Cord Medicine Volume: 33 Edição: 1 Páginas: 58-64	2010
8	Fujita, Daisuke; Mori, Akiko; Cleminson, Tim; et al.	Using Seating Techniques as a Preventative Measure against Lower Limb Edema-The Effect of Combining Tilt Angle and Reclining Mechanisms on Wheelchairs	Journal of Physical Therapy Science Volume: 22 Edição: 4 Páginas: 437-441	2010
9	Sonenblum, Sharon E.; Sprigle, Stephen H	The impact of tilting on blood flow and localized tissue loading	Journal of Tissue Viability Volume: 20 Edição: 1 Páginas: 3-13	2011
10	Fu J, Jan YK, Jones M.	Development of intelligent model to determine favorable wheelchair tilt and recline angles for people with spinal cord injury.	Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2011; 2011: 2045-8.	2011
11	Fu, J., Wiechmann, P., Jan, Y.K., Jones, M.	Towards an intelligent system for clinical guidance on wheelchair tilt and recline usage.	Conf. proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 4648-4651.	2012
12	Jan, Y.K; Crane, B.A; Liao, F; Woods, J.A; Ennis, W.	Comparison of Muscle and Skin Perfusion Over the Ischial Tuberosities in Response to Wheelchair Tilt-in-Space and Recline Angles in People With Spinal Cord Injury	Archives of Physical Medicine and Rehabilitation Volume: 94 Edição: 10 Páginas: 1990-1996	2013
13	Jan, Yih-Kuen; Crane, Barbara A.	Wheelchair Tilt-in-Space and Recline Does Not Reduce Sacral Skin Perfusion as Changing From the Upright to the Tilted and Reclined Position in People With Spinal Cord Injury	Archives of Physical Medicine and Rehabilitation Volume: 94 Edição: 6 Páginas: 1207-1210	2013
14	Jan, Yih-Kuen; Liao, Fuyuan; Jones, Maria A.; et al. <sup>(b)</sup>	Effect of Durations of Wheelchair Tilt-in-Space and Recline on Skin Perfusion Over the Ischial Tuberosity in People With Spinal Cord Injury	Archives of Physical Medicine and Rehabilitation Volume: 94 Edição: 4 Páginas: 667-672	2013
15	Fu, J., Jones, M., Jan, Y.-K.	Development of intelligent model for personalized guidance on wheelchair tilt and recline usage for people with spinal cord injury: Methodology and preliminary report	Journal of Rehabilitation Research and Development, 51 (5), p. 775-788.	2014
16	Lung, Chi-Wen; Yang, Tim D.; Crane, Barbara A.; et al.	Investigation of Peak Pressure Index Parameters for People with Spinal Cord Injury Using Wheelchair Tilt-in-Space and	Biomed Research International Número do artigo: 508583	2014

		Recline: Methodology and Preliminary Report		
17	Dicianno, BE; Lieberman, J; Schmeler, MR; Souza, AESP; Cooper, R; Lange, M; Liu, H; Jan, YK	Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America's Position on the Application of Tilt, Recline, and Elevating Legrests for Wheelchairs Literature Update	Assistive Technology Volume: 27 Edição: 3 Páginas: 193-198	2015

Na categoria de evidências, principalmente sobre alívio de pressão e respostas biomecânicas relacionadas aos sistemas de *tilt* e *recline*, destacaram-se os artigos de Michael, Porter e Poutney (2007), ressaltando fatos como o uso de ambos os recursos ser capaz de reduzir as pressões na interface sobre a pelve em pessoas com deficiência neurológica ou neuromuscular incapazes de andar, bem como a necessidade de pelo menos 20° de inclinação para reduzir efetivamente a pressão de interface e prevenir lesões por pressão. Ding et al. (2007) relatam que, durante a utilização de *tilt* entre 2,5° e 15°, ocorre alívio de pressão na região das nádegas e conforto postural. Jan et al. (2010) mostraram a eficácia do alívio de pressão e perfusão sanguínea na região dos ísquios com 35° de *tilt* quando combinada com 100° de *recline* e pelo menos 25° de *tilt* quando combinado com 120° de *recline* em pessoas com LM.

Ding et al. (2008), com relação ao uso dos sistemas para conforto postural e alívio de pressão, destacaram que o uso dos dois sistemas combinados favorece mais o alívio de pressão do que usados separadamente. Dicianno et al. (2009; 2015), por sua vez, comentam que os posicionamentos de *tilt* e *recline* são úteis e medicamente necessários para questões relacionadas com a adequação postural, funcionalidade, transferências e questões biomecânicas e fisiológicas, contraturas ou deformidades, espasticidade, alívio de pressão, conforto, ou movimento dinâmico.

Sonenblum e Sprigle (2011) demonstraram o uso de *tilt* para aumentar a função, saúde e qualidade de vida de pessoas que utilizam CRs motorizadas, e, ainda, afirmaram que, ao contrário da pressão, o fluxo sanguíneo aumentou em todos os graus de *tilt*, sendo que o alívio dos pontos de pressão aconteceu durante inclinações acima de 45°.

A segunda categoria apresentada na revisão referente ao sistema de *tilt* e *recline* foi a de evidências com grupos controle saudáveis, a qual apresentou: a pesquisa de Van Geffen et al. (2008), em que foi possível afirmar que o *tilt* foi eficaz para regular a força de cisalhamento na posição sentada. Também se observou que a influência do *recline* foi menos eficaz na região do sacro e dos ísquios, pois ocorrem constantes pressões de interface nas coxas, juntamente com uma diminuição de forças nessa área e o aumento da força de cisalhamento.

A pesquisa de Sprigle, Maurer e Sonenblum (2010) contou com seis participantes sem deficiência e dez pessoas com LM a fim de mostrar quantitativamente a redução de força na sede e magnitudes de cargas sobre o assento e costas durante as fases de *tilt*, *recline* e *standing*, dentro de suas respectivas gamas clínicas. Observou-se que o aumento da descarga de peso sobre o encosto ao realizar o *tilt* foi maior quando comparado ao *recline*, e a utilização de 50° de *tilt* ou 60° de *recline* provocou a redução de 60% da descarga de peso no assento da CR.

O estudo de Fujita et al. (2010) mostrou maior eficácia de diminuição/alívio de pressão e aumento da perfusão sanguínea na combinação de *tilt* e *recline* completos (maiores graus possíveis), e, além disso, que o *tilt* e *recline*, quando realizados ao máximo, diminuem a área de contato, especialmente na região femoral posterior, mostrando, assim, que a combinação de *tilt* e *recline* em maiores ângulos favorece os tecidos das nádegas, aliviando pressão e aumentando perfusão sanguínea, principalmente em usuários de CR que não podem realizar ativamente o bombeamento muscular.

A pesquisa de Fu, Jan e Jones (2011) apresentou um protótipo inteligente chamado de “modelo inteligente”, que mostrou os ângulos mais favoráveis de *tilt* e o *recline* da CR individualmente para as pessoas com LM, e também investigou a resposta do fluxo sanguíneo na região das nádegas, sendo este o primeiro estudo usando modelos inteligentes para prever os melhores ângulos de *tilt* e *recline* em CR.

Na última categoria sobre evidências, sobretudo com relação à perfusão sanguínea, foram corroborados os estudos de Fu, Wiechmann, Jan e Jones (2012), os quais propuseram a construção de um sistema inteligente de orientação clínica sobre o uso eficaz do *tilt* e *recline* com o objetivo de aumentar o fluxo sanguíneo da pele para os tecidos isquêmicos. Os resultados mostraram que a abordagem proposta foi promissora, tornando possíveis prescrições mais exatas e calculadas das angulações de *tilt* e *recline* para cada indivíduo de maneira singular.

Jan et al. (2013) <sup>(a)</sup> utilizaram combinações de cinco ângulos, resultando em seis condições, a fim de comparar a eficácia delas sobre o reforço muscular e a perfusão da pele na região dos ísquios em pessoas com LM. Os resultados apontaram que os ângulos de 15°, 25° e 35° em *tilt* juntamente com 120° de *recline* e o de 35° de *tilt* com 100° de *recline* são eficazes para perfusão sanguínea da pele nas regiões de pressão e no reforço muscular.

Em outra investigação, Jan et al. (2013) <sup>(b)</sup> buscaram comparar diversos tempos de duração em diferentes ângulos de *tilt* e *recline* para garantir o reforço da perfusão da pele sobre a tuberosidade isquiática, demonstrando que o usuário de CR deve realizar pelo menos 3 minutos em determinada posição para ser efetiva a diminuição da isquemia dos tecidos na tuberosidade dos ísquios.

Jan e Crane (2013) utilizaram seis condições de ângulos para verificar o efeito deles na perfusão da pele sacral em pessoas com LM. Como resultado, os autores apresentaram que não houve uma diferença significativa em todos os seis protocolos realizados quando se muda de uma posição vertical para um *tilt* ou *recline* no que se refere à perfusão da pele da região sacral.

Em pesquisa mais recente, Fu, Jones e Jan (2014) realizaram um novo estudo com o objetivo de demonstrar a viabilidade da técnica para melhorar a precisão da previsão do modelo inteligente. Os autores melhoraram a precisão da previsão do modelo inteligente e efetivamente refinaram este modelo.

Lung et al. (2014) realizaram um estudo a fim de determinar o efeito da localização e tamanho da janela do sensor no cálculo do índice de pico de pressão de um mapeamento de pressão com diferentes graus de *tilt* e *recline* com pessoas com LM. O estudo confirmou a ocorrência do pico de pressão e deslocamento do centro de pressão durante *tilt* e *recline*, e, no *recline*, foi visto o deslocamento do pico de pressão em resposta ao *tilt*, sugerindo que os locais de janela dos sensores selecionados devem ser ajustados na configuração da CR.

Além dessas pesquisas citadas, outras também trouxeram o uso de *tilt* e *recline* em diversas situações, como um artigo de Pfaff (1993), em que apresentou os prós e os contras de se utilizar os sistemas de *tilt*, *recline* e ambos, entre os quais o alívio de pressão como um fator positivo para o usuário de CR utilizando os dois sistemas e o aumento de chances de cisalhamento dos tecidos das nádegas em posições de *recline*.

No estudo de Vaisbuch et al. (2000), utilizando os sistemas variáveis de posicionamento, sendo eles *tilt*, *recline* e ambos, foi evidenciado que 25° de *tilt* resultou em 22% de redução das áreas de pressão em crianças com mielomeningocele e paraplegia completa e que, no geral, as posições variáveis de *tilt*, *recline* e a combinação dos dois diminuíram as pressões na interface do assento da CR das crianças. Esse estudo destacou também a importância de medir a pressão de interface entre corpo e assento para cada pessoa e usar as informações obtidas para prescrever e personalizar a utilização da CR.

O estudo de Sonenblum, Sprigle e Maurer (2009) teve como objetivo acompanhar e descrever o uso de sistemas de inclinação durante a vida cotidiana, monitorizados por 1-2 semanas, como o tempo gasto em diferentes ângulos de inclinação e a frequência de inclinação e alívio de pressão por meio da inclinação. Os participantes usaram os sistemas de inclinação de muitas maneiras diferentes, incluindo indivíduos que se sentaram em pequenos ângulos de inclinação (0°-14°) e os que se sentaram em ângulos de inclinação média (15°-29°). Poucos utilizaram a CR com inclinação acima de 45°. Quase todos os indivíduos ao longo do dia

realizaram o *tilt* com o desempenho médio  $>3$  *tilt* por hora, durante as atividades do dia a dia, caracterizando o uso regular do sistema.

MacDonald et al. (2009) realizaram um estudo com CRs manuais e leves equipadas com um novo dispositivo de roda anti-tombo traseira e CRs motorizadas e pesadas para comparar os efeitos de redução de pressão no assento ao realizar manobras de inclinação (*tilt*). Como resultado do estudo, foi encontrado que não houve diferenças significativas entre as CRs, e ambas apresentaram redução equivalente de pressão no assento.

Giesbrecht, Ethans e Staley (2011) levaram a cabo um estudo de medidas repetidas com o objetivo de medir sistematicamente a redução relativa da pressão de interface nos ísquios e sacro por meio de um aumento crescente de 10 graus ( $0^\circ$  a  $50^\circ$ ) de *tilt* em uma CR manual de indivíduos com LM completa. Os resultados desse estudo apresentaram que o ângulo de inclinação teve um efeito significativo sobre a redução da pressão nos ísquios, e que a redução da pressão sacral não ocorreu até  $30^\circ$  de inclinação, com o aumento da carga em ângulos de inclinação menores. E, ainda, foi visto que não houve diferença significativa na redução da pressão em ísquios e sacro entre os participantes com tetraplegia e paraplegia.

Chae (2012) apresentou um estudo sobre alterações na função cardiopulmonar durante a propulsão da CR em uma escada rolante, com realização de ajustes do ângulo do encosto. Foram utilizadas como variáveis o consumo de oxigênio, frequência cardíaca, as emissões de dióxido de carbono, consumo de oxigênio por peso corporal e frequência respiratória para medição de dados cardiopulmonares. E, com relação ao sistema de *tilt* e *recline*, foi possível concluir que um ângulo de *recline* de  $13^\circ$  fornece uma carga de trabalho cardiopulmonar inferior ao ângulo da base ( $3^\circ$ ).

No estudo de Kobara, et al. (2013), foi investigada a influência da distância entre a posição do eixo de rotação do encosto e articulação do quadril sobre as mudanças e força de cisalhamento aplicada para as nádegas. Os resultados desse estudo sugeriram que a força aplicada às nádegas e no encosto devido a um aumento da distância entre o eixo entre encosto e a articulação do quadril conduziram a um aumento na força de cisalhamento remanescente após *recline*. Portanto, esse estudo mostrou a necessidade de estratégias de abordagem de assentos para a prevenção de lesões por pressão, buscando possibilidades de reduzir a força de cisalhamento aplicada às nádegas durante e após o *recline* por meio de ajustes nos eixos de rotação da CR.

Chen et al. (2014) investigaram as pressões de interface isquiáticas e coccígea em resposta a mudanças nos ângulos de *tilt* e *recline* da CR. Foram utilizadas seis combinações na CR (15, 25, e 35 graus de *tilt* e 10 e 30 graus de *recline*). As pressões na região isquiática

diminuíram em resposta às crescentes combinações realizadas, e pareciam ser redistribuídas para o cóccix, em resposta às quatro combinações de ângulos menores e redistribuído para o apoio de costas em resposta às duas maiores combinações de ângulo.

Harrand e Bannigan (2014) identificaram, a partir de uma revisão, que existe uma falta de evidências de alta qualidade sobre os benefícios terapêuticos do sistema de *tilt* em CR, mas que existem. E que, apesar do alto custo para se adquirir uma CR desse tipo, é preciso compreender e investigar a sua necessidade para justificar a prescrição de CRs de alta especificação que atendam às necessidades profissionais e dos usuários dentro dos recursos limitados de saúde e assistência social.

O estudo de Shankar, Mortenson e Wallace (2015) mostrou que CRs com sistema de *tilt* são comuns em cuidados domiciliares, mas pouca evidência empírica existe a respeito de como elas são usadas por residentes e funcionários nessas configurações. Para tanto, esses autores realizaram esse sub-estudo para examinar como CRs com sistema de *tilt* são utilizadas na prática e as experiências dos usuários. Foram identificados dois subtemas: promoção de conforto e mobilidade para participação. Achados sugerem que essas CRs podem habilitar o controle pessoal de usuário, ilustrando como CRs com sistema de *tilt* podem ativar o envolvimento ocupacional, sugerindo que a vigilância é necessária para impedir a sua utilização como uma restrição.

Existem ainda outros estudos que incluem *tilt* e *recline* durante as pesquisas, mas trazem esses sistemas como secundários aos objetivos ou apenas os citam como uma opção existente para CR, como as pesquisas de Kirby et al. (2008), Ward et al. (2010), Harris et al. (2010), Yang et al. (2013), Brose e Wali (2014), De Souza e Frank (2015), Li et al. (2015) e Groah et al. (2015).

Alguns prós e contras importantes a se considerar sobre esses dois sistemas são que a combinação de *tilt* e *recline* pode reduzir a pressão e o cisalhamento, prevenindo o desenvolvimento e agravamento de lesões por pressão, entretanto o uso do *recline* apenas, como já dito em pesquisas anteriores, pode impedir a realização de AVD, predispondo um estado de incapacidade funcional e maior dependência do indivíduo e pode causar força de cisalhamento na interface da nádega e assento/almofada (GILSDORF et al., 1990; HOBSON, 1992; MAKHSOUS et al., 2007; JAN et al., 2010).

Groah et al. (2015), em uma revisão sistemática sobre a eficácia do posicionamento e reposicionamento na cama e CR para prevenção de úlceras de pressão, tanto na LM quanto em pessoas sem deficiência, destacam que as evidências não suportam recomendações conclusivas sobre posicionamento ou reposicionamento de técnicas de prevenção de lesões por pressão na

cama ou na posição sentada, o que exige maiores estudos em estratégias de prevenção para cama, em posicionamento sentado e de manobras para alívio de pressão.

Além desses estudos, foi encontrada a pesquisa de Perazzo (2016), realizada no Brasil, sobre a influência de ângulos de *tilt* (4°, 16° e 28°) para pressões em assento de CR com pessoas com paralisia cerebral, a partir de uma análise de adequação postural na CR. Esse estudo trouxe contribuições relevantes para a importância da adequação postural e a utilização de *tilt* em CR para o usuário de acordo com as necessidades individuais e para os serviços de reabilitação.

Essa pesquisa em questão trouxe dados sobre os efeitos e método de prevenção de lesões por pressão mediante *tilt* e *recline* e a análise do uso da TA (CR e seus componentes), bem como sua relevância como primeira pesquisa brasileira nesse assunto em pessoas com LM. O uso de *tilt* e *recline* no Brasil ainda carece de informações e conhecimentos pelos profissionais e usuários desses sistemas. Não existem pesquisas brasileiras que destaquem os benefícios, a usabilidade, a aplicabilidade e a real necessidade do *tilt* e *recline* em CR. Além disso, as CRs no Brasil fornecidas pelo SUS não possuem os sistemas de *tilt* e *recline* disponíveis.

Portanto, esta pesquisa teve o propósito de identificar como se dá a redistribuição de pressão no assento comparando diferentes ângulos de *tilt* e *recline* com parâmetro nas áreas de risco de lesões por pressão.

Acredita-se, por conseguinte, que este estudo contribui para promover e educar os profissionais de saúde que trabalham na área de reabilitação, com adequação postural em CR, com pessoas com LM e para a terapia ocupacional, na medida em que promove a produção de evidências para a prescrição, a adequação e a orientação postural a partir da identificação do uso do *tilt* e *recline* com o objetivo de promover a prevenção de lesões por pressão. Também, acredita-se que os achados deste estudo em questão possam ser um recurso disponibilizado para pessoas com lesões altas, como a tetraplegia.

## 2 OBJETIVO GERAL

Objetiva-se, nesse estudo, avaliar a distribuição de pressão na interface nádega/almofada em áreas suscetíveis a lesões por pressão (sacro, ísquios) durante as posições de *tilt* e *recline* em pessoas com tetraplegia por lesão na medula espinal.

### 2.1 Objetivos específicos

- Comparar os efeitos de nove posicionamentos em diferentes angulações (10°, 20°, 30° de *tilt* e 100° e 120° de *recline*) realizadas na redistribuição de pressão em assento de um simulador de cadeiras de rodas em pessoas com tetraplegia;
- Analisar as médias de pressão da interface nádega/almofada com relação aos posicionamentos realizados, a área de contato, o pico de pressão e o *Peak Pressure Index* máximo (PPI<sub>m</sub>) para as tuberosidades isquiáticas, todas padronizadas pelo peso de cada participante;
- Analisar a satisfação pessoal em relação às posições variáveis;
- Descrever e analisar aspectos específicos da cadeira de rodas de cada participante, tipo de manobra de alívio de pressão realizada e a relação de dados clínicos com a prevenção de lesões por pressão.

### 3 METODOLOGIA

Para dar início à presente pesquisa, uma revisão bibliográfica foi realizada no período de novembro-dezembro de 2015, nas seguintes bases de dados: *PubMed*, *SCOPUS*, *Web of Science* e *OTseeker* nos idiomas português, inglês e espanhol, abrangendo artigos publicados entre janeiro de 2005 e outubro de 2015. Também se consultou a Biblioteca Virtual em Saúde (nas bases *Medline* e LILACS).

Foram utilizados os seguintes descritores contemplados nos Descritores em Ciências da Saúde (DeCS): “*wheelchairs*”, “*tilt-in-space*”, “*tilt-recline*”, “*recline*”, “*pressure relief*” e “*repositioning systems*”. A partir da combinação desses descritores, foram localizadas 45 produções.

Para avaliação dos dados, foi realizada uma análise e interpretação de forma organizada e sintetizada por meio de uma tabela que compreendeu os seguintes itens: identificação do estudo, temática, objetivos, delineamento do estudo, procedimentos metodológicos, principais resultados, contribuições, ano e periódico de publicação.

Após a análise dos 45 artigos, foram excluídos 28 que não entraram nos critérios da revisão. Com isso, a amostra final da revisão foi constituída por 17 artigos, que foram analisados na íntegra (SANTOS et al., 2013).

Os resultados foram analisados de forma descritiva a partir de três categorias dos principais desfechos de cada pesquisa/evidência, sendo elas: categoria 1 – evidências sobre alívio de pressão e respostas biomecânicas; categoria 2 – evidências com grupos controle saudáveis; e categoria 3 – evidências sobre perfusão sanguínea.

#### 3.1 Caracterização do Estudo

Esta pesquisa é um estudo descritivo composto por estudos de casos. Além disso, possui um enfoque quantitativo e um fundamento no paradigma dedutivo. Esse tipo de estudo pode oferecer a oportunidade de relações com variáveis ainda pouco elaboradas, permitindo indicar algumas tendências (SAMPIERI; COLLADO; LUCIO; 2013).

### 3.2 Participantes

Participaram desta pesquisa 5 pessoas com LM por tetraplegia. A amostra desta pesquisa foi não probabilística, por conveniência, na qual o pesquisador seleciona os participantes mais acessíveis, conforme sua conveniência e dentro dos critérios de inclusão. Esse método de estudo pode ser justificado pelo seu uso em estudos exploratórios, sem definições pré-estabelecidas sobre as variáveis e como uma base para a criação de hipóteses (KINNEAR; TAYLOR, 1979; BARROS; LEHFELD, 1990; FARIAS FILHO; ARRUDA FILHO, 2015). Foram selecionadas 8 pessoas que se adequaram aos critérios e aceitaram participar desta pesquisa: 5 pessoas com lesão, de acordo com os seguintes critérios de inclusão e exclusão:

- **Critérios de inclusão:** apresentar nível de tetraplegia de nível cervical (C3 à C7), pois o uso dos sistemas de *tilt* e *recline* é viável em casos de LM em níveis mais altos (SPRIGLE; MAURER; SONENBLUM, 2010); ambos os sexos; e adultos (com idade entre 18 e 60 anos).

- **Critérios de exclusão:** idosos e pessoas com baixa pressão sanguínea, pessoas que fazem uso de cateter intermitente; contratura nas articulações; com espasticidade; uso de ventilador mecânico ou implante para controle da respiração, pois, ao realizar os diferentes posicionamentos, podem surgir complicações e agravos à saúde, como risco de ocorrência de uma hipotensão ortostática, aumento do padrão estático, disreflexia autonômica, entre outras ocorrências clínicas (KREUTZ, 1997).

Os participantes desta pesquisa foram selecionados a partir de sujeitos cadastrados no banco de dados do Laboratório de Análise Funcional e Ajudas Técnicas (LAFATec) do Departamento de Terapia Ocupacional (DTO) da UFSCar, elaborado a partir de outras pesquisas já desenvolvidas por esse laboratório.

### 3.3 Local da pesquisa

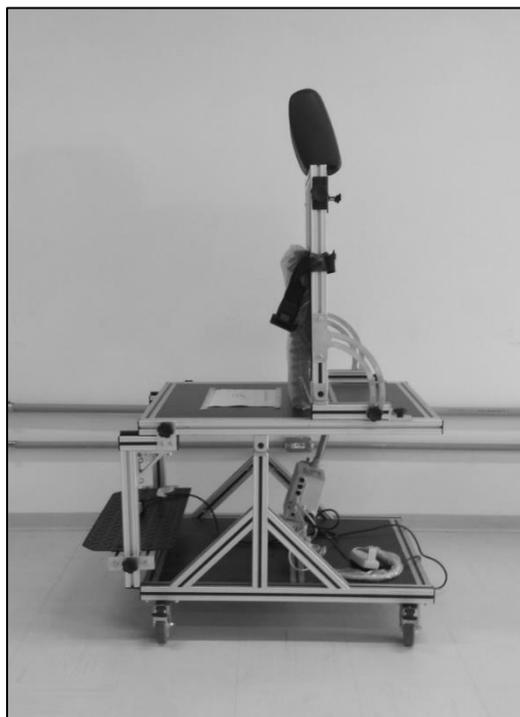
A coleta de dados ocorreu na cidade de São Carlos – SP, no domicílio dos participantes, devido à dificuldade de locomoção de suas casas até o Laboratório da UFSCar. Logo, todos os equipamentos e materiais utilizados para esta pesquisa foram deslocados para o domicílio dos participantes por meio de transporte pessoal dos pesquisadores.

### 3.4 Materiais e equipamentos

Para o desenvolvimento desta pesquisa, foram utilizados os seguintes equipamentos: notebook da marca Acer Aspire E1- 571, com processador Intel® Core™ i3, com 6 GB de memória RAM, tela de LED de 15,6 polegadas e sistema operacional Windows® 7 Home Premium; um simulador de CR, que é um equipamento utilizado para simular qualquer possível situação em uma CR – pode simular variações métricas ou angulares, proporcionar variados ajustes de posicionamento de acessórios como apoios de tronco, cintos, entre outros (DIGITS BRASIL, 2007).

O simulador (Figura 8) possui 130 cm de altura, 66 cm de profundidade e 69 cm de largura do encosto, 69 cm de largura e 54 cm de profundidade do assento, alcance máximo de 47 cm para a base de apoio dos pés e adaptações próprias, tais como ajustadores manuais de diferentes inclinações para o encosto e alcance do tronco, ajustadores manuais para a altura da base de apoio dos pés, e controle eletrônico para realização do *tilt* no simulador (assento e encosto acoplados para inclinações de até 30°).

Figura 8 – Simulador de CR



Fonte: acervo pessoal.

Além disso, para esta pesquisa foram utilizadas adaptações acopladas ao simulador desenvolvidas pelos pesquisadores deste estudo, tais como apoio de cabeça com 20 cm de largura por 20 cm de altura por 10 cm de profundidade, cinto na região do tronco, do tipo automobilístico, com 5 cm de largura e apoio com base maior para os pés, de 26 cm de profundidade por 60 cm de largura.

No assento desse simulador de CR, foi utilizada a almofada *Roho* ®*High Profile Quadtro Select*<sup>TM</sup> (Figura 9), confeccionada com gomos de ar interligados que permitem a circulação de ar entre as células, fornecendo um conforto térmico e acompanhada de uma bomba de ar para ser insuflada. Este equipamento proporciona distribuição de pressão adequada, promovendo tanto a prevenção quanto o tratamento de uma lesão por pressão. Um ponto importante a ser considerado sobre essa almofada é que ela não deve ser utilizada sem uma capa, pois, sem ela, os gomos de ar separar-se-ão e não exercerão a sua função protetora (ROHO, 2015). A escolha dessa almofada foi de acordo com resultados de estudos anteriores a este, como o de Yuen e Garret, (2001), Trewartha e Stiller (2011) e Mendes (2016), que a identificaram como a melhor dentre outras para diminuição de pressão no assento em pessoas com tetraplegia.

Figura 9 – Almofada de ar ROHO ®*High Profile Quadtro Select*<sup>TM</sup>



Fonte: ROHO.

Foi identificado que a almofada *Roho*® *Quadtro Select High Profile*<sup>TM</sup> apresentou os melhores resultados de alívio de pressão para usuários com LM, como visto no estudo de Yuen e Garret (2001), cujo objetivo foi avaliar a efetividade do alívio de pressão de três tipos de almofadas de diferentes materiais em CR para um indivíduo com LM, entre elas a almofada

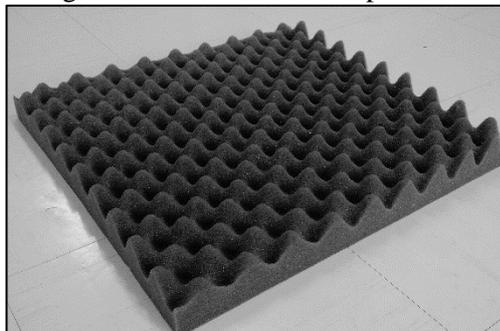
*Roho*®, confeccionada com base de apoio em células de ar. A análise dos dados indicou que o número de sensores de pressão que registrou os níveis prejudiciais na interface nádega-almofada para a almofada *Roho*® foram significativamente menores do que os registrados nas outras almofadas, apontando a *Roho*® como a mais eficiente para o alívio de pressão (YUEN; GARRET, 2001).

Na pesquisa conduzida por Trewartha e Stiller (2011), foram analisadas duas almofadas confeccionadas com gomos de ar, a *Roho*® Quadtro Select High Profile™ e Vicair® Academy Adjuster™, a fim de determinar qual almofada apresentava maiores índices de distribuição de pressão para pacientes com alto risco de desenvolver lesões por pressão. A partir dos dados analisados, foi possível concluir que a almofada *Roho*® teve qualidade de redistribuição de pressão superior para pacientes com alto risco de desenvolver essas lesões, apresentando significativamente menor número de células de pressão (TREWARTHA; STILLER, 2011).

O estudo de Mendes (2016) buscou determinar e analisar a distribuição da pressão no assento utilizando três tipos de almofadas de posicionamento e alívio/distribuição de pressão para CR em pessoas com LM, entre elas a *Roho*® Quadtro Select High Profile™. De acordo com resultados obtidos em estudos anteriores, neste também foi encontrado que a almofada *Roho*® Quadtro Select High Profile™ foi a melhor para a redistribuição e o alívio de pressão para pessoas com LM (MENDES, 2016).

E, por fim, foi utilizada, também no encosto do simulador, uma almofada de espuma plana de média densidade (Figura 10), com 45 cm de profundidade, 45 cm de largura e 7 cm de altura, fabricada em espuma alveolada, conhecida no comércio como caixa de ovo, a fim de prevenir desconforto na região devido ao material duro e resistente do encosto do simulador de CR.

Figura 10 – Almofada de espuma



Fonte: arquivo pessoal.

### 3.5 Instrumentos de coleta de dados

Foram utilizados os seguintes instrumentos para a coleta dos dados desta pesquisa:

- Formulário de caracterização do participante (APÊNDICE I): segundo Gil (2010), um formulário é um instrumento para coletar dados utilizando-se de técnicas de interrogação “em que o pesquisador formula questões previamente elaboradas e anota as respostas” (GIL, 2010, p. 103). Foi elaborado um formulário, adaptado de Mendes (2016), pelos pesquisadores deste estudo contendo informações de identificação sobre o uso e tempo de permanência na CR, estratégias para prevenção de lesão por pressão, dados clínicos e antropométricos dos participantes, incluindo o Índice de Massa Corporal (IMC) e a relação cintura-quadril (RCQ).

O IMC é um índice de peso por altura comumente utilizado para classificar o peso de adultos, desde o baixo peso até a obesidade III. Para a definição da classe, é realizado o cálculo de peso em quilogramas dividido pela altura ao quadrado em metros ( $\text{Kg/m}^2$ ) (Tabela 2) (WHO, 1999; ABESO, 2009).

Tabela 2 - Classificação de IMC para adultos

Classificação	IMC ( $\text{Kg/m}^2$ )	Risco de comorbidades
Abaixo do peso	< 18,5	Baixo (risco de outro problema clínico aumentado)
Peso normal	18,5-24,9	Médio
Sobrepeso	$\geq 25$	-
Pré-obeso	25,0 a 29,9	Aumentado
Obeso I	30,0 a 34,9	Moderado
Obeso II	35,0 a 39,9	Grave
Obeso III	$\geq 40,0$	Muito grave

E a RCQ (Tabela 3) é recomendada pela OMS e pelo Ministério da Saúde para avaliar os índices antropométricos adotados pela Vigilância Alimentar e Nutricional de adultos. O RCQ é um indicador que afere a localização da gordura corporal de baixo risco até muito alto risco, a partir da relação entre cintura e quadril, na qual deve-se medir a cintura na parte mais estreita da região do abdômen e o quadril na parte mais larga na região dos glúteos, e, em seguida, divide-se o valor da medida da cintura pela medida obtida do quadril (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2004).

Tabela 3.1 - Classificação RCQ de riscos para homens

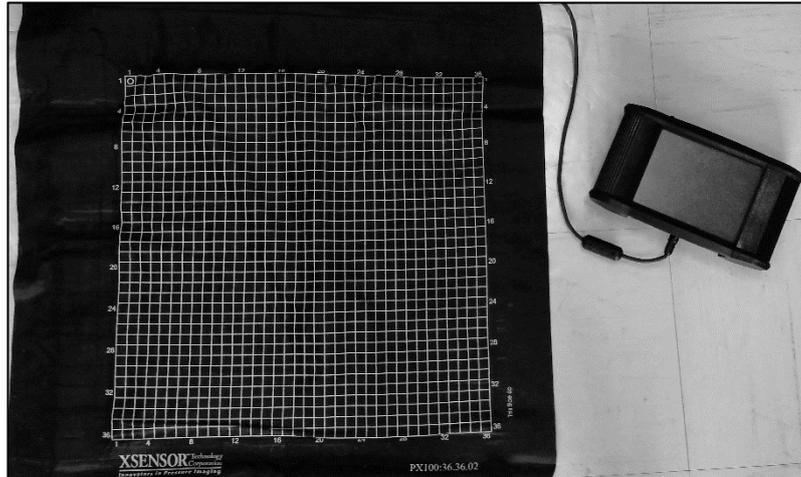
Idade	Baixo	Moderado	Alto	Muito alto
20 a 29	<0,83	0,83 a 0,88	0,89 a 0,94	>0,94
30 a 39	<0,84	0,84 a 0,91	0,92 a 0,96	>0,96
40 a 49	<0,88	0,88 a 0,95	0,96 a 1,00	>1,00
50 a 59	<0,90	0,90 a 0,96	0,97 a 1,02	>1,02
60 a 69	<0,91	0,91 a 0,98	0,99 a 1,03	>1,03

Tabela 3.2 - Classificação RCQ de riscos para mulheres

Idade	Baixo	Moderado	Alto	Muito alto
20 a 29	<0,71	0,71 a 0,77	0,78 a 0,82	>0,82
30 a 39	<0,72	0,72 a 0,78	0,79 a 0,84	>0,84
40 a 49	<0,73	0,73 a 0,79	0,80 a 0,87	>0,87
50 a 59	<0,74	0,74 a 0,81	0,82 a 0,88	>0,88
60 a 69	<0,76	0,76 a 0,83	0,84 a 0,90	>0,90

• X-Sensor modelo PX100:36.36.02: um sistema digital e tridimensional de mapeamento de pressão, produzido pela *X-sensor Technology Corporation* (Calgary, Canadá) e distribuído pela Roho Inc. (Florida, EUA) (Figura 11), sendo essa uma tecnologia avançada e de fácil uso, com o intuito de identificar desde a ausência de pressão até os pontos de máxima pressão entre o paciente e uma superfície (no caso desta pesquisa, a superfície de assento da almofada do simulador), por meio de sensores eletrônicos distribuídos em rede. Esse sistema é composto por uma superfície retangular revestida com tecido impermeável de 45,7 cm por 45,7 cm e equipado com 1296 sensores eletrônicos. Utilizado nesta pesquisa para averiguação dos índices de pressão, o X-Sensor é conectado a um software e processado por ele, e oferece uma imagem do mapeamento em 2D e 3D, apresentando uma escala de magnitude de pressão. Na imagem, o sistema capta 10 medidas a cada segundo, e tem-se a distribuição do peso e diferentes cores para a identificação dos pontos de pressão em milímetros de mercúrio (mmHg), sendo as medidas de pressões abaixo de 60 mmHg sem risco de lesões por pressão; entre 60 e 99 mmHg com potencial de comprometer a saúde do tecido em pessoas com LM; e pressões maiores ou iguais a 100 mmHg aumentam significativamente o risco de saúde do tecido comprometido, funcionando, assim, como um feedback para o paciente e também para os serviços e profissionais de saúde que prescrevem esse tipo de produto (X-SENSOR, 2015; RIZO, 2003; FERNANDES et al., 2009).

Figura 11: X-Sensor® modelo PX100:36.36.02



Fonte: arquivo pessoal.

- Questionário de avaliação da satisfação do participante, a fim de avaliar a satisfação nos aspectos de conforto e segurança nos diferentes posicionamentos realizados no simulador. O conforto é um fator a ser considerado, já que na maioria dos estudos sobre o uso de *tilt* e *recline* que destaca esse fator os usuários de CR relatam utilizar esses posicionamentos em pequenas angulações para conforto da postura e estrutura do corpo. Esse questionário de avaliação foi realizado pelos próprios pesquisadores e contém perguntas e respostas estruturadas e fechadas (APÊNDICE II).

### 3.6 Estudo Prévio

Foi realizado um estudo prévio à coleta de dados desta pesquisa no LAFATec, a fim de testar, analisar e, se necessário, aprimorar os instrumentos, materiais e procedimentos metodológicos propostos em relação aos objetivos estabelecidos (BAILER; TOMITCH; D'ELY, 2011). E, ainda, para a importância de estabelecer um padrão na coleta, a partir do treino e proximidade do pesquisador e auxiliares com os procedimentos e utensílios utilizados, bem como a apresentação e organização dos dados da pesquisa (BAILER; TOMITCH; D'ELY, 2011).

O estudo foi realizado com uma participante do sexo feminino. Os dados estão apresentados na Tabela 4.

Tabela 4 - Idade, gênero e dados antropométricos do estudo prévio (n=1)

	Idade	Gênero	Altura	Peso	IMC	RCQ
P*	22	F	1,62	50	19,1	0.68

\*P = participante

O seu IMC de 19,1 constatou que a participante estava classificada com uma medida normal para suas especificações e a RCQ de 0,68 mostrou que o risco à sua saúde é baixo, não caracterizando nenhum problema ou complicação à saúde.

A participante não possuía nenhum tipo de lesão, não era tabagista e não fazia uso de bebidas alcoólicas. Realizava a atividade profissional de terapeuta ocupacional em uma instituição filantrópica, permanecendo um tempo médio de 4 horas por dia na posição sentada.

### 3.7 Resultados do Estudo Prévio

Foi possível observar, durante a coleta de dados do estudo prévio, a necessidade de um apoio de cabeça, de um cinto de segurança e de um apoio para os pés maior do que o já existente no simulador de CR, itens que foram descritos na metodologia desta pesquisa e incorporados após este estudo.

Ainda, foi relatado pela participante uma sensação de desconforto na região de apoio das costas durante as posições realizadas. Logo, foi acrescentada, durante o estudo prévio, uma almofada de espuma de média densidade (descrita na metodologia) para solucionar essa questão, obtendo um feedback antes do final da coleta de dados deste estudo.

A Tabela 5 apresenta os dados das medidas de pressão para cada um dos nove posicionamentos de *tilt e recline* avaliados nesta pesquisa:

Tabela 5 - Medidas de pressão do estudo prévio nas posições de *tilt e recline*:

Posições	Pressão média (mmHg)	Pico de Pressão (mmHg)	Área de contato (cm <sup>2</sup> )	Imagem (%)
T10°	33,9	88,7	1424,1	1,54
T10° R100°	32,6	100,4	1441,9	1,00
T10° R120°	31,3	94,3	1435,4	0,92
T20°	34,3	111,2	1411,2	1,38
T20° R100°	31,7	97,2	1429,0	0,77
T20° R120°	30,8	93,6	1430,6	0,84
T30°	34,2	111,4	1416,1	1,54
T30° R100°	32,5	81,1	1413,7	0,96
T30° R120°	31,6	76,2	1403,2	0,00

T = *tilt*; R = *recline*

Todas as posições realizadas apresentaram pressões médias abaixo do nível de 60 a 99 mmHg, apresentado na metodologia de Yuen e Garrett (2001), o que constitui um baixo risco de desenvolvimento de lesões por pressão e satisfatória distribuição de pressão no assento. Também, três das nove posições avaliadas no estudo prévio apresentaram picos de pressão maiores que 100 mmHg nas regiões dos ísquios, revelando um alto risco para desenvolver lesões (YUEN; GARRETT, 2001).

Foi possível observar que a posição de 20° de *tilt* e 120° de *recline* apresentou o menor índice para pressão média, o segundo menor índice para pico de pressão e área de contato satisfatória na região do assento, apresentando bons resultados como posição para diminuição de pressão na região do assento e prevenção de lesão por pressão. A posição de *tilt* em 10° deu o menor índice de pico de pressão na interface das coxas e nádegas com a almofada, porém não obteve os melhores índices para as outras medidas. E a posição de 10° de *tilt* e 100° de *recline* obteve a maior área de contato com a almofada, porém um nível de pico de pressão acima de 100 mmHg.

Esses dados apresentados foram de grande valia para o estudo, porém, após a fase de análise do estudo prévio, foi identificada a importância de uma análise geral de imagem para coletar dados não somente de áreas locais, como picos de pressão ou pressão máxima, mas ter uma medida da área total de pressão. Sendo assim, utilizamos os dados de pressões médias acima do nível de 60 mmHg, para realizar tal cálculo. Esses dados permitiram a análise e a comparação entre as posições de *tilt* e *recline* propostas para esta pesquisa.

A coleta de dados do estudo prévio durou aproximadamente 60 minutos para a realização das 9 posições e mais 20 minutos para a aplicação dos formulários. Logo, a coleta de dados com os 5 participantes está adequada ao previsto no cronograma pré-estabelecido desta pesquisa e no TCLE, pois foram estipulados os 60 minutos de coleta mais a aplicação dos formulários. E o tempo de transferência para o simulador foi apenas descrito no TCLE como a manobra em si, pois cada participante tem um tempo pessoal para a prática da transferência de um local para outro, não sendo um fator problemático no tempo previsto para a coleta de dados.

### **3.8 Conclusão e Adequações após o Estudo Prévio**

O estudo prévio forneceu informações necessárias e desejadas para esta pesquisa, respondendo a questões como a possibilidade de coletar e analisar os dados em tempo hábil, identificar o projeto como factível e atender aos objetivos propostos.

Após a aplicação desse estudo, foram feitos alguns aprimoramentos relevantes e essenciais para o andamento da pesquisa, como a adequação de itens referentes ao posicionamento, segurança e conforto dos participantes no simulador de CR, bem como no campo prático da coleta de dados. Nesse contexto, o estudo prévio caracterizou-se como um mecanismo válido e importante para a obtenção dos dados, resultados e alcance dos objetivos.

### **3.9 Procedimento para coleta de dados**

Após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa UFSCar, foram realizados a identificação e o convite de todos os participantes via contato telefônico do banco de dados do LAFATec/DTO – UFSCar. Após aceito esse convite e realizado agendamento das visitas, foram dadas orientações prévias aos participantes para esvaziamento da bexiga antes da pesquisa e uso de roupas leves e confortáveis para o momento da coleta, além de medidas de precaução para serem tomadas antes da coleta de dados.

Posteriormente a esse primeiro contato, a sequência da coleta de dados ocorreu com o preenchimento do TCLE e a aplicação do Formulário de caracterização do participante.

Num segundo momento, a coleta de dados, que se deu individualmente, seguiu este protocolo: a almofada ROHO selecionada para a coleta de dados foi colocada no assento do simulador de CR juntamente com o sistema de mapeamento de pressão X- Sensor (calibrado previamente à coleta) na interface almofada/nádegas, para a mensuração da distribuição de pressão; foi realizada a transferência para o simulador e, quando necessário, com o auxílio do pesquisador e dois auxiliares de pesquisa, membros da equipe do LAFATec, para executar esta manobra.

Ao finalizar a transferência, e com o participante já sentado, foi realizado o ajuste do apoio para os pés, para a ótima distribuição da pressão na região analisada. Para isso, os apoios de pés foram definidos perpendicularmente ao assento e apenas os pesos das coxas inferiores foram apoiados, suportando totalmente o peso das coxas (exceto a parte de trás do joelho), sendo estimada a partir da força gravitacional e do sistema de mapeamento sobre o assento, monitorado com o ajuste de descanso para os pés. Foi feita a calibração da almofada de ar

ROHO ®*High Profile Quadro Select*<sup>TM</sup> para ser mais adequada àquele participante, sempre seguindo as instruções do fabricante apresentadas em 8 etapas e encontradas no Manual fornecido ao usuário do produto. Além disso, a profundidade do assento foi individualmente ajustada para centrar o ponto de encosto, posicionando anatomicamente o tronco, a pelve e as coxas e pernas.

Foi aguardado, de acordo com Yuen e Garret (2001), um período de 5 minutos na posição vertical sentado para acomodação dos tecidos na almofada, pois esse é o período de tempo necessário a fim de acomodar a nádega na almofada. Os pesquisadores Jan et. al (2013) afirmam que os primeiros 5 minutos são o tempo de isquemia induzida (sem *tilt* ou *recline*). Durante esse tempo, o participante manteve-se em uma posição sentada anatômica estática, com as mãos sobre as coxas, e as articulações do quadril, joelho e tornozelos em flexão de 90°.

Após essa acomodação no simulador, foi dado início à coleta de dados com registro de 10 *frames* por segundo da interface de pressão no assento, variando, a cada 5 minutos, as posições do simulador de CR em ângulos de 10°, 20° e 30° de *tilt* apenas, e também a combinação desses ângulos juntamente com 100° e 120° de *recline* (correspondentes a convenções de 10° e 30°, respectivamente), resultando em nove condições de teste, as quais ocorreram da seguinte maneira, conforme as Figuras de 12 a 20 a seguir:

Figura 12 – 1ª posição: 10° de *tilt*



Fonte: arquivo pessoal.

Figura 13 – 2ª posição: 20° de *tilt*



Fonte: arquivo pessoal.

Figura 14 – 3ª posição: 30° de *tilt*



Fonte: arquivo pessoal.

Figura 15 – 4ª posição: 30° de *tilt* com 100° de *recline*



Fonte: arquivo pessoal.

Figura 16 – 5ª posição: 20° de *tilt* com 100° de *recline*



Fonte: arquivo pessoal.

Figura 17 – 6ª posição: 10° de *tilt* com 100° de *recline*



Fonte: arquivo pessoal.

Figura 18 – 7ª posição: 10° de *tilt* com 120° de *recline*



Fonte: arquivo pessoal.

Figura 19 – 8ª posição: 20° de *tilt* com 120° de *recline*



Fonte: arquivo pessoal.

Figura 20 – 9ª posição: 30° de *tilt* com 120° de *recline*



Fonte: arquivo pessoal.

Com relação ao tempo nas posições variáveis no simulador, Jan et. al (2013) afirmam que, nos 5 minutos seguintes ao posicionamento vertical sentado, realizando as manobras de *tilt* e *recline*, ocorre o período de redução de pressão e que é necessário pelo menos 3 minutos nas referidas posições para ter eficácia na redução de isquemia dos tecidos das nádegas. Os ângulos variaram de acordo com os limites do simulador de CR, que contemplava o máximo de 30° de *tilt*.

Não foi feita a posição de *recline* apenas, pois, de acordo com o estudo de Sprigle e Sonenblum (2010), essa posição aumenta a força de cisalhamento nos tecidos das nádegas, sendo este um fator de risco para o desenvolvimento de lesões por pressão nos participantes.

A ordem das posições não foi designada aleatoriamente, devido ao fato de que os posicionamentos no simulador foram manuais, logo o esforço dos pesquisadores e participantes e o tempo de coleta seriam menores se seguissem uma ordem pré-estabelecida, diminuindo as chances de fadiga, principalmente favorecendo o conforto aos participantes e também viabilizando uma coleta de dados contínua em termos de gradação da angulação, sendo que, obrigatoriamente, a posição de *tilt* foi realizada anteriormente à de *recline*, a fim de evitar essa posição sozinha e a força de cisalhamento.

Também foram utilizados o apoio de cabeça, um cinto na região do tronco e um apoio para os pés (Figura 21).

Figura 21: Adaptações em simulador de CR; A – apoio de cabeça; B – cinto na região do tronco; C – almofada de espuma para encosto; D – almofada ROHO para assento; E – apoio para os pés



Fonte: arquivo pessoal

E, por fim, foi aplicado o questionário de avaliação da satisfação do participante com relação aos diferentes posicionamentos realizados no simulador da CR, ao final da coleta de dados.

### 3.10 Considerações éticas

O projeto desta pesquisa foi submetido à avaliação e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), sob o parecer de número 1.289.343, CAAE 49259515.8.0000.5504, respeitando as prerrogativas da Resolução/CNS nº 466/2012 da Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP) que trata sobre ética em pesquisa com seres humanos.

Os participantes desta pesquisa receberam e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) constando todas as informações referentes à pesquisa, tais como: objetivo, procedimentos da coleta de dados, resguardo da privacidade do participante e utilização dos dados para fins científicos.

## 4 ANÁLISE DOS DADOS

Yuen e Garrett (2001), baseando-se em um estudo de Cochran e Palmieri (1980) sobre o desenvolvimento de métodos para avaliação de almofadas para cadeiras de rodas, apresentaram uma metodologia com valores específicos de índices de pressão do sistema de mapeamento de pressão para identificar os de risco para desenvolvimento de UP. A partir da metodologia de Yuen e Garrett (2001), foram separadas duas categorias para a análise dos dados dos índices de pressão no sistema de mapeamento, sendo estas o intervalo entre 60 e 99 mmHg e iguais ou maiores a 100 mmHg.

As medidas de pressões entre 60 e 99 mmHg, principalmente na região isquiática das nádegas, possuem o potencial de comprometer a saúde do tecido em pessoas com LM, e pressões maiores ou iguais a 100 mmHg aumentam significativamente o risco de saúde do tecido comprometido. Os dados a partir de células de pressão que registraram pressões menores de 60 mmHg foram considerados sem riscos ou preocupações, já que representavam zonas que não ofereciam risco para o desenvolvimento de lesões por pressão nas nádegas (YUEN; GARRETT, 2001).

Foram avaliadas as médias de pressão da interface nádega/almofada com relação aos posicionamentos realizados, a área de contato, o pico de pressão, e o *Peak Pressure Index* máximo (PPIm) para as tuberosidades isquiáticas, gerados pelo próprio X-Sensor. O PPIm é a representação da média do sensor do maior pico de pressão com os oito sensores entorno desse pico, formando uma área de representação de nove sensores (X-SENSOR, 2014).

As variáveis avaliativas IMC e a RCQ foram medidas que permitiram, a partir dos parâmetros de normalidade de homens e mulheres, analisar a presença de tecido adiposo, podendo relacionar-se com o risco para doenças cardiovasculares, risco de saúde pessoal, qualidade de vida, desenvolvimento de lesões por pressão e dificuldade em realizar atividades funcionais, de acordo com a faixa etária dos participantes desta pesquisa.

Os resultados coletados do formulário de caracterização do participante e do questionário de avaliação de satisfação com relação ao simulador foram submetidos a uma análise exploratória e descritiva para as variáveis qualitativas (gênero, características da CR, técnicas de alívio de pressão e satisfação pessoal) e medidas de posição (mínima, máxima, média e desvio padrão) para as variáveis quantitativas.

Os nove posicionamentos realizados no simulador de CR, em conjunto com o sistema de mapeamento de pressão, ofereceram resultados, gerados pelo programa X-Sensor, para

pressão média, pico de pressão, área de contato, pico de pressão máximo entre a região das nádegas e do assento do simulador.

As informações obtidas pelos instrumentos de coleta de dados foram organizadas em uma tabela simples do Microsoft Excel contendo todos os dados oferecidos pelo sistema X-Sensor. Após terem passado pelas etapas de pré-análises, foram exploradas e passaram por um tratamento dos resultados pelo notebook Acer identificado nesta pesquisa, em que se realizaram a leitura e organização dos conteúdos, o levantamento de indicadores e a classificação, com intuito de identificação da variação de pressão de interface nádega/almofada durante as diferentes posições no simulador, prevenção de lesões por pressão e orientações de ângulos como método de prevenção.

## 5 RESULTADOS

### 5.1 Dados de caracterização da amostra

A seguir serão apresentados os dados gerais da amostra, seguidos dos dados individuais de cada participante. Ao final, serão apresentados os dados da amostra como um todo.

A coleta de dados foi realizada com cinco (n=5) indivíduos adultos, sendo quatro (n=4) do sexo masculino e um (n=1) do sexo feminino, todos com LM e classificação de tetraplegia.

Os dados de características dos participantes podem ser visualizados na Tabela 6 abaixo:

Tabela 6- Dados de caracterização dos participantes (n=5)

	<b>Idade (anos)</b>	<b>Gênero</b>	<b>Altura (m)</b>	<b>Peso (kg)</b>	<b>IMC</b>	<b>RCQ</b>
<b>P1</b>	54	M	1,80	76	23,46	1,02
<b>P2</b>	43	F	1,83	78	23,29	0,81
<b>P3</b>	46	M	1,78	110	34,72	0,98
<b>P4</b>	35	M	1,72	60	20,28	0,73
<b>P5</b>	45	M	1,72	72	24,34	0,92

A partir dessas medidas coletadas, foi observado que quatro participantes tiveram o IMC classificado com peso “Normal”, com risco de comorbidade médio, e apenas um participante estava acima do peso, sendo classificado pelo IMC como “Obeso I”, com risco de comorbidade moderado, apresentando média de 25,22 e desvio padrão de  $\pm 5,53$ . E, com relação à RCQ, os participantes tiveram uma média de 0,89 com desvio padrão de  $\pm 0,12$ , demonstrando índices dentro dos padrões de baixo e moderado risco para a saúde, estabelecidos pela tabela de RCQ.

Os dados clínicos de cada um dos participantes podem ser observados na Tabela 7:

Tabela 7 – Dados clínicos dos participantes (n=5)

Participantes	Tempo de Lesão	Nível da Lesão	Trauma	Atividade profissional	Tempo de permanência na CR (horas)	Lesão por pressão	Região	Há quanto tempo (anos)	Cirurgia	Tempo de cicatrização
<b>P1</b>	35 anos	C5/C6	Acidente Automobilístico	Servidor público	14	Sim	Ísquios e sacro	5 anos até atualmente	Não	-
<b>P2</b>	5 anos	C6/T1	Mergulho em águas rasas	Aposentado por invalidez	5	Não	Não	Não	Não	-
<b>P3</b>	3 anos	C5	Mergulho em águas rasas	Empresário (afastado)	5	Sim	Ísquios e sacro	2 anos até atualmente	Não	-
<b>P4</b>	12 anos	C5	Acidente Automobilístico	Aposentado por invalidez	5	Sim	Ísquios e sacro	9 anos	Sim	5 meses
<b>P5</b>	24 anos	C6	Mergulho em águas rasas	Servidor público	18	Sim	Ísquios e sacro	5 anos	Não	4 anos

Os participantes relataram revezar o tempo de permanência na CR com a cama, ou seja, nos momentos em que não estão na CR, eles ficam em posição de decúbito dorsal na cama. Com relação à atividade profissional, foi visto que os participantes P1 e P5 possuíam atividade profissional ativa, por isso permaneciam 14 horas e 18 horas em uma CR respectivamente, e possuem o diagnóstico de LM há mais de 20 anos, sendo 35 anos dessa lesão para P1 e 24 anos para P5.

Os participantes P2, P3 e P4 não exerciam nenhuma atividade profissional no momento da coleta, sendo P2 e P4 aposentados por invalidez pela LM, com tempo de lesão de 5 anos e 12 anos, respectivamente, e P3 afastado desde o acidente que sofreu há três anos, ocasionando a LM e também devido à presença de lesões por pressão.

Foram coletadas e observadas características das CRs pessoais dos participantes em relação aos seguintes aspectos, conforme a Tabela 8:

Tabela 8 – Características das cadeiras de rodas dos participantes (n=5)

Participante	Tipo	Tempo de uso	Forma de Aquisição	Assento	Encosto	Almofada	Adaptações	Prescrição
P1	Manual	5 anos	Recursos próprios	Rígido	Nylon, laceado	Roho Quadro Select High Profile	Não	Não houve
P2	Motorizada	1 ano	SUS	Rígido	Rígido	Roho Quadro Select High Profile	Apoio de cabeça, cinto de segurança, tilt, recline e stand up motorizados	Profissional especializado
P3	Manual	2 anos	Doação	Nylon, íntegro	Nylon, íntegro	Almofada de espuma	Não	Não houve
P4	Motorizada	3 anos	Recursos próprios	Nylon, laceado	Nylon, laceado	Roho Quadro Select High Profile	Não	Não houve
P5	Motorizada	5 meses	SUS	Nylon, laceado	Nylon, laceado	Roho Quadro Select High Profile	Apoio de cabeça, cinto de segurança e rodas de apoio anti-tip	Profissional especializado

Destaca-se que três CRs eram do tipo motorizada, as dos participantes P2, P4 e P5. Essas três CRs possuíam almofada para assento da marca Roho modelo Quadro Select High Profile, e as CRs de P2 e P5 eram as únicas dentre as CRs dos participantes que apresentaram adaptações, como: apoio de cabeça, cinto de segurança, *tilt*, *recline* e *stand up* motorizados na CR de P2; e apoio de cabeça, cinto de segurança e rodas de apoio *anti-tip* na CR de P5.

A CR do participante P2 foi prescrita pelos profissionais Terapeuta Ocupacional e Fisioterapeuta por meio de um serviço particular de saúde, e a de P5 foi prescrita também por profissionais especializados na AACD, instituição que oferece um serviço especializado de *seating*.

As CRs não prescritas de P1 e P3 eram manuais e não possuíam adaptações. O participante P1 relatou preferência pela CR manual para movimentação maior de MMSS e P3 relatou utilizar a CR apenas para se deslocar de um lugar a outro caso precise e para sair um pouco da posição deitado na cama. O participante P4 possuía uma CR motorizada também sem prescrição e adaptações e relatou não utilizar muito a CR, apenas para passeios, pois passava a maior parte do tempo deitado na cama.

Todos os participantes utilizavam uma almofada da marca Roho modelo *Quadro Select High Profile* no assento da CR, com exceção de P3, que possuía uma almofada ortopédica quadrada de “caixa de ovo”.

Com relação às técnicas de alívio de pressão realizadas no dia a dia de cada um dos participantes para prevenção de lesões por pressão na região das nádegas, foram relatadas as seguintes informações, de acordo com a Tabela 9 abaixo:

Tabela 9 – Técnicas de alívio de pressão realizadas pelos participantes (n=5)

Participante	Técnica de alívio de pressão	Intervalo de tempo entre manobras	Como aprendeu
<b>P1</b>	Mudança de decúbito na cama. Não realiza na CR.	Quando sente a disreflexia autonômica	Com profissional especializado
<b>P2</b>	<i>Tilt e recline</i> na cama e mudança de decúbito. Não realiza na CR.	Quando sente desconforto	Com profissional especializado
<b>P3</b>	Não realiza nenhuma	-	-
<b>P4</b>	<i>Push-up</i> e mobilização lateral e para frente de tronco em CR	Quando sente desconforto	Com profissional especializado
<b>P5</b>	<i>Tilt e recline</i> e mobilização lateral e para a frente de tronco em CR	Raramente	Busca espontânea

Os participantes P1, P2 e P3 relataram não realizar nenhum método de alívio de pressão especificamente na CR, sendo que P1 permanecia 14 horas em uma CR e P2 e P3 ficavam 5 horas do dia na CR cada um. Destes, apenas P3 não realizava nenhum tipo de alívio de pressão durante o dia, seja na CR ou na cama, e até o período de coleta desta pesquisa P1 e P3 possuíam lesões por pressão na região das nádegas.

O participante P3 relatou, ainda, que nunca teve e nem buscou auxílio profissional para lidar com as lesões por pressão que surgiram após sofrer a LM. Os participantes P1, P2, P4 e P5 tiveram contato com técnicas de alívio de pressão por diferentes meios, sendo P1, P2 e P4 por profissionais da saúde, e P5 por busca espontânea, mas, em geral, disseram não realizar as manobras com frequência, apenas quando sentem desconforto (P2 e P4), efeitos colaterais da LM, como disreflexia autonômica quando está deitado na cama (P1), e raramente (P5).

Os valores dessas medidas avaliadas e as imagens, primeiramente das duas piores seguidas das duas melhores posições para alívio de pressão de cada participante (em negrito nas tabelas) dentre as nove posições avaliadas estão apresentados nas Tabelas de 10 a 15 e Figuras de 22 a 41:

Tabela 10 – Médias e desvio padrão de pressão média, pico de pressão, área de contato e pico de pressão máximo padronizado pelo peso de todos os participantes, de acordo com as nove posições

(n=5)

Posição	Pressão média (mmHg)	Pico de Pressão (mmHg)	Área de contato (cm <sup>2</sup> )	PPI máximo (mmHg)
<i>tilt 10°</i>	0,54 (±0,04)	1,68 (±0,41)	19,53 (±3,67)	0,97 (±0,29)
<i>tilt 20°</i>	0,59 (±0,05)	1,97 (±0,45)	19,51 (±3,58)	1,19 (±0,34)
<i>tilt 30°</i>	0,56 (±0,09)	2,04 (±0,54)	19,66 (±3,13)	1,21 (±0,50)
<i>tilt 30° recline 100°</i>	0,54 (±0,10)	2,04 (±0,64)	19,47 (±2,86)	1,23 (±0,40)
<i>tilt 20° recline 100°</i>	0,56 (±0,11)	2,33 (±0,99)	19,57 (±2,78)	1,39 (±0,56)
<i>tilt 10° recline 100°</i>	0,57 (±0,09)	2,17 (±0,61)	19,68 (±2,89)	1,37 (±0,41)
<i>tilt 10° recline 120°</i>	0,48 (±0,04)	1,62 (±0,40)	19,41 (±3,17)	0,96 (±0,21)
<i>tilt 20° recline 120°</i>	0,46 (±0,07)	1,46 (±0,18)	19,12 (±3,27)	0,92 (±0,29)
<i>tilt 30° recline 120°</i>	0,43 (±0,06)	1,35 (±0,11)	17,86 (±2,19)	0,89 (±0,28)

Tabela 11 –Valores de pressão média, pico de pressão, área de contato, pico de pressão máximo de acordo com as nove posições do participante P=1

P1

	Pressão média (mmHg)	Pico de Pressão (mmHg)	Área de contato (cm <sup>2</sup> )	PPI máximo (mmHg)
<i>Tilt 10°</i>	45,4	138,3	1580,6	58,7
<i>Tilt 10° Recline 100°</i>	<b>50,0</b>	<b>206,6</b>	<b>1545,2</b>	<b>123,9</b>
<i>Tilt 10° Recline 120°</i>	38,1	166,0	1479,0	59,4
<b>T20</b>	49,9	165,1	1587,1	69,9
<i>Tilt 20° Recline 100°</i>	<b>52,5</b>	<b>216,1</b>	<b>1558,0</b>	<b>123,6</b>
<i>Tilt 20° Recline 120°</i>	<b>33,9</b>	<b>118,5</b>	<b>1419,3</b>	<b>49,1</b>
<b>Tilt 30°</b>	49,0	164,7	1585,5	68,3
<i>Tilt 30° Recline 100°</i>	49,5	209,8	1554,8	108,9
<i>Tilt 30° Recline 120°</i>	<b>33,9</b>	<b>100,9</b>	<b>1404,8</b>	<b>46,7</b>

Piores posicionamentos para P1:

Figura 22 – Tilt 10° Recline 100° °

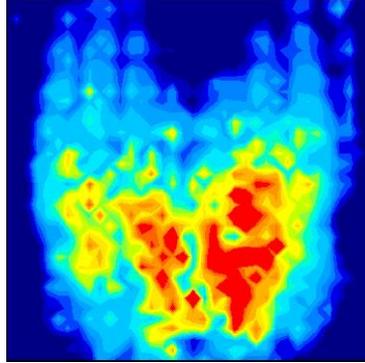
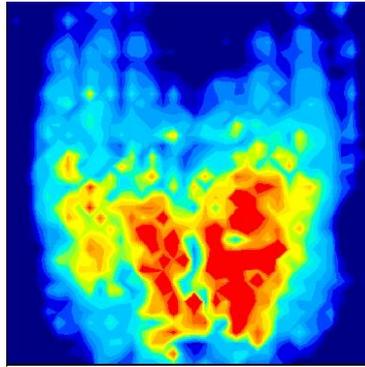


Figura 23 – Tilt 20° Recline 100



Melhores posicionamentos para P1:

Figura 24 – Tilt 20° Recline 120°

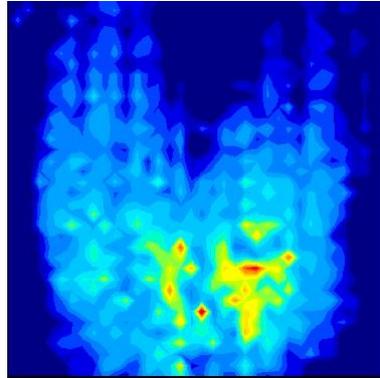


Figura 25 – Tilt 30° Recline 120°

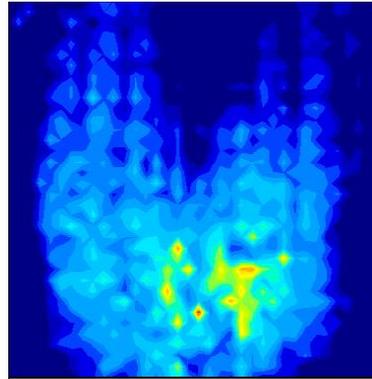


Tabela 12 –Valores de pressão média, pico de pressão, área de contato, pico de pressão máximo de acordo com as nove posições do participante P=2

<b>P2</b>				
	<b>Pressão média (mmHg)</b>	<b>Pico de Pressão (mmHg)</b>	<b>Área de contato (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>PPI máximo (mmHg)</b>
<i>Tilt 10°</i>	39,7	110,1	1348,4	79,3
<i>Tilt 10° Recline 100°</i>	45,1	133,4	1387,1	100,4
<i>Tilt 10° Recline 120°</i>	36,1	96,6	1312,9	75,0
<b>Tilt 20°</b>	42,8	124,6	1366,1	88,0
<i>Tilt 20° Recline 100°</i>	<b>46,0</b>	<b>147,1</b>	<b>1383,8</b>	<b>103,8</b>
<i>Tilt 20° Recline 120°</i>	<b>33,8</b>	<b>95,9</b>	<b>1267,7</b>	<b>72,2</b>
<b>Tilt 30°</b>	41,5	130,2	1367,7	87,1
<i>Tilt 30° Recline 100°</i>	<b>44,9</b>	<b>142,3</b>	<b>1362,9</b>	<b>99,3</b>
<i>Tilt 30° Recline 120°</i>	<b>33,1</b>	<b>97,3</b>	<b>1256,4</b>	<b>72,2</b>

Piores posicionamentos para P2:

Figura 26 – Tilt 20° Recline 100°

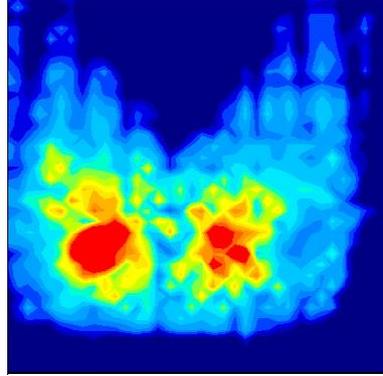
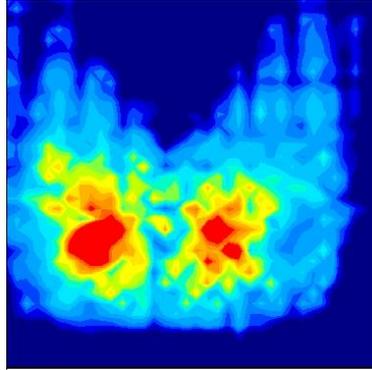


Figura 27 – Tilt 30° Recline 100°



Melhores posicionamentos para P2:

Figura 28 – Tilt 20° Recline 120°

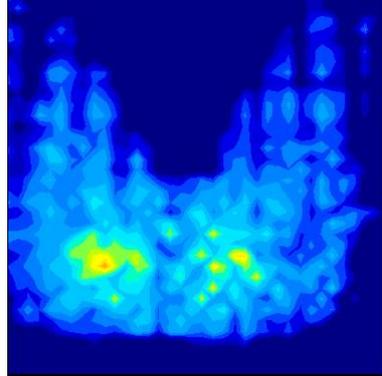


Figura 29 – Tilt 30° Recline 120°

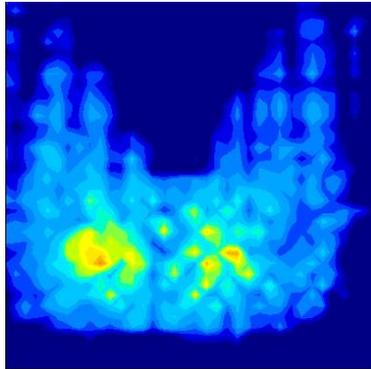


Tabela 13 –Valores de pressão média, pico de pressão, área de contato, pico de pressão máximo de acordo com as nove posições do participante P=3

P3				
	Pressão média (mmHg)	Pico de Pressão (mmHg)	Área de contato (cm <sup>2</sup> )	PPI máximo (mmHg)
<i>Tilt 10°</i>	<b>56,5</b>	<b>256,0</b>	<b>1575,8</b>	<b>161,4</b>
<i>Tilt 10° Recline 100°</i>	46,6	224,5	1737,1	117,0
<i>Tilt 10° Recline 120°</i>	45,0	207,5	1740,3	111,0
<i>Tilt 20°</i>	<b>58,3</b>	<b>256,0</b>	<b>1582,3</b>	<b>141,8</b>
<i>Tilt 20° Recline 100°</i>	43,4	181,7	1738,7	94,6
<i>Tilt 20° Recline 120°</i>	<b>41,8</b>	<b>167,6</b>	<b>1741,9</b>	<b>91,9</b>
<i>Tilt 30°</i>	45,9	225,6	1695,2	111,9
<i>Tilt 30° Recline 100°</i>	42,6	166,7	1719,3	87,2
<i>Tilt 30° Recline 120°</i>	<b>36,6</b>	<b>143,9</b>	<b>1741,9</b>	<b>70,2</b>

Piores posicionamentos para P3:

Figura 30 – Tilt 10°

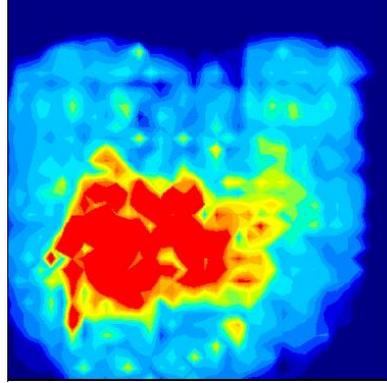
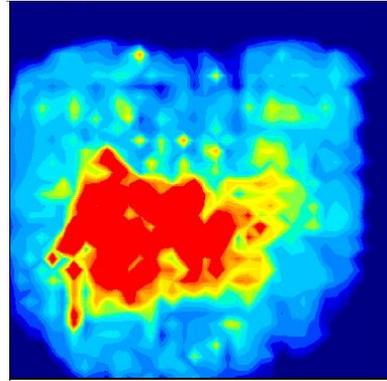


Figura 31 – Tilt 20°



Melhores posicionamentos para P3:

Figura 32 – Tilt 20° Recline 120°

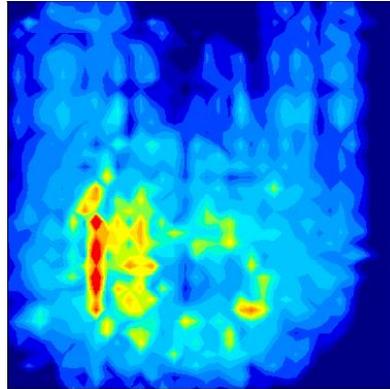
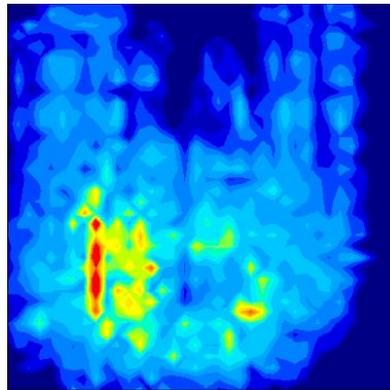


Figura 33 – Tilt 30° Recline 120°



**Tabela 14** –Valores de pressão média, pico de pressão, área de contato, pico de pressão máximo de acordo com as nove posições do participante P=4

<b>P4</b>				
	<b>Pressão média (mmHg)</b>	<b>Pico de Pressão (mmHg)</b>	<b>Área de contato (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>PPI máximo (mmHg)</b>
<i>Tilt 10°</i>	31,8	92,1	1312,9	48,3
<i>Tilt 10° Recline 100°</i>	34,9	172,5	1291,9	115,8
<i>Tilt 10° Recline 120°</i>	<b>31,0</b>	<b>89,5</b>	<b>1290,3</b>	<b>77,1</b>
<i>Tilt 20°</i>	35,5	142,1	1274,2	103,0
<i>Tilt 20° Recline 100°</i>	<b>33,5</b>	<b>229,7</b>	<b>1259,7</b>	<b>133,5</b>
<i>Tilt 20° Recline 120°</i>	32,5	101,1	1290,3	84,9
<i>Tilt 30°</i>	<b>36,0</b>	<b>171,3</b>	<b>1277,4</b>	<b>125,4</b>
<i>Tilt 30° Recline 100°</i>	31,9	160,7	1266,1	106,4
<i>Tilt 30° Recline 120°</i>	<b>30,2</b>	<b>92,4</b>	<b>1275,8</b>	<b>77,1</b>

Piores posicionamentos para P4:

Figura 34 – Tilt 20° Recline 100°

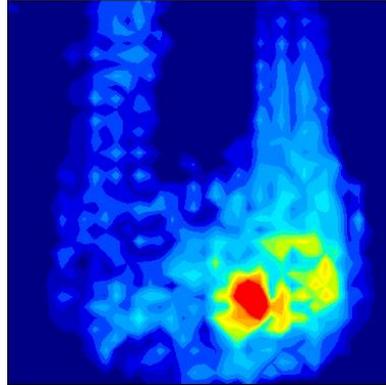
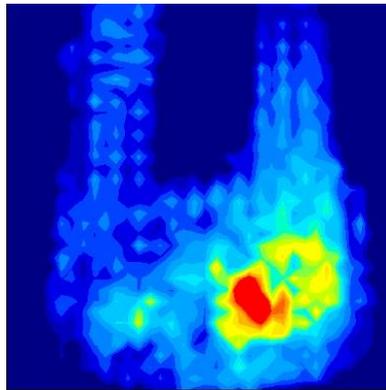


Figura 35 – Tilt 30°



Melhores posicionamentos para P4:

Figura 36 – Tilt 10° Recline 120°

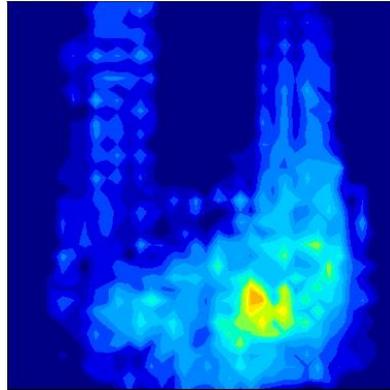


Figura 37 – Tilt 30° Recline 120°

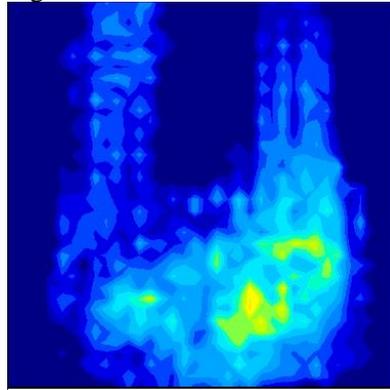


Tabela 15–Valores de pressão média, pico de pressão, área de contato, pico de pressão máximo de acordo com as nove posições do participante P=5

<b>P5</b>				
	<b>Pressão média (mmHg)</b>	<b>Pico de Pressão (mmHg)</b>	<b>Área de contato (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>PPI máximo (mmHg)</b>
<i>Tilt 10°</i>	39,6	94,8	1680,6	58,5
<i>Tilt 10° Recline 100°</i>	<b>42,3</b>	<b>107,1</b>	<b>1654,8</b>	<b>66,3</b>
<i>Tilt 10° Recline 120°</i>	<b>36,1</b>	<b>94,5</b>	<b>1688,7</b>	<b>54,8</b>
<i>Tilt 20°</i>	43,6	100,2	1693,5	62,8
<i>Tilt 20° Recline 100°</i>	40,2	103,6	1643,5	65,3
<i>Tilt 20° Recline 120°</i>	<b>37,2</b>	<b>95,5</b>	<b>1680,6</b>	<b>56,4</b>
<i>Tilt 30°</i>	<b>43,2</b>	<b>104,2</b>	<b>1669,3</b>	<b>65,3</b>
<i>Tilt 30° Recline 100°</i>	39,3	101,3	1633,9	64,7
<i>Tilt 30° Recline 120°</i>	31,7	95,2	1268,7	68,4

Piores posicionamentos para P5:

Figura 38 – Tilt 10° Recline 100°

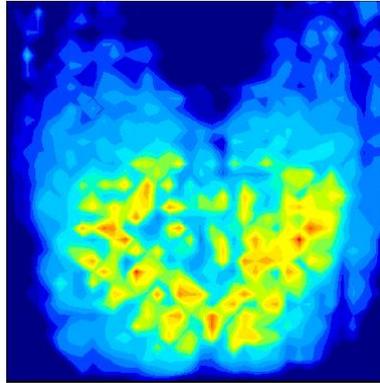
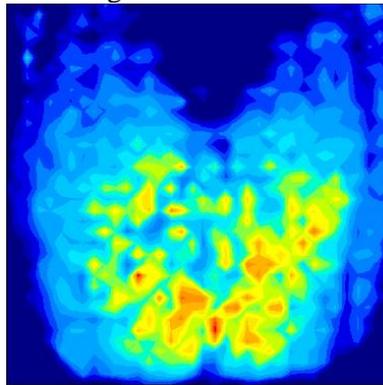


Figura 39 – Tilt 30°



Melhores posicionamentos para P5:

Figura 40 – Tilt 10° Recline 120°

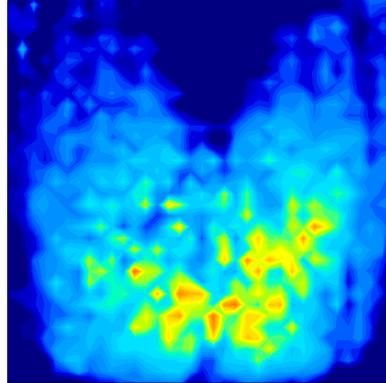
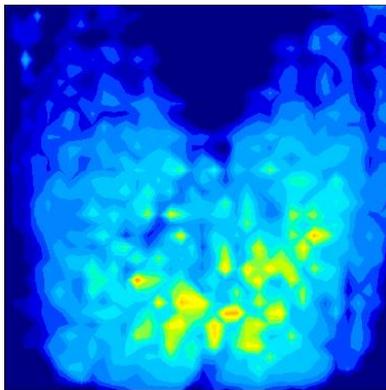


Figura 41 – Tilt 20° Recline 120°



Todos os posicionamentos apresentaram pressões médias abaixo do nível de 60 a 99 mmHg, o que demonstrou capacidade de distribuição de pressão no assento e diminuição do risco de desenvolver lesões por pressão. Porém, em todos os resultados dos participantes foram observados picos de pressão maiores que 100 mmHg nas regiões isquiáticas, destacando-se os posicionamentos com 10°, 20° e 30° de *tilt* em combinação com 100° de *recline*, e 30° de *tilt* apenas, indicando índices de pressão com maior risco de desenvolvimento de tais lesões.

Nas figuras de 42 a 45 (Apêndice III), evidenciam-se os resultados gerais de todos os participantes entre as médias de pressão na região das nádegas em cada uma das medidas avaliadas apresentadas na Tabela 10 e padronizadas pelo peso dos participantes, sendo elas: pressão média (mmHg), pico de pressão (mmHg), área de contato (cm<sup>2</sup>) e PPI<sub>m</sub> (mmHg).

A partir dos dados apresentados, pode-se observar que, no geral e em todas as categorias analisadas, a posição de 30° de *tilt* com 120° de *recline* obteve os menores valores de média,

significando ter apresentado maior alívio de pressão nessa posição na região entre as nádegas e o assento para todos os participantes.

O posicionamento que apresentou maior pressão média para todos os participantes foi na angulação de *tilt* em 20°. A pressão média corresponde a uma pressão constante das nádegas aplicada no assento. Também, esse ângulo obteve a maior média de pressão não somente das pressões de risco (acima de 60mmHg), mas de todas as pressões exercidas no sistema de mapeamento de pressão.

A posição de *tilt* em 20° e *recline* em 100° foi a que obteve maior média para pico de pressão e PPI<sub>m</sub>, caracterizando-se como a posição que apresentou maiores índices de pressão em pontos específicos, como proeminências ósseas na região das nádegas. Na maioria dos resultados, foi possível observar que as posições de 20° de *tilt* com 100° de *recline* e 10° de *tilt* com 100° de *recline* apresentaram, no geral, médias maiores com relação aos outros posicionamentos, conseqüentemente maiores riscos de formação e/ou agravamento de uma lesão por pressão na região das nádegas.

Nota-se, também, que os três últimos posicionamentos que continham os maiores graus de angulação, sendo eles formados pelas combinações de 10° de *tilt* com 120° de *recline*, 20° de *tilt* com 120° de *recline* e principalmente 30° de *tilt* com 120° de *recline*, foram os que obtiveram menores valores de médias entre todos os posicionamentos realizados, conseqüentemente resultados mais eficazes no alívio e prevenção de lesões por pressão na região pesquisada.

Com relação à satisfação pessoal dos participantes com o simulador de CR e as posições realizadas, tem-se a seguinte tabela:

Tabela 16 – Dados de satisfação pessoal dos participantes em uma escala de 0 a 10 (n=5)

	<b>Satisfação</b>	<b>Conforto</b>	<b>Segurança</b>
<b>P1</b>	10	10	10
<b>P2</b>	10	5	10
<b>P3</b>	10	10	10
<b>P4</b>	10	8	10
<b>P5</b>	10	7	10

Todos os participantes relataram satisfação e segurança total quanto ao uso do simulador em diferentes posições. No quesito conforto, três de cinco participantes classificaram as posições no simulador como pouco confortáveis, principalmente nos posicionamentos com angulação em *tilt* apenas, sem combinação com *recline*, os quais possuem a característica de manter a angulação do quadril em 90° de flexão.

## 6 DISCUSSÃO

A partir dos resultados encontrados, a despeito da pequena amostra, foi observado que quatro de cinco participantes desta pesquisa eram do sexo masculino, concordando com os dados estatísticos de gênero na população brasileira com LM, sendo 80% homens (BRASIL, 2013).

Após a LM, os tecidos musculares tornam-se mais suscetíveis. A falta de atividade neuromuscular pode levar a alterações microvasculares, que causam redução de capacidade oxidativa e aumento do risco de deformações e isquemia, e, conseqüentemente, ao surgimento de uma lesão por pressão (GEFEN, 2014).

Os participantes desta pesquisa, com exceção de P2, relataram ocorrência de lesão por pressão nas nádegas nas mesmas regiões, sendo elas sacrais e ilíacas. Essas regiões são importantes para o auxílio na estabilidade e sustentação corporal quando a pessoa está na posição sentada e em decúbito dorsal horizontal (MATHUS-VLIEGEN, 2004).

A presença de lesões por pressão em sacro e ísquios vai ao encontro das pesquisas de Agris e Spira (1979); Rocha, Miranda e Andrade (2006); Flike (2013); e Tubaishat e Aljezawi (2013), nas quais a incidência e prevalência de lesões por pressão em pessoas com LM são predominantemente em ísquios e sacro.

De acordo com os estudos de Lung et al., (2014), os picos de pressão em indivíduos com LM são maiores do que em indivíduos sem deficiência pelo fato de que as alterações motoras e de sensibilidade na LM ocasionam mudanças no tônus e tecido muscular da região (LUNG et al., 2014).

Buscando relacionar variáveis ou um comportamento da distribuição de pressão em função de *tilt* e *recline*, foi utilizado o IMC, que não entrou como um critério de seleção dos participantes, mas se observou que todos eles estavam perto do limite ou fora da recomendação da OMS, que é entre 18,5 a 25.

O IMC e a RCQ mostraram a relação entre a massa corporal e o risco para desenvolvimento de lesões por pressão, em que se pode observar nos participantes P1 (nível de gordura corporal acima da média estabelecida pelo Ministério da Saúde na RCQ) e P3 (peso considerado para risco moderado de comorbidades pelo IMC e nível de gordura corporal acima da média estabelecida pelo Ministério da Saúde na RCQ) presença de lesão por pressão na região das nádegas na ocasião da coleta de dados.

O participante P4, que teve o IMC mais baixo (20,28) dentre os participantes dessa pesquisa, apresentou pico de pressão de 229,7 mmHg na posição de 20° de tilt com 100° de recline, atingindo um valor mais elevado que os outros participantes que possuem IMC maior.

Swain (2005) afirma que pessoas com menor IMC tendem a apresentar maiores pressões (devido às proeminências ósseas), mas que pessoas de biótipos semelhantes podem apresentar pressões diferentes. Por isso, é difícil prever as pressões de interface do usuário apenas por seu tipo físico (SWAIN, 2005).

Os resultados observados do participante P3 indicaram excesso de gordura corporal e valores elevados para as medidas analisadas nesta pesquisa (principalmente pico de pressão e pico de pressão máximo). O excesso de gordura é prejudicial à saúde em geral, pois eleva o índice de morbi-mortalidade, leva a um aumento de peso e dificulta a realização das AVD e da aptidão funcional (KOCHHANN; CANALI; SERAFIM, 2004; MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2004).

Gefen (2014), em seu estudo sobre os tecidos musculoesqueléticos a respeito da composição tecidual e o comportamento mecânico dos músculos e gorduras na LM, do ponto de vista biomecânico, mostra que o aumento de gordura intramuscular leva a uma diminuição da rigidez dos glúteos, o que majora deformidades no local, aumenta cargas musculares esqueléticas, maiores tensões de cisalhamentos intramusculares nas interfaces entre músculos e tecidos e conseqüente risco de desenvolvimento de lesões por pressão (GEFEN, 2014).

Os participantes P1 e P5, que possuíam atividade profissional ativa, permaneciam mais da metade das horas do dia em uma CR, sendo 14 horas e 18 horas respectivamente; e os participantes P2, P3 e P4, que não exerciam nenhuma atividade profissional no momento da coleta, permaneciam 5 horas na CR.

Na vida de uma pessoa com LM em CR, evidenciam-se mudanças na função, nos fatores sociais, comportamentais e emocionais, como a alteração psicossocial, processo de negação, depressão e ansiedade, que podem surgir ou não após a lesão, sendo que todos esses aspectos citados podem dificultar o desenvolvimento de habilidades funcionais essenciais para o desempenho ocupacional de um indivíduo em CR no dia a dia, inclusive o desempenho de atividades profissionais (ATKINS, 2005; LINDER-GANZ et al., 2008).

Todos esses fatores associados à LM e ao uso de CR dificultam o cotidiano dessas pessoas, ressaltando o desempenho em AVD, seus contextos de vida, saúde, bem-estar e qualidade de vida em geral. Por isso, o suporte profissional e familiar são fundamentais para essas pessoas (FRANÇA et al., 2011).

É importante ressaltar que, quando sentado na CR, o tempo prolongado de contato entre uma proeminência óssea e uma superfície externa e a pressão da pele endurecem o tecido no local das nádegas, o que gera um mecanismo de estresse na região quando a pessoa se movimenta no dia a dia, possibilitando o aumento de deformidades no tecido; e, quando já existem cicatrizes, as regiões ficam ainda mais suscetíveis a danos (GEFEN, 2014).

Realizar técnicas de alívio de pressão na CR e também na cama são métodos eficazes e necessários para essas pessoas, entretanto, nos resultados coletados neste estudo, foi possível observar a falta de rotina em realizar manobras de alívio de pressão com frequência.

A conscientização de realizar manobras de alívio de pressão para prevenção de lesões é de extrema importância no processo de reabilitação e tratamento de lesões por pressão em pessoas com LM. Deve-se levar em consideração, também, as limitações e habilidades de cada pessoa para a realização de manobras viáveis, possíveis e adequadas para cada caso.

A falta de informação, conscientização e de programas de educação em saúde em relação à prevenção de doenças, como uma lesão por pressão, contribuem diretamente para a ocorrência de complicações entre as pessoas com LM, além de gerar consequências graves para o sistema de saúde e qualidade de vida das pessoas (STROUPE et al., 2011).

Segundo Stroupe et al., (2011), o aumento de custos de cuidados à saúde está associado às lesões por pressão, tanto para as pessoas que sofrem com essa complicação quanto para o sistema público de saúde. O procedimento de intervenções e tratamentos são claramente necessários e essenciais para evitar danos e auxiliar no processo de cura de uma lesão por pressão entre as pessoas com LM, a fim de garantir qualidade de vida e saúde aos pacientes (STROUPE et al., 2011; GHASAS et al., 2015).

As técnicas de alívio para prevenção de lesões por pressão estão relacionadas a um campo de atuação do sistema de saúde e de como essas condições impactam na vida do sujeito. Preconizado pelo Ministério da Saúde no documento “Diretrizes de Atenção à Pessoa com Lesão Medular”, esse serviço deve ser desenvolvido em um atendimento simultâneo e integrado por vários profissionais da área da saúde (BRASIL, 2013).

O programa de reabilitação de uma pessoa com LM descrito nesse documento do Ministério da Saúde, especificamente pelos serviços de Terapia Ocupacional, envolve a prevenção das lesões por pressão, as deformidades do sistema musculoesquelético e as complicações dos sistemas urinário, digestivo, circulatório e respiratório, entre outros, para a construção de um trabalho terapêutico e eficaz para a pessoa com LM (BRASIL, 2013).

Nesse âmbito, o trabalho do profissional terapeuta ocupacional visa ao treino das AVDs, que se constitui como um estímulo à prevenção das perdas neuromotoras e prevenção dos

agravos, como a lesão por pressão que ocorre na LM. Ressalta-se que as estratégias utilizadas e adotadas por esse profissional para o prognóstico funcional do paciente dependem das condições clínicas, pessoais e possíveis comorbidades associadas à lesão, além de fatores socioeconômicos para o acesso aos serviços especializados de saúde, acessibilidade domiciliar, rede de apoio social e trabalho em conjunto com o indivíduo e seus familiares (BRASIL, 2013).

Foi possível observar nos resultados que somente duas das CRs individuais utilizadas pelos participantes no dia a dia foram prescritas por profissionais da área, e também por meio de um serviço especializado de *seating*, possuindo adaptações individuais.

O uso da CR, seja ela motorizada ou manual, e de seus componentes também é um aspecto relevante e diretamente ligado à qualidade de vida e saúde das pessoas com LM. As características particulares de cada usuário são fatores cruciais que incidem diretamente sobre o processo de avaliação, prescrição e adaptação adequadas do equipamento de TA, visando ao conforto pessoal e ergonômico, à autonomia, à independência e a favorecer o processo de reabilitação (COOK; POLGAR, 2015).

Especificamente, as adaptações de *tilt* e *recline* em CR são opcionais e podem ser solicitadas para uma CR a partir de uma avaliação prévia e completa do quadro clínico do usuário, já que existem indicações e contraindicações para o uso destes mecanismos, baseados nas complicações e agravos à saúde ligados à LM, como risco de ocorrência de uma hipotensão ortostática, aumento do padrão espástico, disreflexia autonômica, entre outras ocorrências clínicas (KREUTZ, 1997).

Durante a posição sentada na CR, a realização de *tilt* e *recline* pode promover redistribuição linear da pressão na área das nádegas e das costas (assento e encosto), viabilizando um alívio de pressão nas nádegas. No entanto, apenas o *recline* traz consigo um risco aumentado de forças de cisalhamento na pele sobre a região do assento, por isso esses dois sistemas, bem como as angulações realizadas, devem ser devidamente prescritos e utilizados (GROAH, 2015).

Foi visto nos resultados de todos os participantes deste estudo que os maiores ângulos realizados, sendo eles 20° e 30° de *tilt* com 120° de *recline* em todas as medidas avaliadas, como pressão média (mmHg), pico de pressão (mmHg), área de contato (cm<sup>2</sup>) e PPI<sub>m</sub> (mmHg), obtiveram maior alívio de pressão na região das nádegas, e também que a combinação de posicionamentos de *tilt* e *recline* 10°, 20° e 30° de *tilt* com 120° de *recline* foram mais eficazes que apenas o *tilt*.

Para causar efetiva redução de pressão nas nádegas na prevenção de lesões por pressão e melhora de cicatrização da ferida no local, Park e Jang (2011) relataram que um indivíduo

com LM, ao ter uma CR com ângulos de *tilt* e *recline*, é preciso que sejam maiores e acima de 30° de *tilt* e 120° de *recline*, para garantir a utilidade dos sistemas (PARK; JANG, 2011).

Outros estudos corroboram esses resultados, como o de Chen et al. (2014). Utilizando seis posições diferentes de combinações de *tilt* e *recline* (15°, 25° e 35° de *tilt* com 100° e 120° de *recline*), observou-se que as pressões coccígeas estavam aumentadas em resposta aos quatro menores ângulos e que diminuíram em resposta às duas maiores combinações (25° e 35° de *tilt* com 120° de *recline*) (CHEN, et al., 2014).

Jan et al. (2013), utilizando as mesmas combinações do estudo de Chen et al. (2014), mostraram que os maiores ângulos de *tilt* e *recline* (15°, 25° e 35° em *tilt* juntamente com 120° de *recline* e o de 35° de *tilt* com 100° de *recline*) são eficazes para perfusão sanguínea da pele nas regiões de pressão e no reforço muscular, conseqüentemente favorecendo o alívio de pressão na região das nádegas.

Em concordância com os resultados observados nesses estudos, Giesbrecht, Ethans e Staley (2011) afirmam que os ângulos de inclinação pequenos são mais adequados e indicados para o controle postural do que na gestão de pressão. Os posicionamentos realizados em combinação com angulações menores de *recline* e incrementos de 15° de *tilt* não produzem diferenças significativas para alívio de pressão.

Para que haja uma redução clinicamente significativa na pressão em proeminências ósseas, como nos ísquios, de indivíduos com LM, é necessária uma inclinação mínima de 30° de *tilt* com ângulos maiores de *recline*, pois ângulos de inclinação maiores apresentam redução de pressão mais substancial do que os menores (GIESBRECHT; ETHANS; STALEY, 2011).

As medidas de pressão média, pico de pressão e PPI máximo dadas em mmHg acima de 100 mmHg foram relacionadas ao aumento significativo do risco de saúde do tecido da região das nádegas (YUEN; GARRETT, 2001). A presença de valores de pressões iguais ou maiores a 100 mmHg foi observável em pelo menos uma posição de todos os participantes.

Tencha e Lacase (2010) observaram que as pessoas com LM apresentam pressões de interface maiores do que as de pessoas sem deficiência. Os valores máximos (que podem superar 200 mmHg) podem ser atribuídos à atrofia muscular e conseqüente falta de proteção das proeminências ósseas. Ainda nesse estudo, os autores sugeriram que o *tilt* oferece maior redução de pressão para os usuários quando comparados às pessoas sem deficiência (TENCHA; LACASE, 2010).

Constatou-se que os resultados de posicionamentos com angulações apenas de *tilt* (10°, 20° e 30°) não foram os melhores para alívio de pressão na região das nádegas dos participantes dessa pesquisa.

Jan e Crane (2013), ao avaliarem diferentes ângulos de *tilt* e *recline*, puderam constatar que o aumento de *tilt*, apenas, não ofereceu alterações significativas de pressão na região sacral, mas que houve uma melhora nas tuberosidades isquiáticas. Com isso, os autores induziram que o *tilt* e o *recline*, ao invés de transferirem pressão para o sacro, promovem distribuição de pressão para a região do tronco, auxiliando no processo de prevenção de lesões por pressão (JAN; CRANE, 2013).

O estudo de Perazzo (2016) foi de concordância a esse pensamento, na medida em que observou uma diminuição da pressão no assento ao realizar o aumento de angulação de *tilt*. Quanto à relação de variação de pressão entre encosto e assento, foi visto que, mesmo havendo redistribuição de pressão, nenhuma inclinação ofereceu pressão maior no encosto do que no assento na posição sentada.

O conforto juntamente com a segurança em realizar variações de angulações na CR está diretamente ligado ao processo de alívio de pressão. Engström (2002) argumenta que a pressão na região das nádegas durante o sentar é o equilíbrio entre a estabilidade postural e o conforto, devendo ser consideradas todas as pressões e áreas existentes, como na região da cabeça, tronco, coxas e pés, para não causar pressões que levem ao desconforto. Sendo assim, essas áreas necessitam de acomodações confortáveis e adequadas para o usuário (ENGSTROM, 2002).

A satisfação quanto à postura mostrou a preferência dos participantes por um grau de inclinação, principalmente os maiores graus, à postura anatômica (formada por ângulos entre tronco e coxa 90°, coxa e perna 90° e perna e pé 90°). Apesar do posicionamento anatômico ser referência, nem sempre se apresenta como a posição em que o corpo busca visando à funcionalidade, ao conforto e à estabilidade (ENGSTROM, 2002; SCHMELER, 2003).

Este é o primeiro estudo nacional que buscou estudar os efeitos de diferentes angulações e combinações de *tilt* e *recline* para a distribuição de pressão nas nádegas na posição sentada em pessoas com LM. Esta pesquisa trouxe contribuições para melhores prescrições dos sistemas de adequação postural na posição sentada para os profissionais da área e para os serviços especializados em *seating* e CR, bem como evidenciou a importância do uso do mapeamento de pressão como um facilitador para as avaliações posturais práticas de usuários de CR.

O uso do simulador de CR foi uma limitação deste estudo, pois, mesmo sendo ajustável, ofereceu uma medida padrão de largura e comprimento de encosto e largura de assento para todos os participantes, o que não foi suficiente para o posicionamento ideal. A utilização de uma CR devidamente prescrita, com medidas adequadas ao usuário que faça a variação de *tilt* e *recline* é melhor e obtém melhores resultados do que um simulador.

A amostra pequena, constituída por cinco participantes apenas, foi outra limitação do estudo, pois impediu a generalização dos resultados para toda a população e não possibilitou fazer uma correlação fidedigna entre as variáveis do estudo, como o IMC e os índices de pressão no assento coletados pelo sistema de mapeamento de pressão X-sensor.

Outra limitação deste estudo foi o uso de uma almofada de ar específica para o assento e uma almofada de espuma no encosto para todos os participantes. Apesar de ter sido utilizada a almofada *Roho* ®*High Profile Quadro Select*<sup>TM</sup> no assento devido a resultados de estudos anteriores que a identificaram como a melhor para diminuição de pressão no assento em pessoas com tetraplegia, a partir das análises realizadas nesta pesquisa, foi visto a necessidade de uma adequação individual, respeitando as medidas e características corporais de cada pessoa.

Durante as avaliações dos posicionamentos, foram observadas algumas alterações no comportamento postural dos participantes, por meio de variações de ângulos na articulação do quadril e joelhos em resposta ao movimento das angulações quando modificadas no simulador de CR utilizado. Apesar de comunicar previamente à coleta de dados todos os procedimentos e movimentos em relação às alterações de posição, não foi possível a permanência estática na posição inicial.

A partir disso, pode-se considerar que, para o posicionamento estável de uma postura sentada, é preciso estabilidade da região do tronco e quadril, com suportes e adaptações individuais que viabilizem e favoreçam a sustentação, como, por exemplo, uma prescrição de almofadas anatômicas e personalizadas por meio de digitalização tridimensional, usinagem e confecção de espumas de poliuretano que fazem o contorno, alinhamento corporal e distribuição da pressão (PERAZZO, 2016).

Destaca-se que a realização da avaliação inicial contendo características individuais dos participantes para os estudos de caso foi de suma importância para esta pesquisa, demonstrando que, independente de delimitar um perfil para os participantes, o biótipo corporal, pessoal e comportamental de cada um influencia de maneira individual na postura sentada, recusando generalizações.

## 7 CONCLUSÃO E RECOMENDAÇÕES

Este estudo avaliou a distribuição da pressão na interface nádega/almofada em áreas suscetíveis a lesões por pressão, como o sacro e ísquios, a partir de nove posições de diferentes angulações de *tilt* e *recline* no assento de pessoas com tetraplegia por lesão na medula espinal, e mostrou a importância de se considerarem todos os aspectos que tangem à postura sentada para o uso adequado dos sistemas de *tilt* e *recline* em CR.

O estudo permitiu constatar que o alívio de pressão na região das nádegas, ao realizar as variações de posicionamentos no simulador, foi melhor em posições com maiores ângulos, como 20° de *tilt* com 120° de *recline* e 30° de *tilt* com 120° de *recline*. Destaca-se que a posição de 30° de *tilt* combinado com 120° de *recline* é eficaz no alívio da pressão nas tuberosidades isquiáticas e na região das nádegas e prevenção de lesões por pressão. Mesmo as posições de angulações menores resultaram em leve alívio de pressão e aumento do conforto na postura sentada.

Este estudo agrega informações importantes para serviços especializados em *seating* e aos profissionais que trabalham na área, pois permite compreender que cada pessoa tem suas distinções quanto ao comportamento postural, sendo importante a individualização para avaliação, prescrição e adaptação de uma TA, como a CR.

## 8 RECOMENDAÇÕES CLÍNICAS

É importante ressaltar que a melhoria da distribuição e alívio de pressão e prevenção de lesões por pressão visa ao aumento da área de contato entre a pessoa, o assento e o encosto, por isso a necessidade de equipamentos ideais e o uso de tecnologias como a digitalização tridimensional do usuário na posição sentada.

O sistema de mapeamento de pressão utilizado neste estudo foi um recurso interessante como método avaliativo na distribuição de pressão e que pode ser recomendado para uso na prática clínica pelos profissionais da saúde, principalmente para facilitar a avaliação de encosto e assento de CR e prescrição de angulações de *tilt* e *recline* para os pacientes e usuários de CR.

Assim, tem-se como sugestões de trabalhos posteriores investigações sobre a influência da amplitude de movimento da pelve na posição sentada e a adequação postural do tronco e coluna na distribuição da pressão durante as manobras de *tilt* e *recline*, associadas ao uso de almofadas de assento e encosto personalizados. Também, recomendam-se pesquisas que utilizem uma análise da variação de pressão na postura dinâmica durante atividades do dia a dia.

## REFERÊNCIAS

- ABESO. Associação Brasileira para o Estudo da Obesidade e da Síndrome Metabólica. **Diretrizes brasileiras de obesidade 2009/2010/ABESO**. 3.ed.-Itapevi, SP: AC Farmacêutica, 2009.
- ANTONELI, M.R.M.C. Prescrição de Cadeira de Rodas. In: TEIXEIRA, E.; SAURON, F. N.; SANTOS, L. S. B.; OLIVEIRA, M. C. **Terapia Ocupacional na reabilitação física**. São Paulo: Roca, p. 297-311. 2003.
- ASIA- American Spinal Cord Injury Association. **Padrões Internacionais para Classificação Neurológica e Funcional de Lesões da Medula Espinal**. Chicago: ASIA, 1996.
- ATKINS, M.S. Lesões da medula espinal. In: TROMBLY, C.A.; RADOMSKI, M.V. **Terapia Ocupacional para disfunções físicas**. 5ed. São Paulo: Santos, p. 965- 999. 2005.
- BAILER, C.; TOMITCH, L. M. B.; D'ELY, R. C. S. Planejamento como processo dinâmico: a importância do estudo piloto para uma pesquisa experimental em linguística aplicada. **Revista Intercâmbio**, São Paulo: LAEL/PUCSP, v. XXIV, p. 129-146. 2011.
- BARROS, A. J. P. **Projeto de Pesquisa: propostas metodológicas**. Petrópolis – RJ: Vozes, 1990.
- BERETTA, E. M. **Tecnologia Assistiva: Personalização em Massa através do Design e Fabricação de Assentos Customizados para Cadeiras de Rodas**. 2011. Dissertação de Mestrado. PGDESIGN, UFRGS, Porto Alegre, 2011.
- BRACCIALLI, L. M.; VILARTA, R. Aspectos a serem considerados na elaboração de programas de prevenção e orientação de problemas posturais. **Revista Paulista de Educação Física**, São Paulo- Brasil, v. 14, p. 159-171. 2000.
- BRANDEIS, G.H et al. The epidemiology and natural history of pressure ulcers in elderly nursing home residents. **Journal of the American Medical Association**; v. 264, p. 2905-9. 1990.
- BRASIL. Ministério da Saúde. Diretrizes de Atenção à Pessoa com Lesão Medular / Ministério da Saúde, Secretaria de Atenção à Saúde. **Departamento de Ações Programáticas Estratégicas e Departamento de Atenção Especializada**. – Brasília: Ministério da Saúde, 2013. 68 p.: il. ISBN 978-85-334-2025-0.
- BROSE, S. W.; WALI, E. Multidisciplinary approach to converting power chair into motorized prone cart. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 51, 9 ed., p. 1377-1382. 2014.
- CASALIS, M. E. P. Lesão Medular. In: TEIXEIRA, E. et al. **Terapia Ocupacional na Reabilitação Física**. São Paulo: Roca, p.41-61.2003.

- CHAE, S. Comparison of Cardiopulmonary Function Changes during Wheelchair Propulsion: Backrest Angle. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 24, n. 4, p. 355-357.2012.
- CHEN, Y.; WANG, J.; LUNG, C.; YANG, T. D.; CRANE, B. A.; JAN, Y. Effect of Tilt and Recline on Ischial and Coccygeal Interface Pressures in People with Spinal Cord Injury. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 93, 12 ed. p. 1019-1030. 2014.
- CLAUS, A. P et al. Is ‘ideal’ sitting posture real? Measurements of spinal curvatures in four sitting postures. **Manual Therapy**, v. 14, n. 4, p. 404-8. 2009.
- COSTA, V. S. P. et al. Representações sociais da cadeira de rodas para a pessoa com lesão da medula espinal. **Rev. Latino-Am. Enfermagem**, Ribeirão Preto, v. 18, n. 4, p. 755-762. 2010.
- CRUZ, D. M. C.; IOSHIMOTO, M. T. A. Tecnologia assistiva para as atividades de vida diária na tetraplegia completa C6 pós-lesão medular. **Rev. Triang.: Ens. Pesq. Ext. Uberaba – MG**, v.3. n.2, p. 177-190. 2010.
- DE SOUZA, Lorraine H.; FRANK, Andrew O. Problematic clinical features of powered wheelchair users with severely disabling multiple sclerosis. **Disability and rehabilitation**, v. 37, 11 ed., p. 990-996. 2015.
- DEL RIEGO, S. El ser humano como ser ocupacional. **Rehabilitación (Madr)**, v. 39, n. 5, p. 195-200. 2005.
- DICIANNO, B. E.; LIEBERMAN, J.; SCHMELER, M. R.; SOUZA, A.; COOPER, R.; LANGE, M. et al. Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America's Position on the Application of Tilt, Recline, and Elevating Legrests for Wheelchairs Literature Update. **Assistive Technology**, 27, p.193-198.2015.
- DICIANNO, B. E.; MARGARIA, E.; ARVA, J.; LIEBERMAN, J.M.; SCHMELER, M.R.; SOUZA, A. et al. RESNA Position on the Application of *Tilt*, Recline and Elevating Legrests. **Developed through RESNA’s Special Interest Group in Seating and Wheeled Mobility (SIG-09)**. 2009.
- DING, D.; COOPER, R. A.; KELLEHER, A. Monitoring seat feature usage among wheelchair users. **Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.**, p. 4364-7.2007.
- DING, D.; LEISTER, E.; COOPER, R. A. et al. Usage of tilt-in-space, recline, and elevation seating functions in natural environment of wheelchair users. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, 45, p. 973-983. 2008.
- EGNSTROM, B. Ergonomic Seating: a true challenge. **Posturalis**. Sweden, 2002.
- FARIA, F. Lesões vértebro-medulares – A perspectiva da reabilitação. **Revista Portuguesa de Pneumologia**, v. XII, n. 1 (Supl 1). 2006
- FARIAS FILHO, M. C.; ARRUDA FILHO, E. J. M. **Planejamento da Pesquisa Científica**. 2 ed. São Paulo: Atlas, 2015.

FERRARIN, M.; ANDREONI, G.; PEDOTTI, A. Comparative biomechanical evaluation of different wheelchair seat cushions. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 37, n. 3, p. 315–324.2000.

FIGUEIREDO-CARVALHO, Z. M.; GOMES-MACHADO, W.; ARAÚJO-FAÇANHA, D. M.; ROCHA-MAGALHÃES, S.; ROMERO-RODRIGUES, A. S.; CARVALHO-E-BRITO, A. M. Avaliação da funcionalidade de pessoas com lesão medular para atividades da vida diária. **Aquichan**. Chía, Colombia, v. 14, n. 2, p. 148-158. 2014.

FLIKE, K. Pressure ulcer prevention in the intensive care unit: a case study. **Crit. Care Nurs. Q.** v. 36, n. 4, p. 415-25. 2013.

FRANÇA, I. S. X. et al. Qualidade de vida de adultos com lesão medular: um estudo com WHOQOL-bref. **Rev. esc. enferm. USP**, São Paulo, v.45, n.6, p. 1364-1371. 2011.

FRANCISCO, B. R. **Terapia Ocupacional**. 2ed. Campinas, SP: Papyrus, 2001.

FREITAS, M.C.; MEDEIROS, A. B. F.; GUEDES, M. V. C.; ALMEIDA, P. C.; GALIZA, F. T.; NOGUEIRA, J. M. Úlcera por pressão em idosos institucionalizados: análise da prevalência e fatores de risco. **Rev Gaúcha Enferm.** Porto Alegre, v.32, n.1, p. 143-50.2011.

FU, J.; JAN, Y. K.; JONES, M. Development of intelligent model to determine favorable wheelchair tilt and recline angles for people with spinal cord injury. **Conference proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, p: 2045-8.2011.

FU, J.; JONES, M.; JAN, Y. K. Development of intelligent model for personalized guidance on wheelchair tilt and recline usage for people with spinal cord injury: Methodology and preliminary report. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 51, n. 5, p. 775-788. 2014.

FU, J.; WIECHMANN, P.; JAN, Y. K.; JONES, M. Towards an intelligent system for clinical guidance on wheelchair tilt and recline usage. **Conference proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, p.: 4648-4651.2012.

FUJITA, D.; MORI, A.; CLEMINSON, T. et al. Using Seating Techniques as a Preventative Measure against Lower Limb Edema-The Effect of Combining Tilt Angle and Reclining Mechanisms on Wheelchairs. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 22, p. 437-441. 2010.

GALVÃO, C. R. C.; BARROSO, B. I. L.; GRUTT, D. C. A tecnologia assistiva e os cuidados específicos na concessão de cadeiras de rodas no Estado do Rio Grande do Norte. **Cad. Terapia Ocupacional**, UFSCar, São Carlos, v. 21, n. 1, p.: 11-18. 2013.

GARBER, S. L. Pressure ulcer risk in spinal cord injury: predictors of ulcer status over 3 years. **Arch Phys Med Rehabil.**, v.81, n. 4, p.:465-471.2000.

GEFEN, A. Tissue changes in patients following spinal cord injury and implications for wheelchair cushions and tissue loading: a literature review. **Ostomy Wound Manage**, v. 60, p. 34–45. 2014.

GEFFEN, V.; REENALDA, J.; VELTINK, P. H.; KOOPMAN, B. F. Effects of sagittal postural adjustments on seat reaction load. **Journal Biomech.**, v. 41, n. 10, p.:2237-45.2008.

GIESBRECHT, E. M.; ETHANS, K. D.; STALEY, D. Measuring the effect of incremental angles of wheelchair tilt on interface pressure among individuals with spinal cord injury. **Spinal Cord**, v. 49, 7 ed. p. 827-831. 2011.

GIL-AGUDO, A.; DE LA PEÑA-GONZÁLEZ, A.; DEL AMA-ESPINOSA, A.; PÉREZ-RIZOA, E.; DÍAZ-DOMÍNGUEZ, E.; SÁNCHEZ-RAMOS, A. Comparative study of pressure distribution at the user-cushion interface with different cushions in a population with spinal cord injury. **Clinical Biomechanics**, v.24, p. 558–563.2009.

GILSDORF, P.; PATTERSON, R.; FISHER, S.; APPEL, N. Sitting forces and wheelchair mechanics. **Journal Rehabil Res Dev.**, v.27, n.3, p. 239-246.1990.

GOMES, A. L. C. B.; GOMES, A. B. A.; DOS SANTOS, H. H.; CLEMENTINO, A. C. C. R. Habilidades motoras de cadeirantes influenciadas pelo controle de tronco. **Motriz**, Rio Claro, v. 19 n.2, p. 278-287. 2013.

GRADIM, L. C. C.; DE CASTRO, S. S.; TAVARES, D. M. S.; CAVALCANTI, A. Mapeamento de recursos de tecnologia assistiva utilizados por idosos. **Revista de Terapia Ocupacional**. Univ São Paulo, v. 27, n.1, p. 72-79. 2016.

GROAH, S. L.; SCHLADEN, M.; PINEDA, C. G.; HSIEH, C. H. Prevention of Pressure Ulcers Among People With Spinal Cord Injury: A Systematic Review. **PM R Journal of the American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.7, n. 6, p. 613-36.2015.

HADLEY, M. N.; WALTERS, B. C.; AARABI, B.; DHALL, S. S.; GELB, D. E.; HURLBERT, R. J. et al. Clinical Assessment Following Acute Cervical Spinal Cord Injury. **Neurosurgery**, v.72, p. 40–53. 2013.

HAMANAMI, K.; TOKUHIRO, A.; INOUE, H. Finding the optimal setting of inflated air pressure for a multi-cell air cushion for wheelchair patients with spinal cord injury. **Acta Medical Okayama**, v. 58, n. 1, p. 37-44.2004.

HAMILL, J. KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo, Manole, 2008.

HARRAND, J.; BANNIGAN, K. Do tilt-in-space wheelchairs increase occupational engagement: a critical literature review. **Disabil Rehabil Assist Technol.**, v. 27, p.:1-10.2014.

HARRIS, F.; SPRIGLE, S.; SONENBLUM, S. E.; MAURER, C. L. The participation and activity measurement system: an example application among people who use wheeled mobility devices. **Disabil Rehabil Assist Technol.**, v. 5, n. 1, p. 48-57. 2010.

HOBSON, D. A. Comparative effects of posture on pressure and shear at the body-seat interface. **J. Rehabil Res Dev.**, v. 29, n. 4, p.: 21-31. 1992.

JAN, Y. K.; CRANE, B. A. Wheelchair Tilt-in-Space and Recline Does Not Reduce Sacral Skin Perfusion as Changing From the Upright to the Tilted and Reclined Position in People

With Spinal Cord Injury. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 94, p.: 1207-1210. 2013.

JAN, Y. K.; CRANE, B. A.; LIAO, F.; WOODS, J. A.; ENNIS, W. J. Comparison of Muscle and Skin Perfusion Over the Ischial Tuberosities in Response to Wheelchair Tilt-in-Space and Recline Angles in People With Spinal Cord Injury. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 94, p.:1990-1996. 2013.

JAN, Y. K.; JONES, M. A.; RABADI, M. H.; FOREMAN, R. D.; THIESSEN, A. Efeito dos ângulos tilt e recline da cadeira de rodas em perfusão na pele sobre a tuberosidade isquiática em pessoas com LM. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.1, n. 11, p.: 1758–1764. 2010.

JAN, Y. K.; LIAO, F.; JONES, M. A. et al. Effect of Durations of Wheelchair Tilt-in-Space and Recline on Skin Perfusion Over the Ischial Tuberosity in People With Spinal Cord Injury. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**,; 94: 667-672. 2013.

KINNEAR, T. C.; TAYLOR, J. R. **Marketing research: an applied approach**. Mc Graw Hill. 1979.

KIRBY, R. L.; MACDONALD, B.; SMITH, C.; MACLEOD, D. A.; WEBBER, A. Comparison between a tilt-in-space wheelchair and a manual wheelchair equipped with a new rear anti-tip device from the perspective of the caregiver. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 89, ed: 9, p. 1811-1815. 2008.

KOBARA, K.; FUJITA, D.; OSAKA, H. et al. Influence of distance between the rotation axis of back support and the hip joint on shear force applied to buttocks in a reclining wheelchair's back support. **Prosthetics and Orthotics International**, v. 37, ed: 6, p. 459-464. 2013.

KOCHHANN, A. R. S.; CANALI, N.; SERAFIM, M. A. P. Comparação de picos de pressão em assento flexível em portadores de lesão medular e indivíduos normais: uma avaliação por interface de pressão. **Acta Fisiatr.**, v. 11, n.3, p.: 95-100. 2004.

KREUTZ, D. Power tilt, recline or both. **Team Rehab Report**. 1997, p.: 29-32.

LANGE, M. Tilt in space versus recline: new trends in an old debate. Technology Special Interest Quarterly, **American Occupational Therapy Assoc.**, v.10, p.:1-3.2000.

LEVY, A.; KOPPLIN, K.; GEFEN, A. An air cell based cushion for pressure ulcer protection remarkably reduces tissues stress in seated buttocks with respect foams: finite studies. **Journal of tissue viability**. v. 23, p. 13-23, 2014.

LINDER-GANZ, E.; SHABSHIN, N.; ITZCHAK, Y.; YIZHAR, Z.; SIEV-NER, I.; GEFEN, A. Strains and stresses in sub-dermal tissues of the buttocks are greater in paraplegics than in healthy during sitting. **Journal of Biomechanics**, v. 41. 3 ed. p. 567-580. 2008.

LISE, F.; SILVA, L. C. Prevenção de úlcera por pressão: instrumentalizando a enfermagem e orientando o familiar cuidador. **Acta Sci. Health Sci.**, v. 29, n.2, p. 85-89. 2007.

LUNG, C. W.; YANG, T. D.; CRANE, B. A. et al. Investigation of Peak Pressure Index Parameters for People with Spinal Cord Injury Using Wheelchair Tilt-in-Space and Recline: Methodology and Preliminary Report. **Biomed Research International**. 2014.

MACDONALD, B.; KIRBY, R. L.; SMITH, C.; MACLEOD, D. A.; WEBBER, A. Sitting Pressure in the Tilted Position Manual Tilt-in-Space Wheelchair vs. Manual Wheelchair with a New Rear Antitip Device. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 88, p. 61-65. 2009.

MAKHSOUS, M.; ROWLES, D. M.; RYMER, W. Z.; BANKARD, J. et al. Periodically Relieving Ischial Sitting Load to Decrease the Risk of Pressure Ulcers. **Arch. Phys. Med. Rehabil.** v. 88, n. 7, p.: 862-870. 2007.

MATHUS-VLIEGEN, E. M. Old age, malnutrition and pressure sores: an ill-fated alliance. **J. Gerontol. A. Biol Sci Med Sci**. v. 59, n. 4, p. 355-60. 2004.

MCNICHOL, L.; LUND, C.; ROSEN, T.; GRAY, M. Medical adhesives and patient safety: state of the science: consensus statements for the assessment, prevention, and treatment of adhesive-related skin injuries. **J. Wound Ostomy Continence Nurs.** 2013;40(4):365-80.

MELLO, M. A. F. Sistemas de Posicionamento Assentado e Cadeiras de Rodas: como e o quê prescrever. **Medicina de Reabilitação**. v. 85. Disponível em: [http://technocare.net.br/portal/wp-content/uploads/2015/02/artigo\\_SistemasdePosicionamento.pdf](http://technocare.net.br/portal/wp-content/uploads/2015/02/artigo_SistemasdePosicionamento.pdf). Acesso em: 27 mar. 2017.

MENDES, P. V. B. **Análise da pressão de interface em três almofadas para cadeiras de rodas em sujeitos com lesão medular**. 2016. 87 p. Dissertação de Mestrado (Mestre em Terapia Ocupacional). - Universidade Federal de São Carlos (UFSCar). São Carlos, 2016.

MICHAEL, S. M.; PORTER, D.; POUNTNEY, T. E. Tilted seat position for non-ambulant individuals with neurological and neuromuscular impairment: a systematic. **Clinical Rehabilitation**, v. 21, n.12, p. 1063-1074. 2007.

NACHEMSON, A. Towards a better understanding of low-back pain: a review of the mechanic of the lumbar disc. **Rheumatol Rehabil.**, v.14, n.3, p. 129-143. 1975.

NATIONAL PRESSURE ULCER ADVISORY PANEL (NPUAP). Washington (EUA). Disponível em: <http://www.npuap.org/resources/educational-and-clinical-resources/npuap-pressure-injury-stages/> Acesso em: 10 jun. 2016.

NATIONAL SPINAL CORD INJURY STATISTICAL CENTER (NSCISC). **Spinal Cord Injury: Facts and figures at a Glance**. Birmingham: University of Alabama. Disponível em: <https://www.nscisc.uab.edu/> . Acesso em: 21 nov. 2016.

NETTER, Frank H. **Atlas de Anatomia Humana**. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

PARK, U. J.; JANG, S. H. The Influence of Backrest Inclination on Buttock Pressure. **Annals of Rehabil Medicine**, v. 35, p. 897-906. 2011.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE (OMS). **Wheelchair Service Training Package: Basic Level** © Organização Mundial da Saúde. 2012. Tradução e publicação da edição em Língua Portuguesa à Secretaria de Estado dos Direitos da Pessoa com Deficiência de São Paulo, 2014.

PERAZZO, A. L. **Tecnologia assistiva: a influência do ângulo do tilt sobre as pressões em assentos de cadeiras de rodas.** 2016. Dissertação de Mestrado (Mestre em Design) – Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2016.

PFAFF, K. Recline and Tilt: Making the right match. **Team Rehab Report.** 1993; v. 23, p. 26-27.

REGAN, M. A.; TEASELL, R. W.; WOLFE, D. L.; KEAST, D.; MORTENSON, W. B.; AUBUT, J. A. Uma revisão sistemática de intervenções terapêuticas para úlceras de pressão após lesão na medula espinhal. **Arch Phys Med Rehabil.**, v. 90, n. 2, p. 213–231. 2009.

RIZO, L. R. Sistema de mapeamento de pressão. In: TEIXEIRA, E.; SAURON, F. N.; SANTOS, L. S. B.; OLIVEIRA, M. C. **Terapia Ocupacional na reabilitação física.** São Paulo: Roca, 2003, p.: 313-329.

ROCHA, J. A.; MIRANDA, M. J.; ANDRADE, M. J. Abordagem terapêutica das úlceras de pressão – intervenções baseadas na evidência. **Acta Med Port.** v. 19, p. 29-38. 2006.

ROHO, EUA. Disponível em: <<https://roho.com/>> Acesso em: 08 mai. 2015.

SAMPIERI, R. H.; COLLADO, C. F.; LUCIO, M. P. B. **Metodologia de pesquisa.** 5. ed. Porto Alegre: Penso, 2013. 624 p.

SANTOS, J. L.G.; PESTANA, A. L.; GUERRERO, P.; MEIRELLES, B. S. H.; ERDMANN, A. L. Práticas de enfermeiros na gerência do cuidado em enfermagem e saúde: revisão integrativa. **Rev Bras Enferm,** Brasília. 2013; 66(2): 257-63.

SAURON, F. N. Prescrição e adequação postural em cadeira de rodas. In: **Reabilitação – Paraplegia e Tetraplegia.** Biblioteca da AACD, São Paulo. 1996.

SCHMELER, M. R. In: **Simpósio de Adequação Postural Para Usuário de Cadeira de Rodas.** AACD, SP, 2003.

SCHOELLER, S. D.; BITENCOURT, R. N.; LEOPARDI, M.T.; DE PIRES, D.; ZANINI, M. T. B. Mudanças na vida das pessoas com lesão medular adquirida. **Rev. Eletr. Enf.**, v. 14, n.1, p.:95-103. 2012.

SHANKAR, S.; MORTENSON, W. B.; WALLACE, J. Taking Control: An Exploratory Study of the Use of Tilt-in-Space Wheelchairs in Residential Care. **Am J Occup Ther,** v. 69, n. 2. 2015.

SILVA, G. A.; Schoeller, S. D.; GELBCKE, F. L.; CARVALHO, Z. M. F.; SILVA, E. M. J. P. Epidemiologia da paraplegia traumática em um Centro de Reabilitação em Fortaleza, Ceará, Brasil. EFDeportes.com, **Revista Digital.** Buenos Aires, Año 17, n. 171. 2012.

SONENBLUM, S. E.; SPRIGLE, S. H. The impact of tilting on blood flow and localized tissue loading. **Journal of Tissue Viability.**, v. 20, p. 3-13. 2011.

SONENBLUM, S. E.; SPRIGLE, S.; MAURER, C. L. Use of power tilt systems in everyday life. **Disabil Rehabil Assist Technol.** v.4, n.1, p.:24-30. 2009.

SPRIGLE, S.; MAURER, C.; SONENBLUM, S. E. Load redistribution in variable position wheelchairs in people with spinal cord injury. **Journal Spinal Cord Med.**, v. 33, n.1, p. 58–64. 2010.

SPRIGLE, S.; SONENBLUM, S. Assessing evidence supporting redistribution of pressure for pressure ulcer prevention: A review. **JRRD.**, v. 48, n. 3. 2011.

STINSON, M.; SCHOFIELD, R.; GILLAN, C.; MORTON, J.; GARDNER, E.; SPRIGLE, S., et al. Spinal cord injury and pressure ulcer prevention: using functional activity in pressure relief. **Nurs Res Pract.** 8 p.2013.

STOCKTON, L.; GEBHARDT, K.S.; CLARK, M. Seating and pressure ulcers: clinical practice guideline. **J Tissue Viability.**, v. 18, n.4, p. 98-108. 2009.

SWAIN, I. The Measurement of interface Pressure. In: **Pressure Ulcer Research.** Berlin: Springer ed. 2005.

TANIMOTO, Y.; TAKECHI, H.; NAGAHATA, H.; YAMAMOTO, H. The study of pressure distribution in sitting position on cushions for patient with SCI (spinal cord injury). **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, v. 47, n. 5., 1998.

TENCHA, H. LACASSE, S. Tilt-in-Space Wheelchairs: Pressure management for persons with spinal cord injury. In: **Canadian Seating & Mobility Conference.** 4792, 2010.

TREWARTHA, M.; STILLER, K. Comparison of the pressure redistribution qualities of two air-filled wheelchair cushions for people with spinal cord injuries. **Australian Occupational Therapy Journal**, v. 58, n. 4, p. 287-92.2011.

TUBAISHAT, A.; ALJEZAWI, M. The prevalence of pressure ulceration among Jordanian hospitalized patients. **Journal Wound Care.** v.22, n.6, p. 305-11. 2013.

VAISBUCH, N.; MEYER, S.; WEISS, P. L. Effect of seated posture on interface pressure in children who are able-bodied and who have myelomeningocele. **Disability and Rehabilitation**, v.22, n.17, p. 749–755. 2000.

VENTURINI, D. A. Alterações e expectativas vivenciadas pelos indivíduos com lesão raquimedular e suas famílias. **Rev. Esc. Enferm**, v. 41, n. 4, p. 589-96. 2007.

VENTURINI, D. A.; DECESÁRIO, M. D.; MARCON, S. S. Conhecendo a história e as condições de vida de indivíduos com lesão medular. **Rev Gaúcha Enferm**, v. 27, n. 2, p. 219-29, 2006.

WARD, A. L.; SANJAK, M.; DUFFY, K. et al. Power Wheelchair Prescription, Utilization, Satisfaction, and Cost for Patients With Amyotrophic Lateral Sclerosis: Preliminary Data for

Evidence-Based Guidelines. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 91, ed: 2, p.: 268-272. 2010.

WAUGH, K.; CRANE, B. **A clinical application guide to standardized wheelchair seating measures of the body and seating support surfaces**. Revised Edition. 2013.

WORLD HEALTH ORGANIZATION (WHO). **Consultation on Obesity**. Obesity: preventing and managing the global epidemic: report of a WHO consultation. Geneva, Switzerland, 1999 (WHO technical report series; 894).

YALCIN, E. et al. Skin thickness on bony prominences measured by ultrasonography in patients with spinal cord injury. **The journal of spinal cord injury**. v.36, n. 3, p. 225-230. 2013.

YANG, T. D.; HUTCHINSON, S. A.; RICE, L. A.; WATKIN, K. L.; JAN, Y. K. Development of a Scalable Monitoring System for Wheelchair Tilt-in-Space Usage. **Int J Phys Med Rehabil.**, v. 24, n.1 (4), p. 129. 2013.

YOUNG, W. Spinal Cord Injury Levels & Classification. ©2002-15 **Spinal Cord Injury Information Pages**. Disponível em: <<http://www.sci-info-pages.com/levels.html>> Acesso em: 15 jun. 2015.

YUEN, H. K.; GARRETT, D. Comparison of three wheelchair cushions for effectiveness of pressure relief. **Am. J. Occup. Ther.** v. 55, n. 4. 2001.

## APÊNDICE I

### Formulário de caracterização do participante

Pesquisa: Comparação da angulação de “tilt” e “recline” em cadeira de rodas e seus efeitos na distribuição da pressão em pessoas com tetraplegia por lesão da medula espinal

Nome: \_\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_

Data de Nasc. \_\_/\_\_/\_\_\_\_ Sexo: Masc. ( ) Fem. ( )

Peso:            Altura:            IMC:            RCQ:

Grau de lesão por pressão:

#### Informações Adicionais

- É fumante?

Sim

Não

- Faz uso nocivo de bebidas alcoólicas?

Sim

Não

- Desenvolve alguma atividade profissional?

---

• Atividades de lazer.

---

#### Informações Sobre a Lesão Medular

- Tempo da Lesão Medular

Um ano

Dois Anos

Três Anos

Quatro Anos

Cinco Anos

10 anos

\_\_\_\_\_

- Como ocorreu o trauma?

Queda

Mergulho em Águas Rasas

Ferimento por Arma de Fogo

Acidente Automobilístico

Outros: \_\_\_\_\_

• Nível da Lesão Medular

Tetraplegia, nível: \_\_\_\_\_

• Tempo de Permanência na Cadeira de Rodas

Uma Hora

Duas Horas

Três Horas

Quatro Horas

Cinco Horas

Mais de Cinco Horas:

• Tempo de Permanência na Cama

Uma Hora

Duas Horas

Três Horas

Quatro Horas

Cinco Horas

Mais de Cinco Horas:

### Informações Sobre lesões por Pressão

• Já teve lesões por pressão?

Sim

Não

1.1 Há quanto tempo? \_\_\_\_\_

1.2 Em qual região?

Ísquio

Sacro

Calcânhar

Trocânter

Outro: \_\_\_\_\_

• Já fez cirurgia para tratar as lesões por pressão?

Sim

Não

2.1 Há quanto tempo? \_\_\_\_\_

2.2 Quanto tempo levou para cicatrizar? \_\_\_\_\_

- Realiza manobras de inclinação e reclino na cadeira de rodas?

Sim

Não

Se sim, por quanto tempo fica na posição e em quantos graus?

---

- Realiza outras manobras de alívio de pressão?

Sim

Não

#### 4.1 Qual o intervalo de tempo entre as manobras?

---

- Quais estratégias utiliza para prevenção das úlceras de pressão?
- 

- Como você aprendeu essas técnicas? Quem ensinou?
- 

#### Informações sobre a cadeira de rodas

- Há quanto tempo está cadeira de rodas?

Um ano

Dois Anos

Três Anos

Quatro Anos

Cinco Anos

10 anos

Outro \_\_\_\_\_

- Como adquiriu esta cadeira de rodas?

Recursos próprios

Doação

Sistema Único de Saúde

Outro: \_\_\_\_\_

- Quem prescreveu esta cadeira de rodas?

Profissional de Saúde: \_\_\_\_\_

Vendedor

Outro: \_\_\_\_\_

- Manual ( )      Motorizada ( )

- Encosto da cadeira de rodas:

Rígido

- Nylon, íntegro
- Nylon, laceado

- Assento da cadeira de rodas

- Rígido
- Nylon, íntegro
- Nylon, laceado

- Possui adaptações?

- Sim
- Não

Quais?

- Apoio lateral de tronco
- Encosto de cabeça
- Rodas de apoio anti-tip
- Cinto de segurança

- Utiliza qual almofada de assento?

- Ar: \_\_\_\_\_
- Água: \_\_\_\_\_
- Espuma contornada
- Espuma plana
- Outro: \_\_\_\_\_

#### Informações sobre transferências

- Forma de transferência

- Cuidador
- Prancha de transferência
- Manobra com os membros superiores
- Guincho de transferência
- Outro: \_\_\_\_\_

## APENDICE II

### Questionário de satisfação pessoal

Pesquisa: Comparação da angulação de “tilt” e “recline” em cadeira de rodas e seus efeitos na distribuição da pressão em pessoas com tetraplegia por lesão da medula espinal

Para cada uma das questões e/ou afirmações seguintes, por favor assinale na escala, entre 1 e 10, a que parece que melhor o/a descreve:

- Com relação à satisfação em realizar as posições variáveis no simulador, você considera:

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Totalmente					Totalmente				
Insatisfeito					Satisfeito				

- Com relação ao conforto ao realizar as posições variáveis no simulador, você considera:

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Totalmente					Totalmente				
Desconfortável					Confortável				

- Com relação à segurança ao realizar as posições variáveis no simulador, você considera:

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Totalmente					Totalmente				
Inseguro					Seguro				

### APENDICE III

Resultados gerais dos participantes entre as médias de pressão na região das nádegas em cada uma das medidas avaliadas apresentadas na Tabela 10 e padronizadas pelo peso dos participantes, sendo elas: pressão média (mmHg), pico de pressão (mmHg), área de contato (cm<sup>2</sup>) e PPI<sub>m</sub> (mmHg).

Figura 42 – Médias de pressão média da região das nádegas padronizada pelo peso para cada posição (n=5)

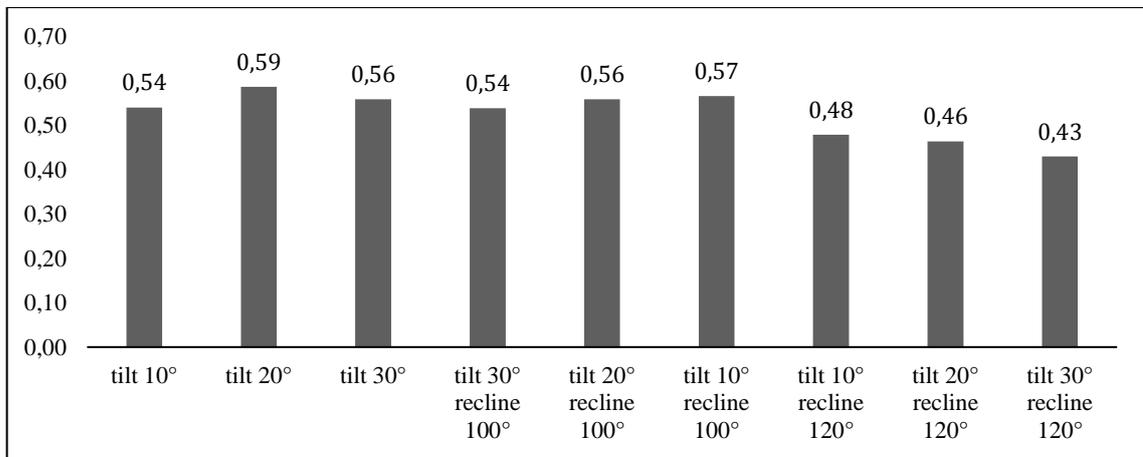


Figura 43 – Médias de pico de pressão da região das nádegas padronizado pelo peso para cada posição (n=5)

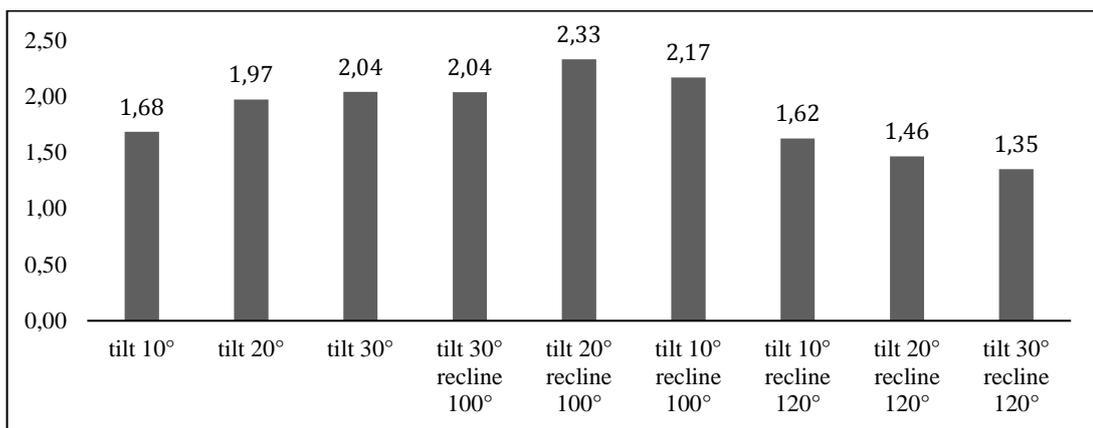


Figura 44 – Médias de área de contato entre região das nádegas e o assento padronizada pelo peso para cada posição (n=5)

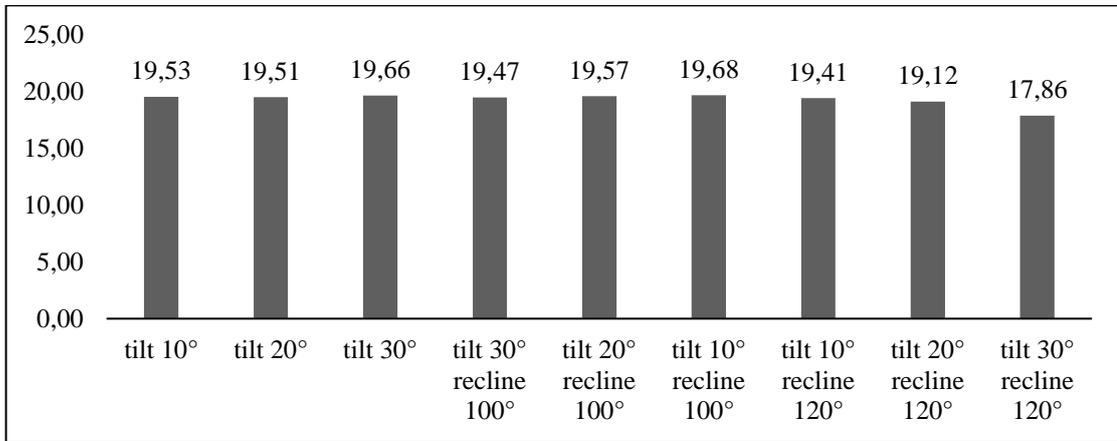


Figura 45 – Médias de pico de pressão máxima na região das nádegas padronizado pelo peso para cada posição (n=5)

