

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

GABRIEL KENJI KITA

**ESTUDO DE APARELHO PARA FACILITAR O TRANSLADO DE PACIENTES
ACAMADOS**

PATO BRANCO

2023

GABRIEL KENJI KITA

**ESTUDO DE APARELHO PARA FACILITAR O TRANSLADO DE PACIENTES
ACAMADOS**

Study of a transfer equipment for bedridden patient

Trabalho de conclusão de curso apresentado como requisito para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).

Orientador: Prof. Dr. Adelino Carlos Maccarini

PATO BRANCO

2023



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

Esta licença permite compartilhamento, remixe, adaptação e criação a partir do trabalho, mesmo para fins comerciais, desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es). Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.

GABRIEL KENJI KITA

**ESTUDO DE APARELHO PARA FACILITAR O TRANSLADO DE PACIENTES
ACAMADOS**

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação
apresentado como requisito para obtenção o título
de Bacharel em Engenharia Mecânica da
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
(UTFPR).

Data de aprovação: 01 de dezembro de 2023

Prof. Dr. Fabiano Ostapiv
Doutorado em Engenharia Mecânica - UNESP
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof^a. Dr^a. Geocris Rodrigues dos Santos
Doutorado em Ciência e Engenharia dos Materiais - UFSCAR
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof. Dr. Adelino Carlos Maccarini
Doutorado em Engenharia de Recursos Hídricos e Ambiental - UFPR
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

PATO BRANCO

2023

RESUMO

Este trabalho propõe um dispositivo mecânico destinado a facilitar a movimentação de pacientes com mobilidade limitada, visando a segurança e o conforto tanto dos profissionais de saúde quanto dos cuidadores domiciliares. Durante a análise de tecnologias existentes, identificou-se uma lacuna relacionada à capacidade do paciente permanecer deitado e à inserção do equipamento sem impor esforço físico ao cuidador. Os resultados indicam que a haste articulada destinada a sustentar o corpo do paciente é capaz de suportar a carga especificada na análise de viabilidade mecânica. Contudo, ao avaliar a força necessária para a flexão da falange, surgem limitações quanto ao uso de fonte de potência para execução do movimento.

Palavras-chave: Engenharia Biomédica; Equipamento de Mobilidade; Ergonomia; Mobilidade Aprimorada; Translado Mórbido

ABSTRACT

This study proposes a mechanical device designed to facilitate the movement of patients with limited mobility, aiming at the safety and comfort of both healthcare professionals and home caregivers. During the analysis of existing technologies, a gap was identified related to the patient's ability to remain lying down and the insertion of the equipment without imposing physical effort on the caregiver. The results indicate that the articulated rod intended to support the patient's body can withstand the specified load in the mechanical feasibility analysis. However, limitations arise when evaluating the force required for finger flexion regarding the use of a power source for executing the movement.

Keywords: Biomedical Engineering; Mobility Equipment; Ergonomics; Enhanced Mobility; Morbid Transfer..

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Categoria dos profissionais de enfermagem no Brasil	16
Figura 2 - Sexo dos profissionais de enfermagem no Brasil	17
Figura 3 - Aparelho para elevação e acoplamento de pacientes	22
Figura 4 - Equipamento de piso para elevação de pacientes	23
Figura 5 - Equipamento de teto para elevação de pacientes (1)	23
Figura 6 - Equipamento de teto para elevação de pacientes (2)	24
Figura 7 - Estrutura óssea da mão humana	26
Figura 8 - Compartimentos extensores	27
Figura 9 - Mão mecânica aplicando blocos articulados	28
Figura 10 - Mão mecânica aplicando blocos articulados.....	28
Figura 11 - Esboço do conjunto de design de blocos articulados	29
Figura 12 - Design de mão mecânica aplicando blocos articulados	30
Figura 13 - Detalhes construtivos do exoesqueleto para mão.....	31
Figura 14 - Distribuição de massa do corpo humano	35
Figura 15 -Esboço do conjunto de blocos articulados	36
Figura 16 - Movimento realizado pelo conjunto	37
Figura 17 - Movimento realizado pela tração ou compressão do cabo	38
Figura 18 - Diagrama de corpo livre – Representação simplificada da haste articulada	38
Figura 19 - Resistência sobreposta à densidade para materiais de engenharia.....	40
Figura 20 - Dimensões iniciais	42
Figura 21 - Forma aprimorada da falange	42
Figura 22 - Diagrama de corpo livre - Falange.....	43
Figura 23 - Corte na seção dos furos da conexão entre os elementos	45

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Faixa etária dos profissionais de enfermagem no Brasil.....	17
Tabela 2 - Tempo de atuação na área dos profissionais de enfermagem	18
Tabela 3 - Áreas da enfermagem e as lesões mais incidentes.....	19

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	Objetivo Geral	14
1.2	Objetivos Específicos	14
1.3	Justificativa.....	14
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	16
2.1	Perfil do profissional de enfermagem no Brasil	16
2.2	Lesões na área de enfermagem	19
2.3	Ergonomia.....	20
2.4	Equipamentos para elevação de pacientes no mercado	22
2.5	<i>Design</i> baseado no corpo humano.....	25
2.5.1	Anatomia da mão	25
2.6	Exemplos de mãos mecânicas patenteadas	27
2.7	Mecanismos de acionamento.....	31
2.8	Materiais de revestimento	32
3	METODOLOGIA	34
4	RESULTADOS.....	36
5	CONCLUSÃO	47
	REFERÊNCIAS.....	49

1 INTRODUÇÃO

O aumento da expectativa de vida e as mudanças demográficas recentes, impulsionadas por fatores como avanços médicos e redução da taxa de natalidade, têm transformado a estrutura etária em diversos países, incluindo o Brasil. O envelhecimento da população, evidenciado pelo aumento significativo da parcela de idosos, torna-se um fenômeno relevante.

No contexto brasileiro, dados do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) revelam uma mudança significativa na composição demográfica. Embora a população total tenha crescido 7,6% entre 2012 e 2021, a faixa etária jovem (abaixo de 30 anos) diminuiu 5,4%, contrastando com o aumento de 39,8% na população idosa (60 anos ou mais), que passou de 22,3 milhões para 31,2 milhões nesse período (IBGE, 2022).

Além do envelhecimento populacional, o período entre março de 2020 e maio de 2023 foi marcado pela pandemia de Covid-19. Consequências da doença incluem, segundo Bireme, OPAS e OMS (2023), síndrome de Guillain Barré, fraqueza muscular e descondicionamento físico, impactando a mobilidade de indivíduos que superaram a infecção.

Essas complicações da Covid-19 se somam aos dados da Pesquisa Nacional de Saúde (PNS) de 2019, realizada pelo IBGE, que revelou que 3,8% (7,8 milhões) das pessoas com dois anos ou mais de idade no Brasil apresentavam deficiência física nos membros inferiores naquele ano. Para aqueles com 60 anos ou mais, esse índice era de 14,4% (5,0 milhões de pessoas) (IBGE, 2021).

Diante desse cenário, o presente trabalho visa desenvolver um dispositivo inovador para facilitar a transferência de pacientes acamados, proporcionando maior conforto e segurança tanto para os profissionais de saúde quanto para os cuidadores domiciliares. Este equipamento tem o objetivo de tornar o processo de movimentação mais eficiente e ergonômico, considerando a realidade do cuidado a pessoas com mobilidade limitada.

1.1 Objetivo Geral

Apresentar um dispositivo mecânico criado para facilitar a movimentação segura de pacientes com mobilidade limitada, possibilitando transferências entre leitos, cadeiras de rodas, macas, e demais deslocamentos.

1.2 Objetivos Específicos

- a) Analisar a demanda de um dispositivo mecânico no mercado;
- b) Realizar uma revisão de dispositivos similares existentes;
- c) Definir os parâmetros construtivos para o suporte de transferência proposto.

1.3 Justificativa

O envelhecimento da população no Brasil não apenas desencadeia importantes questões econômicas, mas também suscita preocupações sobre a saúde da população idosa e dos profissionais envolvidos em seu cuidado. A profissão de cuidador de idosos, em particular, experimentou um crescimento exponencial nos últimos anos, impulsionado pela oferta de cursos especializados para qualificação desses profissionais. Entre 2007 e 2017, o número de profissionais regularmente empregados nessa atividade aumentou significativamente, passando de 5.263 para 34.051, um incremento notável de 547% em uma década (SENAC-MG, 2022).

Conforme observado por Araújo e Fernandes (2015), a maioria dos cuidadores de idosos no Brasil é do sexo feminino (85%), com idades variando entre 26 e 86 anos, e uma média de 50 anos. Surpreendentemente, cerca de 95% desses cuidadores são informais e não remunerados por sua dedicação, sendo predominantemente mulheres da família, em sua maioria filhas ou cônjuges da pessoa idosa (75%).

Além dos cuidadores de idosos, os profissionais da área de enfermagem desempenham importante papel no cuidado a pessoas acamadas. No Brasil, de acordo com dados do Conselho Federal de Enfermagem (COFEN, 2019), são mais de meio milhão de enfermeiros, mais de 1,2 milhões de técnicos em enfermagem e mais de 400 mil auxiliares. Contudo, as condições físicas do trabalho desses profissionais têm gerado insatisfação, destacando-se a movimentação de pacientes como uma das atividades mais exigentes fisicamente (Carrillo-García et al., 2013).

A execução de tarefas como a movimentação de pacientes impõe um esforço físico considerável aos profissionais de enfermagem, resultando em problemas como distensões musculares, rupturas de ligamentos e tendões, além de patologias na coluna vertebral que afetam desde a região do pescoço até a parte inferior das costas (Magnago et al., 2007). Para evitar tais enfermidades e aprimorar a segurança no manuseio de pacientes, a implementação de equipamentos mecânicos e ergonômicos torna-se crucial.

Os benefícios a longo prazo derivados do uso de equipamentos adequados superam significativamente os custos associados aos problemas de saúde originados pelo esforço físico excessivo dos profissionais de enfermagem (Berman; Snyder; Frandsen, 2015). Assim, a Engenharia Mecânica emerge como protagonista fundamental na melhoria das condições de trabalho na área da saúde, oferecendo soluções inovadoras que não apenas proporcionam maior conforto a pessoas acamadas, mas também promovem a saúde e bem-estar dos profissionais dedicados ao cuidado desses pacientes. Este trabalho se insere nesse contexto, buscando contribuir para a evolução e aplicação de dispositivos mecânicos que atendam às demandas específicas da área da saúde.

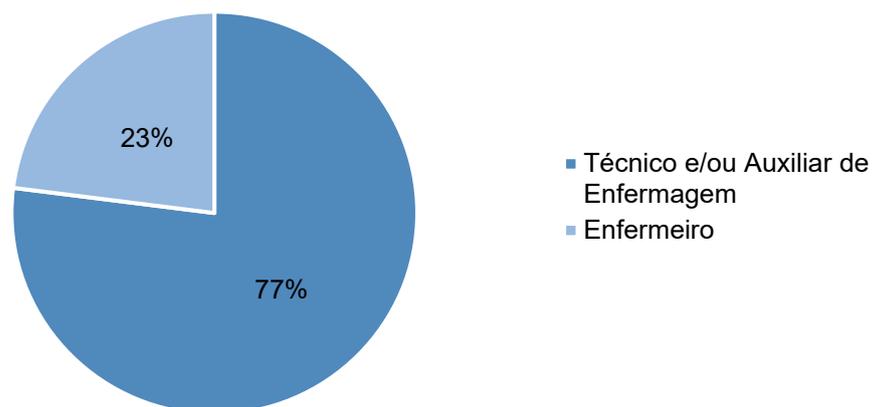
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Com o objetivo de fundamentar teoricamente este trabalho, esta seção apresenta revisões bibliográficas sobre o perfil dos profissionais que desempenham papel fundamental na operação do equipamento a ser desenvolvido geralmente pertencentes à área da saúde, especialmente da enfermagem ou fisioterapia, além dos cuidadores, que não são enfermeiros ou técnicos, mas trabalham nas residências e são geralmente classificados como empregados domésticos. Além disso, são abordadas possíveis implicações decorrentes da falta desse equipamento no mercado. Em seguida, é realizada uma extensa busca por patentes relacionadas a produtos ou conceitos semelhantes ao proposto neste trabalho.

2.1 Perfil do profissional de enfermagem no Brasil

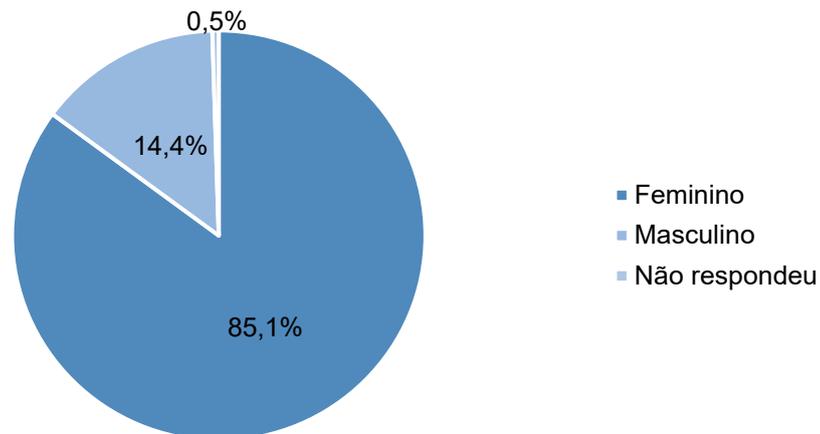
A profissão de enfermagem é essencial para qualquer sistema de saúde que busca oferecer atendimento de qualidade. Segundo a pesquisa "Perfil da Enfermagem no Brasil," divulgada pelo Conselho Federal de Enfermagem (COFEN) em 2017, aproximadamente 1,8 milhão de profissionais da área atuavam no Brasil na época. A equipe de enfermagem brasileira é predominantemente composta por técnicos e auxiliares de enfermagem, como ilustrado na Figura 1.

Figura 1 - Categoria dos profissionais de enfermagem no Brasil



Fonte: Adaptado de COFEN (2017).

Com relação ao gênero dos profissionais de enfermagem, dados de COFEN (2017) mostram que este setor é predominantemente feminino: cerca de 85% destes profissionais são mulheres, conforme a Figura 2.

Figura 2 - Sexo dos profissionais de enfermagem no Brasil

Fonte: Adaptado de COFEN (2017).

No Brasil, a equipe de enfermagem apresenta 40% do seu contingente com idade entre 36 e 50 anos. Outro recorte etário com expressividade é entre 26 e 35 anos de idade, com 38% do total de profissionais, conforme a Tabela 1.

Tabela 1 - Faixa etária dos profissionais de enfermagem no Brasil

Faixa etária	Profissionais	%
Até 25 anos	136.641	7,6
26-30 anos	319.717	17,7
31-35 anos	366.165	20,3
36-40 anos	291.302	16,1
41-45 anos	238.731	13,2
46-50 anos	193.835	10,7
51-55 anos	134.481	7,5
56-60 anos	71.694	4
61-65 anos	28.530	1,6
66-69 anos	6.291	0,3
70 anos e mais	3.458	0,2
Não responderam	13.691	0,8
Total	1.804.536	100

Fonte: COFEN (2017).

Nota-se, portanto, que os trabalhadores da enfermagem são representados majoritariamente por mulheres, técnicas e/ou auxiliares, com idade entre 26 e 50 anos. Dados de COFEN (2017) mostram ainda que quase metade destes profissionais estão empregados na região Sudeste do Brasil (49%).

Nesse sentido, Zanon e Marziale (2000) destacam que o avanço na idade da força de trabalho dos profissionais de enfermagem traz consigo cada vez mais fatores

de risco quando se trata da interação entre enfermeiros e pacientes e o traslado destes quando a mobilidade é limitada.

A Tabela 2 apresenta o tempo de atuação na área dos profissionais de enfermagem no Brasil. Nota-se que é uma profissão com permanência dos trabalhadores, com mais de 60% dos profissionais atuando acima de 10 anos área.

Tabela 2 - Tempo de atuação na área dos profissionais de enfermagem

Tempo de atuação	Profissionais	%
Menos de 02 anos	125.379	6,9
02 - 05 anos	417.467	23,1
06 - 10 anos	419.376	23,2
11 - 20 anos	428.787	23,8
21 - 30 anos	190.147	10,5
31 - 40 anos	50.517	2,8
41 - 45 anos	2.951	0,2
Mais de 45 anos	1.882	0,1
Não responderam	168.028	9,3
Total	1.804.536	100

Fonte: COFEN (2017).

Ainda de acordo com COFEN (2017), cerca de 70% das equipes de enfermagem no Brasil trabalham entre 30 e 80 horas semanais, sendo que 46,5% atuam em instituições públicas municipais, estaduais ou federais. A forma mais comum de trabalho é o regime de plantão, com cerca de 56% dos profissionais atuando como plantonistas. Em contrapartida, aproximadamente 65% dos profissionais recebem menos de 4,5 salários mínimos.

As atividades mais desenvolvidas pelas equipes de enfermagem no Brasil são plantão/assistência hospitalar e em clínicas (geral) (15%), assistência hospitalar na urgência e emergência/UPA/assistência pré-hospitalar móvel (SAMU) (14,2%), assistência hospitalar nos cuidados críticos/intensivos/CTI/centro cirúrgico (13,6%), assistência hospitalar no cuidado agudo/maternidade de alto risco/trabalho de parto (9,2%) e assistência hospitalar cuidados paliativos (8,9%) (COFEN, 2017).

Nota-se que a maior parte dos profissionais de enfermagem atuam em áreas onde estão pacientes com mobilidade reduzida, sendo eles os responsáveis pelo trabalho braçal, principalmente de movimentação de pacientes acamados.

Além disso, de acordo com o COFEN (2017), cerca de 30,5% dos profissionais de enfermagem não recebem apoio da própria instituição em que trabalham quando adoecem, e 19,1% recebem assistência apenas de forma esporádica. Não é

coincidência que 65,9% da equipe de enfermagem considera sua atividade profissional como desgastante.

2.2 Lesões na área de enfermagem

Os acidentes de trabalho e doenças ocupacionais constituem um problema relevante na saúde pública do país e a enfermagem é uma profissão suscetível a vários riscos ocupacionais. Alpi et al. (2021) revelam que a maior incidência de acidentes de trabalho no setor hospitalar ocorre com a equipe de enfermagem (técnicos, auxiliares e enfermeiros).

O ambiente de trabalho adequado deve ofertar ao trabalhador conforto na execução de suas atividades, sem prejuízos à sua saúde. Doenças relacionadas à ergonomia na enfermagem são frequentes, haja vista que o ambiente onde o profissional atua comumente é insalubre e estressante. O levantamento de peso e a postura inadequada são apontados como riscos ergonômicos da profissão, que provocam danos à saúde do trabalhador como o surgimento de lombalgias (Dias et al., 2020).

Segundo Alexandre, Angerami e Moreira Filho (1996), até 96% dos profissionais que atuam na área de enfermagem, sofrem algum tipo de dor ligada à coluna vertebral (Tabela 3).

Tabela 3 - Áreas da enfermagem e as lesões mais incidentes

Diagnóstico	Enfermeira		Auxiliar de enfermagem		Atendente de enfermagem		Total	
	Nº	%	Nº	%	Nº	%	Nº	%
Cervicalgia	1	4,2	2	7,7	1	4,0	4	5,3
Cervicodorsalgia	-	-	1	3,8	2	8,0	3	4,0
Cervicolombalgia	7	29,2	5	19,3	5	20,0	17	22,7
Dorsalgia	1	4,2	-	-	1	4,0	2	2,7
Dorsolombalgia	2	8,3	2	7,7	3	12,0	7	9,3
Lombalgia	8	33,3	13	50,0	8	32,0	29	38,7
Cervicodorsolombalgia	-	-	2	7,7	2	8,0	4	5,3
Lombosacralgia	-	-	-	-	2	8,0	2	2,7
Assintomática	5	20,8	1	3,8	1	4,0	7	9,3
Total	24	100,0	26	100,0	25	100,0	75	100,0

Fonte: Alexandre, Angerami e Moreira Filho (1996).

Nota-se que acima de 60% do total das lesões mais comuns relatadas na equipe de enfermagem são diagnósticos de cervicolombalgia (22,7%) e lombalgia (38,7%).

Mendes et al. (2020, p. 2) afirmam que na profissão de enfermagem “as cargas de trabalho interatuam entre si e com o corpo de quem realiza o trabalho, não atuando isoladamente, mas em combinação umas com as outras”. Nesse sentido, as autoras assinalam equipamentos inadequados para uso na assistência e/ou sem manutenção como parte da carga mecânica da equipe de enfermagem.

Também são destacadas posições incômodas, movimentos repetitivos e esforço físico decorrentes da superutilização da força de trabalho, especialmente por parte de técnicos e auxiliares de enfermagem pelo contato direto com o usuário. Assim, a presença de recursos físicos e materiais adequados são apontados como fontes que reduzem as cargas de trabalho dos profissionais de enfermagem (Mendes et al., 2020).

Segundo Magnago et al. (2007), o processo que necessita bastante esforço físico por parte dos profissionais da saúde pode resultar em acidentes e lesões devido à falta de medidas ergonômicas apropriadas. Corroborando, Dias et al. (2020) alegam que medidas preventivas relacionadas à ergonomia, como adequação do mobiliário e adaptação na estrutura física diminuem os riscos de lesão gerados no ambiente de trabalho hospitalar.

Portanto, a redução de esforço físico necessário para manusear pacientes que necessitam de cuidados especiais pode reduzir casos de lesões ocasionadas por tais atividades.

2.3 Ergonomia

A ergonomia é a ciência que diz respeito às relações entre humanos e elementos de um sistema. Por ela, projetistas, programadores, ergonomistas, *designers*, entre outros, buscam desenvolver produtos, equipamentos, sistemas e atividades de maneira otimizada em relação à segurança, saúde, conforto e

Dentre os objetivos da ergonomia, destaca-se a redução da carga externa, a busca por maior eficácia, precisão e segurança por meio de máquinas, equipamentos e instalações adequados, bem como a configuração do local de trabalho para assegurar ao trabalhador uma postura correta (Wachowicz, 2013).

Conforme mencionado por Wachowicz (2013), a ergonomia pode adotar diferentes abordagens. Os enfoques relacionados à movimentação, por exemplo, englobam a imposição de limites de peso para o levantamento e transporte de cargas, especialmente em relação à região lombar da coluna vertebral.

A organização do trabalho pode ser moldada de forma a se adequar às características psicofisiológicas dos indivíduos, utilizando a ergonomia como ferramenta para alcançar um ambiente laboral que não resulte em desgaste desnecessário para os trabalhadores. Adicionalmente, a idade impacta a produtividade, influenciando a força muscular, acuidade visual e auditiva, assim como a rapidez nos movimentos. Portanto, esses elementos devem ser cuidadosamente considerados ao analisar as condições de trabalho (Wachowicz, 2013).

Segundo Fundacentro (2001, p. 59):

Erguer, depositar e movimentar manualmente materiais e objetos de trabalho pesados é uma das principais causas de acidentes e de lesões nas costas associadas com a operação manual de cargas. A melhor forma de prevenir esses acidentes e lesões é eliminar o trabalho manual mediante o uso de dispositivos mecânicos. (Fundacentro, 2001, p. 59).

De acordo com Ilda (2005), as situações de trabalho relacionadas ao levantamento de cargas podem ser classificadas como esporádicas ou repetitivas, sendo que a primeira está vinculada à capacidade muscular do trabalhador, enquanto a segunda está associada à duração do trabalho. O autor também ressalta que a localização da carga, bem como suas características em termos de formato e dimensão, influencia na capacidade de manuseio por parte do trabalhador.

O aumento de peso decorrente do levantamento e transporte de cargas resulta em uma sobrecarga fisiológica nos músculos da coluna e membros inferiores, podendo ocasionar estresse postural. Ambas as situações são potenciais fontes de desconforto, fadiga e dores. Entretanto, estudos de ergonomia possibilitam o desenvolvimento de métodos mais eficientes para o levantamento e transporte de cargas, visando a redução dos gastos energéticos e dos problemas musculoesqueléticos associados a essas atividades (Ilda, 2005).

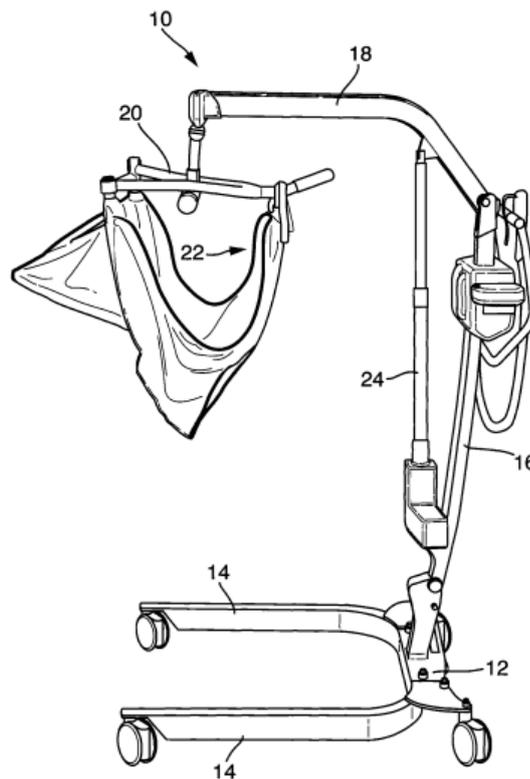
Outro enfoque dentro da ergonomia é o da antropometria, ramo da antropologia física que define altura, peso, comprimento, densidade dentre outras características físicas do corpo humano. A utilização de dados antropométricos de determinada população permite dar evidência para adaptações necessárias nos produtos ou atividades de modo que não gerem distúrbios físicos e psicológicos nos usuários (Neto, 1997).

2.4 Equipamentos para elevação de pacientes no mercado

Neste capítulo, serão apresentados dispositivos disponíveis no mercado destinados à mobilidade de pessoas acamadas. Uma variedade de opções para a elevação de pacientes está disponível, desempenhando um papel importante no transporte de indivíduos com mobilidade limitada em ambientes como hospitais, casas de repouso ou residências. Esses dispositivos podem ser classificados como de piso ou de teto. Os dispositivos de piso apresentam uma estrutura semelhante a uma grua ou guindaste, muitas vezes acompanhados por uma cadeira de tecido para o transporte do paciente.

Dentro desse segmento, destaca-se uma patente relevante denominada "*Patient Lift And Coupling Therefor*," registrada sob o número de registro US 8914920, conforme ilustrado na Figura 3.

Figura 3 - Aparelho para elevação e acoplamento de pacientes



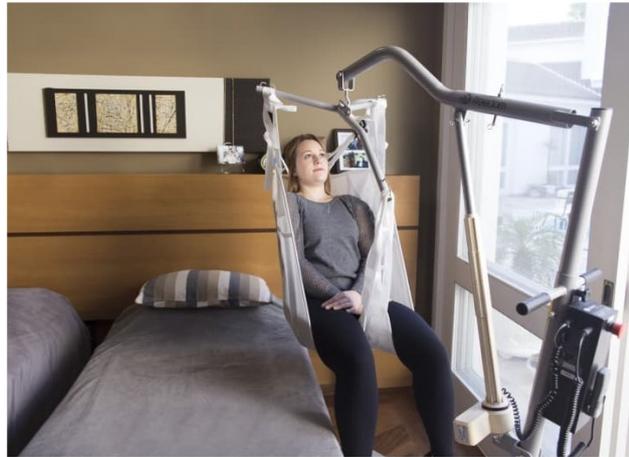
Fonte: Patente US 8914920.

O modelo de equipamento proveniente dessa patente é amplamente disponível para compra em lojas especializadas em equipamentos hospitalares. Um exemplo representativo desse tipo de equipamento é o "Guincho Elevador Elétrico *Transfer*", comercializado pela *Freedom* e ilustrado na Figura 4.

Figura 4 - Equipamento de piso para elevação de pacientes



a) Transfer



b) Utilização do Transfer

Fonte: Adaptado de Freedom (2023).

O equipamento de teto para elevação de pacientes encontrado no mercado é um dispositivo semelhante a uma talha elétrica móvel, que inclui uma cadeira de pano para transporte e é fixado no teto. O "Elevador de Transferência Elétrico *Maxi Sky 2*", comercializado pela Arjo (Figura 5), representa esse tipo de modelo.

Figura 5 - Equipamento de teto para elevação de pacientes (1)



a) Maxi Sky 2



b) Utilização do Maxi Sky 2

Fonte: Adaptado de Arjo (2023).

Além disso, há um modelo adicional de equipamento de teto que consiste em um mecanismo formado por dois tubos moldados com formato de cadeira, conectados

por uma articulação que permite movimento lateral livre. Esse mecanismo fecha-se quando são aplicadas forças verticais em direção ao chão, como o peso do paciente, e fica livre para abrir horizontalmente na ausência de carga. O "Suporte *SureHands Body*", comercializado pela *SureHands* (Figura 6), exemplifica essa categoria de equipamento.

Figura 6 - Equipamento de teto para elevação de pacientes (2)



a) SureHands Body Support



b) Utilização do SureHands Body Support

Fonte: Adaptado de SureHands (2023).

Observa-se que as soluções identificadas até o momento estão centradas na capacidade do paciente de permanecer sentado. Além disso, não apresentam abordagens para a inserção do equipamento entre o paciente e o leito sem depender do esforço físico do enfermeiro ou cuidador. Esta lacuna ressalta a necessidade de uma abordagem inovadora que leve em consideração a comodidade tanto do paciente quanto do profissional de saúde.

2.5 Design baseado no corpo humano

Não raro a mão humana é utilizada como referência em projetos na área de engenharia mecânica e afins. A “Mão de São Carlos”, por exemplo, elaborada por Cunha (2002), contribui para projetos de prótese antropomórfica para membros superiores e para um ambiente virtual de ação e realimentação das sensações a fim de diminuir o índice de rejeição dessas próteses.

Ventimiglia (2012) e Thomazoni (2015), por sua vez, apresentam projetos de mão robótica com acionamentos individuais para cada dedo também a fim de servir como prótese para membros superiores.

Além disso, parte considerável dos manipuladores robóticos tem como referência membros superiores humanos, incluindo a constituição mecânica, funções estáticas e/ou funcionalidades para a robótica industrial (Thomazoni, 2015).

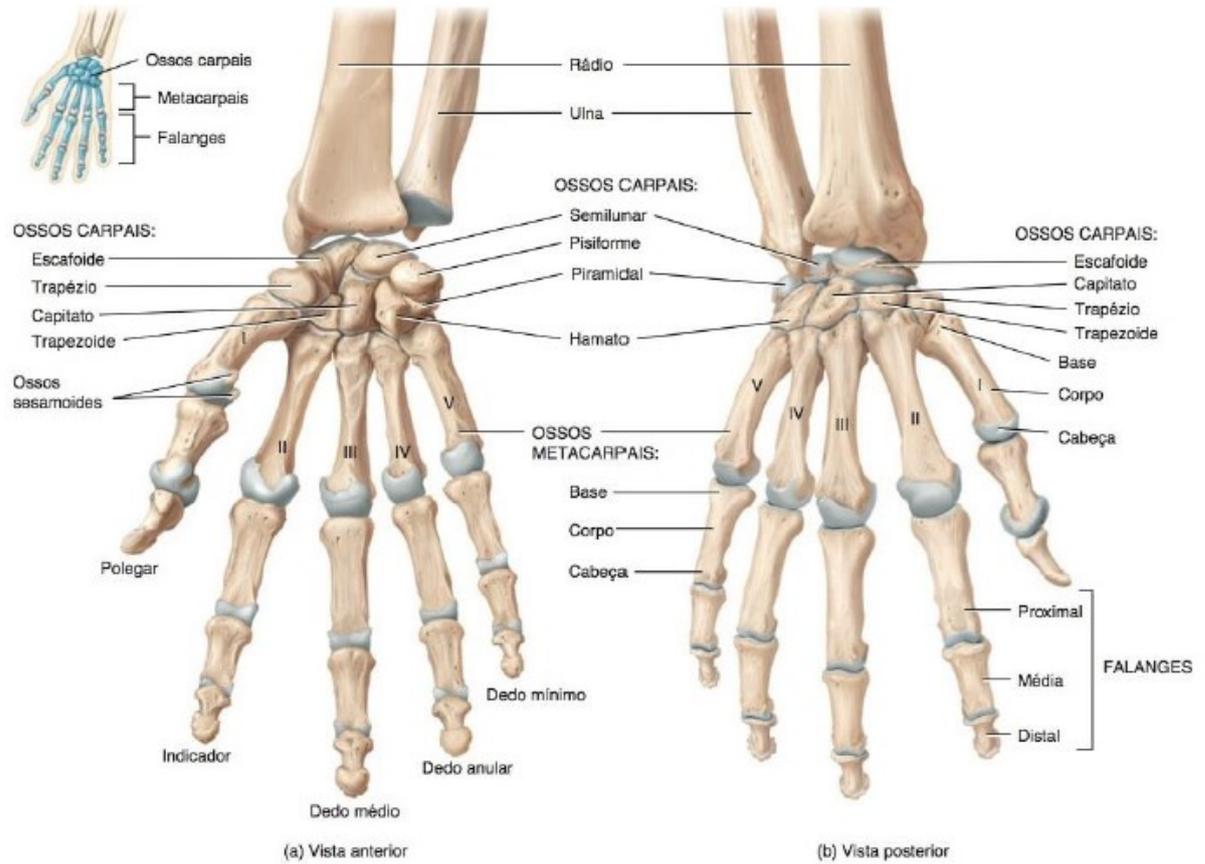
Uma aproximação inicial se tratando da concepção do equipamento a ser desenvolvido foi o movimento de inserção da mão humana entre uma superfície e o corpo em repouso sobre ela.

2.5.1 Anatomia da mão

A estrutura esquelética de um punho é composta por oito ossos carpo, distribuídos em duas fileiras, proximal e distal. Em cada mão propriamente dita, há 5 ossos metacarpos que compõem a base da mão e 14 falanges que compõem os ossos dos dedos (Tözeren, 1999). A Figura 7 ilustra a estrutura óssea da mão humana.

Ligamentos, por sua vez, são estruturas semelhantes a cabos feitas de fibras colágenas e fibras proteicas de elastina que conectam um osso a outro. Enquanto as fibras de colágeno agem de forma a suportar tensões, a elastina aumenta a flexibilidade do ligamento (Tözeren, 1999).

Figura 7 - Estrutura óssea da mão humana



Fonte: Tortora; Nielsen (2013).

As fibras de colágenos alinhadas promovem a movimentação ao longo do eixo, os tendões ligam os ossos aos músculos (Figura 8) e dão suporte à transferência de força para a realização de movimentos e posicionamento de membros do corpo (Thorpe et al., 2015).

Figura 8 - Compartimentos extensores



Fonte: MSKrad (2023).

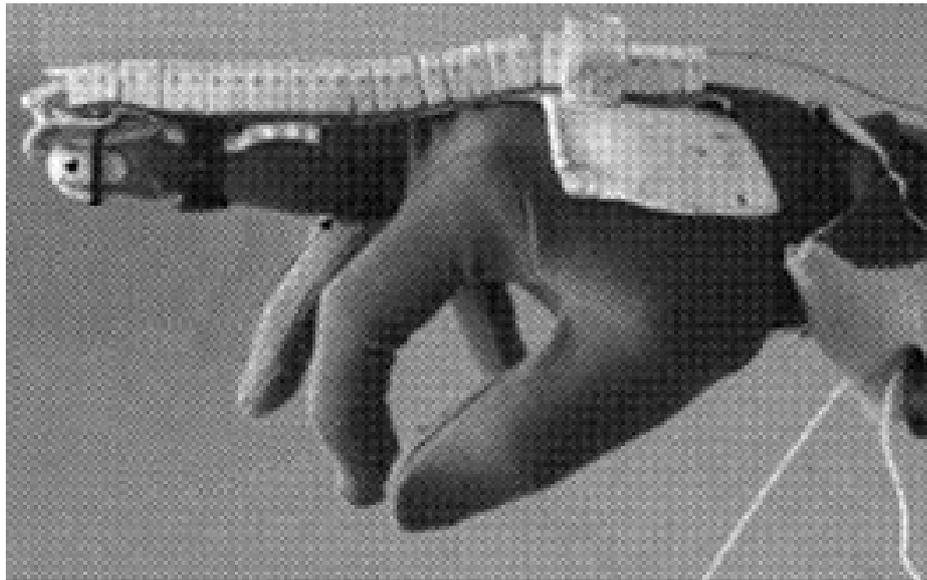
De acordo com Tubiana (1981, apud Cunha, 2012), o ato de agarrar pode ser representado pela união temporária da mão com um objeto, variando conforme as características físicas e geométricas dele. As principais forças nesse processo são do próprio objeto (como o peso) e as produzidas pela mão. Assim, o agarramento pode relacionar-se com a força e o momento exercido no objeto pela mão, fazendo com que se mova ou que permaneça em equilíbrio estável.

2.6 Exemplos de mãos mecânicas patenteadas

A seguir, serão citados exemplos de mãos mecânicas para finalidades diversas com registros de patentes.

A patente US 2017/0266075 A1 é de um dispositivo de auxílio para movimento e/ou reabilitação de um ou mais dedos da mão. As Figuras 9 e 10 mostram duas configurações desse equipamento.

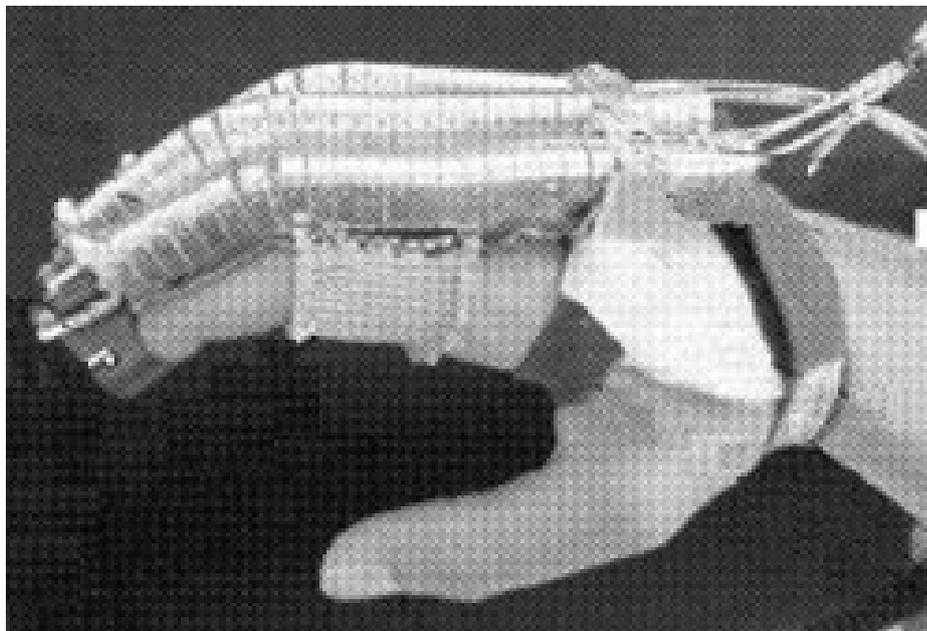
Figura 9 - Mão mecânica aplicando blocos articulados



Fonte: Patente número US 20170266075 A1

A Figura 9 mostra o equipamento composto por uma luva com um exoesqueleto para o dedo médio. O exoesqueleto é formado por um conjunto de blocos rígidos interligados por elementos flexíveis. O movimento é realizado por um cabo que desliza por dentro dos blocos rígidos

Figura 10 - Mão mecânica aplicando blocos articulados

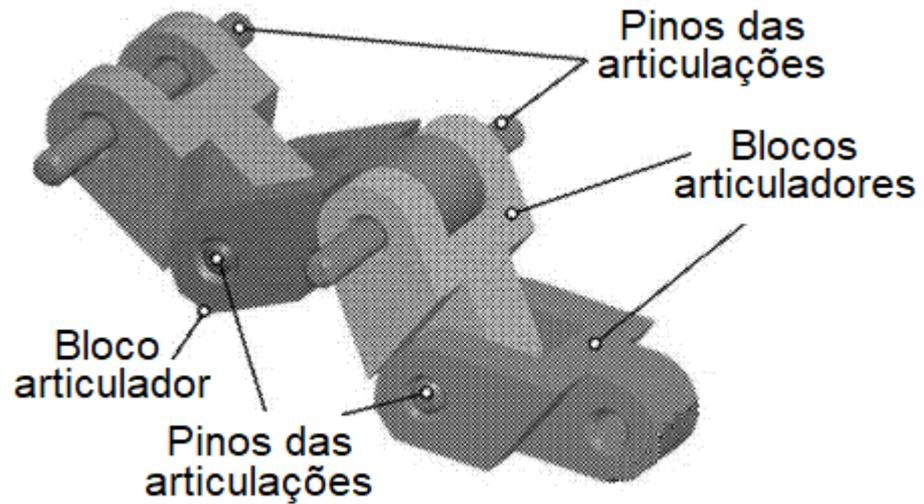


Fonte: Patente número US 20170266075 A1

Na Figura 10, os dedos indicador, médio, anelar e mínimo estão presos ao exoesqueleto individualmente, permitindo a adaptação de movimento para cada um deles.

Os elementos rígidos estão conectados por pinos, como mostra a Figura 11.

Figura 11 - Esboço do conjunto de design de blocos articulados

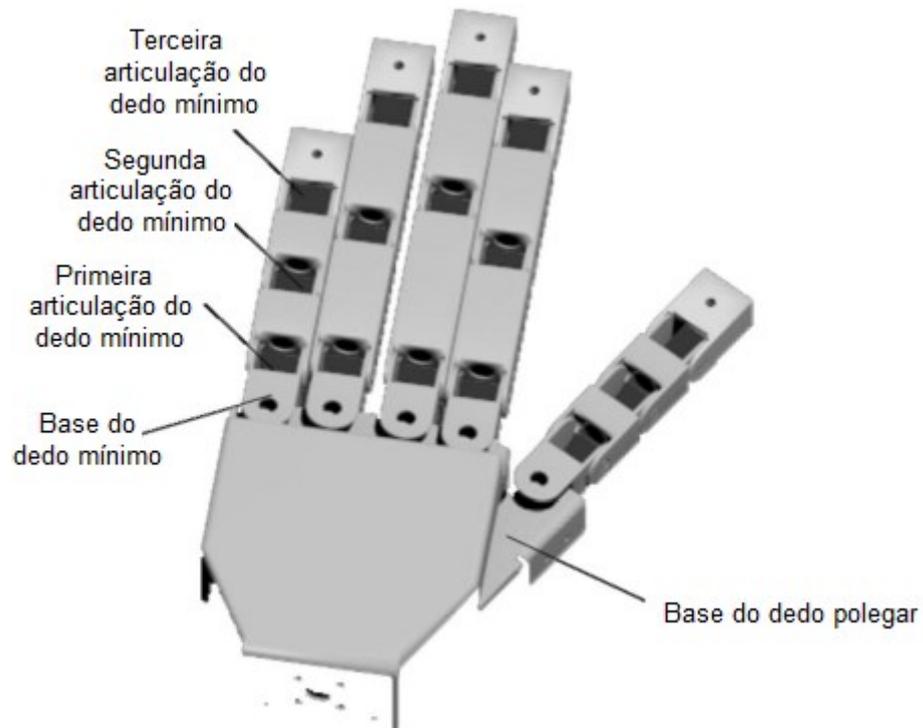


Fonte: Adaptado de Patente US 20170266075 A1

O conjunto de blocos articulados por pinos permite a movimentação em uma direção específica, o que para a finalidade do equipamento é desejada.

A patente CN201810650621.2A apresenta um sistema de controle e processamento de dados para um manipulador de forma antropomórfica com 21 graus de liberdade de movimentação, como mostra a Figura 12.

Figura 12 - Design de mão mecânica aplicando blocos articulados

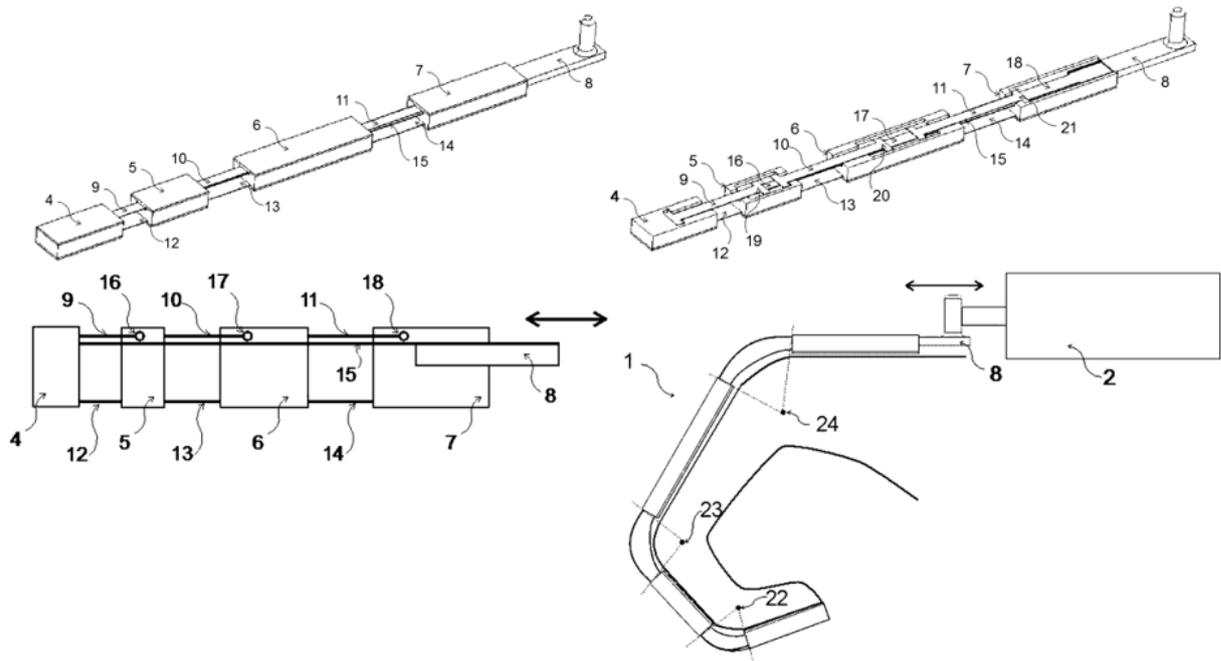


Fonte: Adaptado de Patente CN201810650621.2A

Na figura é possível observar que os segmentos são ocos. Como a patente apresenta um sistema de controle e processamento de dados, provavelmente no interior dos segmentos estão dispostos os atuadores para o movimento dos membros e a passagem dos cabos dos sensores.

A patente JP6821206B2 mostra um exoesqueleto para mão. A Figura 13 mostra o mecanismo, que tem segmentos interconectados.

Figura 13 - Detalhes construtivos do exoesqueleto para mão



Fonte: Patente JP6821206B2

2.7 Mecanismos de acionamento

Analisando próteses de membros superiores, Bellinazzi (2022) destaca que as próteses que possuem mobilidade e que podem ter seus movimentos controlados pelo paciente são consideradas como ativas. Sua fonte de energia pode ser oriunda do próprio paciente e/ou de uma fonte externa. As próteses movidas por força própria são conhecidas como ativas por tração e têm os movimentos das juntas efetuados através de cabos ou tirantes.

No que tange às próteses acionadas por força externa, a energia utilizada pode ter fonte pneumática, hidráulica ou elétrica. As próteses pneumáticas apresentam um reservatório de CO₂ ou ar comprimido e, a partir de válvulas comandadas por contrações musculares, permitem aos atuadores executarem os movimentos desejados. As próteses hidráulicas, por sua vez, apresentam pistões encarregados pela movimentação das falanges, fazendo uso de fluídos hidráulicos e molas em seu interior (Bellinazzi, 2022).

Com relação às próteses elétricas, Bellinazzi (2022) afirma que podem ser divididas entre as controladas por interruptores e as controladas por impulsos mioelétricos. As controladas por interruptores operam de forma semelhante às próteses pneumáticas, haja vista que utilizam interruptores acionados por contrações musculares que irão controlar os motores de acionamento da prótese.

Em contrapartida, as próteses controladas por sinais mioelétricos possuem eletrodos que, em contato com a pele, captam sinais a fim de comandar os motores eletronicamente e de forma proporcional à força exercida pela musculatura (Bellinazzi, 2022).

Tendo em vista as próteses ativas por força externa são comuns os atuadores utilizando motor de corrente contínua (CC), haja vista que são pequenos e possuem facilidade de controle. Dentro deste grupo, motores BLDC mostram-se mais adequados a próteses de membros superiores por apresentarem alta eficiência e confiabilidade (Bellinazzi, 2022).

Bellinazzi (2022) afirma que é comum a utilização de engrenagens em próteses de membros superiores. Contudo, conforme destacado por Cunha (2002), as engrenagens cilíndricas possuem uma forma que não permite modelar um mecanismo com a aparência de um dedo, haja vista que as distâncias relativas entre as articulações demandariam grandes diâmetros, impedindo seu uso para este fim.

Por outro lado, Cunha (2002) elucida que as engrenagens cônicas satisfazem a essas proporções anatômicas necessárias em decorrência de sua geometria, especialmente mecanismos que transferem o movimento entre juntas e/ou que aplicam o movimento diretamente nelas.

Bellinazzi (2022) afirma que a transmissão do movimento de cada junta via cabos é considerado o mais natural dentre os conceitos da anatomia, sendo alcançado por meio de um sistema de polias.

2.8 Materiais de revestimento

Quando se trata do revestimento de próteses de membros superiores, encontram-se diferentes alternativas. As mais frequentes são próteses fabricadas por meio de impressão 3D cujo material de revestimento é o plástico utilizado na impressão, de modo a tornar o movimento mais macio (Tavares, 2021). Outra alternativa é a fabricação de próteses utilizando uma combinação de silicone com resina poliéster (Capucho et al., 2021). Existe ainda a possibilidade de revestir a prótese com uma espécie de luva de borracha, conforme sugerido por Cunha (2002).

Matos (2011) afirma que próteses de silicone têm sido utilizadas cada vez mais em substituição a próteses de cloreto de polivinil (PVC) devido a sua maior adaptabilidade ao contorno e à cor dos membros amputados, aumentando o bem estar dos pacientes.

De acordo com Passos e Moreno (2021), próteses faciais, por exemplo, são feitas de materiais como silicone e resina acrílica, que possuem biocompatibilidade, não sendo tóxicos ou nocivos ao corpo humano. Enquanto o silicone permite a elaboração de materiais macios que aceitam corantes e também podem ser translúcidos e moldáveis, a resina acrílica os confere resistência e durabilidade.

Corroborando, Santos et al. (2020) destacam que o elastômero de silicone para próteses externas foi utilizado pela primeira vez em 1960 e a partir de então tornou-se o material mais utilizado na confecção de próteses maxilo-faciais justamente devido a sua biocompatibilidade, fácil manipulação, inatividade química, flexibilidade, conforto e estabilidade quando exposto ao calor. Além das propriedades já citadas, as autoras destacam que este material repele água, sangue e materiais orgânicos, sendo, portanto, adequado também para usos médicos.

Essas propriedades da borracha de silicone também são elencadas por Hron (2003), acrescidas de: muito boa resistência ao envelhecimento atmosférico; à exposição à luz ultravioleta e ao ozônio; permeabilidade seletiva a substâncias gasosas; resistência a óleos minerais e produtos químicos; isolamento elétrico; alto grau de pureza física e química; possibilidade de esterilização; propriedades anti-adesivas; capacidade de suportar o efeito do corpo vivo e seu metabolismo; propriedades estáveis em residência de longa duração em corpo humano; resposta tecidual negativa mínima; e incapacidade de iniciar a formação de coágulos sanguíneos.

Conforme descrito por Leal (2011, p. 27):

Os silicones são polímeros semissintéticos cuja molécula básica não contém carbono, mas sim cadeias de silício e oxigênio. Nos átomos de silício estão ligados os grupos orgânicos das moléculas. Dependendo do tipo e do número de grupos orgânicos e do grau de polimerização, o silicone pode ser produzido na forma líquida, como resina ou como borracha.

Tendo em vista todas as propriedades citadas, o silicone costuma ser empregado em vedantes, lubrificantes, espumas, isolantes elétricos, revestimentos, solventes e ainda na confecção de peças elastoméricas para inúmeras indústrias (Leal, 2011).

3 METODOLOGIA

O mecanismo proposto neste estudo visa simplificar o processo de transferência de indivíduos com mobilidade limitada, proporcionando assistência ao cuidador, técnico de enfermagem ou enfermeiro ao elevar o paciente de sua posição atual para realizar atividades como higienização e troca de assento, por exemplo.

Este equipamento foi concebido com base na anatomia e nos movimentos de vertebrados, especificamente da mão humana. Consiste em uma série de barras articuladas que replicam o movimento de contração e extensão dos dedos. Estas barras, dispostas lado a lado, movem-se alternadamente para contrair e estender, permitindo sua inserção entre o corpo a ser manipulado e a superfície de apoio.

A inspiração para o movimento do mecanismo originou-se da observação dos movimentos que a mão realiza para se inserir entre uma superfície macia, como o corpo humano, e outra, como cama, cadeira ou chão. Inicialmente, essa atividade parece ser mais simples e menos trabalhosa do que o uso de equipamentos tradicionais de elevação de pacientes com cestos de tecido ou malhas, que já estão disponíveis no mercado.

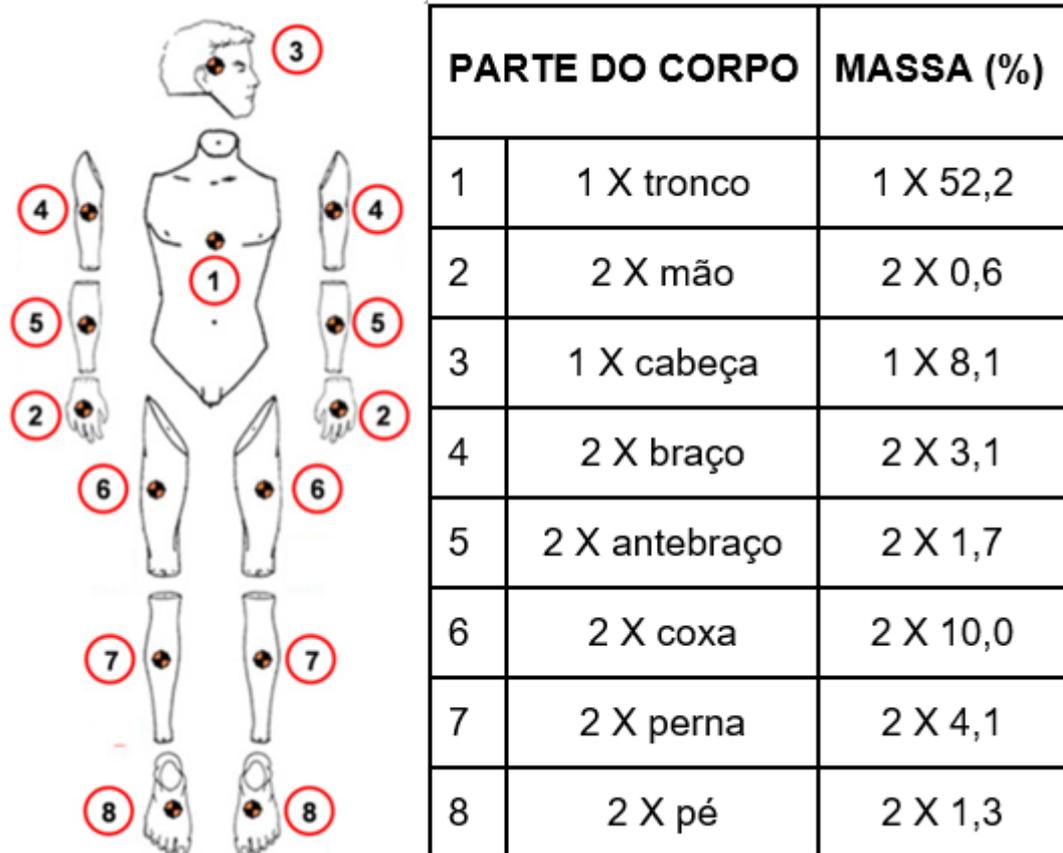
A concepção da ideia envolveu uma pesquisa extensiva de equipamentos comerciais de elevação de pacientes, próteses mecânicas e robóticas de mãos com formas antropomórficas, bem como mecanismos que realizam movimentos semelhantes, e patentes de dispositivos com funções comparáveis, utilizando o aplicativo da Plataforma Orbit (2018).

A análise do movimento que o mecanismo realizará foi conduzida após o esboço inicial. O objetivo dessa análise é identificar as posições que demandam maior esforço. Por exemplo, quando a haste está estendida, o peso na ponta dela gera uma reação diferente na base do mecanismo em comparação com a reação quando a haste está parcial ou totalmente contraída. A análise das posições dos elementos do mecanismo proporciona informações sobre as forças e momentos aos quais o mecanismo está sujeito.

A determinação do peso utilizado para verificar esforços e tensões foi realizada após analisar a distribuição de massa do corpo humano (Figura 9) e identificar quais elementos do mecanismo estariam sob maior demanda. Baseando-se na distribuição proposta por Chandler et al. (1994), foi adotada a marca de 60% da

massa corporal para o cálculo dos esforços em uma das hastes articuladas do mecanismo.

Figura 14 - Distribuição de massa do corpo humano



Fonte: Adaptado de Chandler et al. (1994).

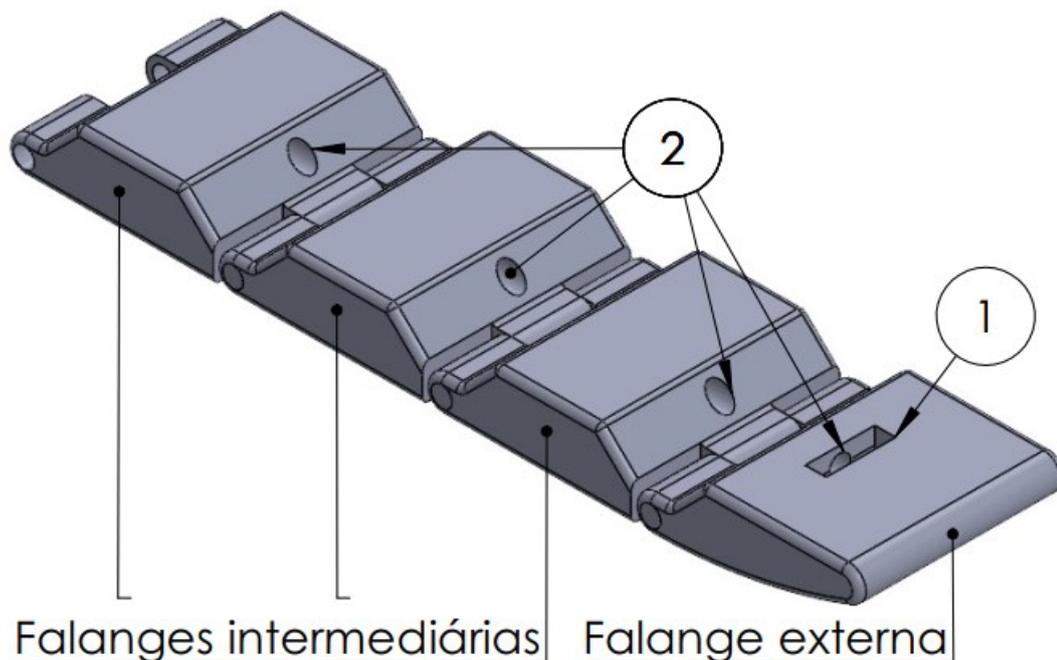
Para criar a estrutura da mão, adotou-se o princípio de análise e observação. Posteriormente, para avaliar a capacidade do mecanismo em suportar a carga prevista para elevação, foram efetuados cálculos das tensões a que ele estaria submetido. A modelagem 3D foi executada por meio do *software Solidworks*.

4 RESULTADOS

Um dos principais desafios enfrentados neste projeto foi desenvolver uma abordagem eficiente para manipular pacientes acamados e trasladá-los entre leitos. As tecnologias existentes até então dependem de cintas que passam pelos membros inferiores e costas dos pacientes, fixadas a gruas, guindastes ou dispositivos fixos para elevação.

A solução central proposta envolve um mecanismo com blocos articulados simulando dedos e suas articulações, conforme ilustrado na Figura 15.

Figura 15 -Esboço do conjunto de blocos articulados



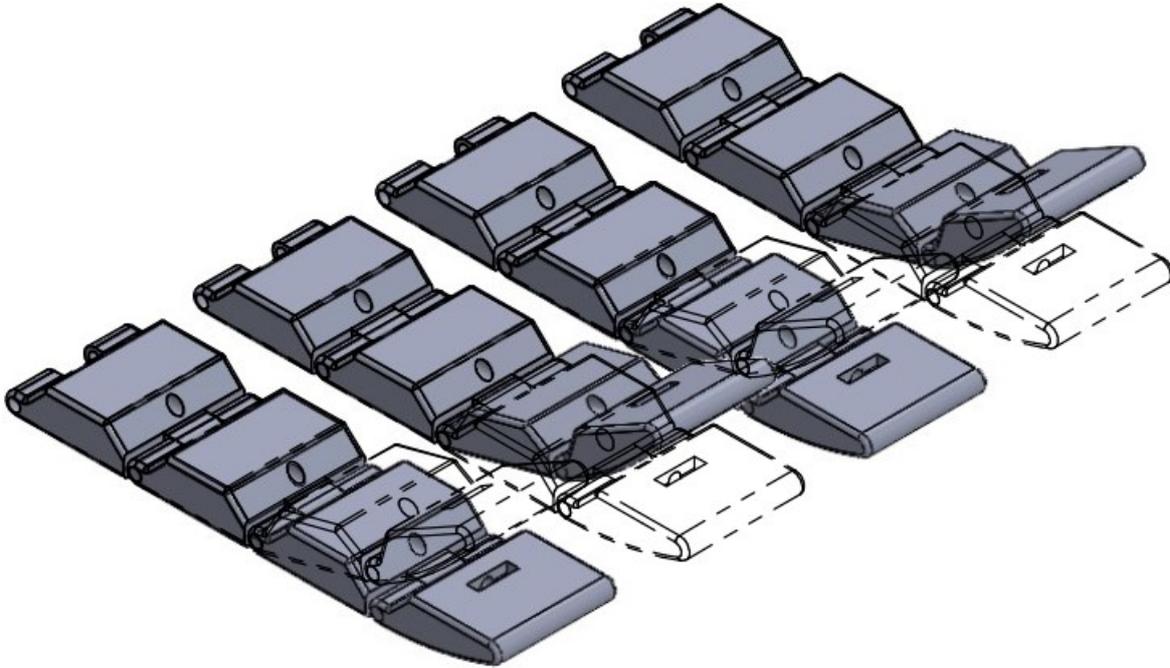
Fonte: Autoria própria.

O balão 1 indicado na Figura 15 mostra o local de ancoragem do cabo que realiza o movimento da falange externa, que passa pelos furos indicados pelo balão 2.

Essa escolha fundamenta-se na compreensão de que os movimentos dos dedos ao tentar inserir uma mão entre duas superfícies são eficazes para facilitar a entrada. O movimento proposto consiste na contração e extensão alternada dos dedos, utilizando cabos de aço para tracionar e comprimir, promovendo o movimento dos blocos de forma contraída e estendida alternadamente. Como apresentado no referencial teórico, o uso de cabos é uma aproximação mais natural à anatomia, e a escolha por cabos de aço foi motivada por sua resistência superior em comparação

com outros materiais de mesmo diâmetro. Embora mais pesados, essa diferença não é significativa em relação ao peso total do equipamento. A Figura 16 mostra o movimento realizado pelo conjunto.

Figura 16 - Movimento realizado pelo conjunto



Fonte: Autoria própria.

Enquanto um conjunto de dedos está se contraindo, a mão é gradualmente inserida entre as superfícies. Quando o movimento de contração desse conjunto de dedos atinge seu máximo, inicia-se a contração de um segundo grupo de dedos, ao passo que o primeiro grupo é estendido.

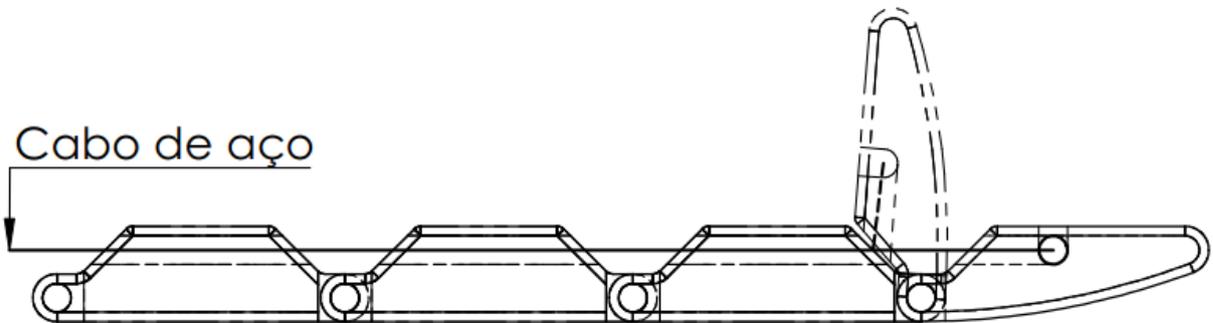
Por conta da forma do mecanismo, o movimento de dobra do dedo pode lesionar o corpo do paciente, prensando a pele nas áreas da articulação das falanges. O revestimento do mecanismo com material flexível e macio como silicone pode evitar tais lesões e aumentar o conforto ao toque, bem como proteger o mecanismo de substâncias nocivas ao funcionamento do mesmo.

Essa abordagem representa uma inovação significativa em relação às soluções tradicionais baseadas em cintas, visando maior eficiência e conforto tanto para o paciente quanto para o profissional de saúde.

Cada falange é tracionada por cabos de aço para realizar o movimento. A Figura 11 esboça o cabo tracionando a primeira falange do grupo. O cabo, que passa

internamente entre cada bloco do ponto A ao ponto C, é tracionado ou comprimido, movimentando cada falange desde a base até a sua extremidade.

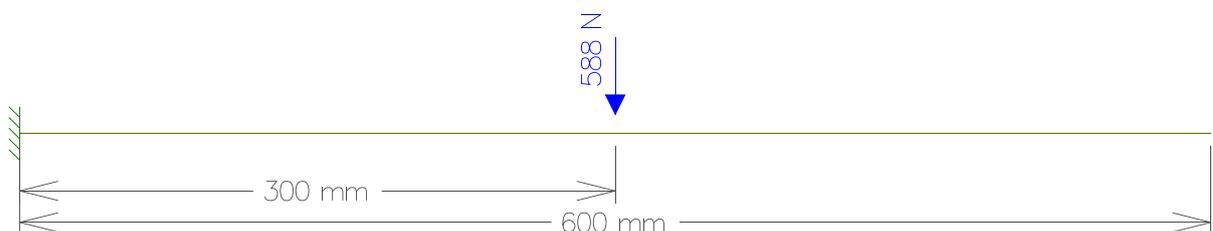
Figura 17 - Movimento realizado pela tração ou compressão do cabo



Fonte: Autoria própria.

Para iniciar a verificação dos esforços e tensões que o equipamento suporta, foram definidas as dimensões dos elementos principais. Partiu-se do pressuposto de que o conjunto de falanges seria inserido entre o corpo e o leito lateralmente e precisaria ter comprimento suficiente para sustentar toda essa extensão. Arbitrariamente, definiu-se o comprimento de 600 mm, tomando como referência as dimensões médias do corpo humano. Simplificando o mecanismo para fins de cálculo, ele pode ser representado por uma barra engastada com uma massa concentrada de 60 kg, que corresponde à 588,6 N, em seu centro. Esse peso foi considerado com base na distribuição de peso que o corpo exerceria ao longo do mecanismo.

Figura 18 - Diagrama de corpo livre – Representação simplificada da haste articulada



Fonte: Autoria própria.

A fim de encontrar as condições de equilíbrio da haste articulada, foram utilizadas as equações de equilíbrio estático das forças e do momento decorrente do carregamento considerado. Da equação (1), que é a somatória das forças que atuam no corpo em relação ao eixo X.

$$\Sigma F_x = 0 \quad (1)$$

Foi encontrado que a reação no ponto de apoio em relação ao eixo X é nula. A força de reação em relação ao eixo Y é encontrada pela Equação (2).

$$\begin{aligned}\Sigma F_y &= 0 & (2) \\ R_y = F_p &= 60 \times 9,81 = 588,6 \text{ N}\end{aligned}$$

Assim, a reação no ponto de engaste da barra é igual a 588,6N. A equação de equilíbrio dos momentos é dada por:

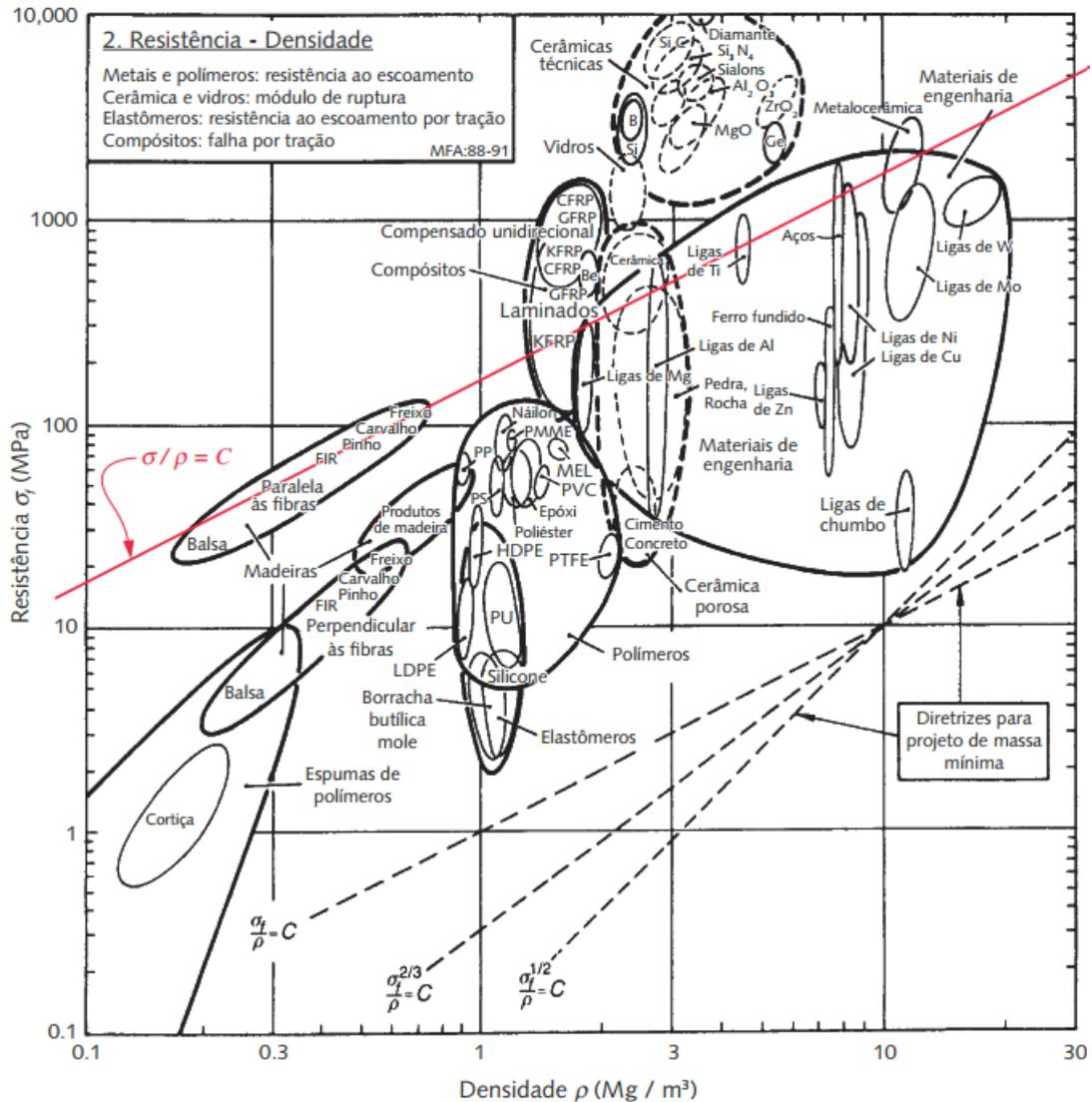
$$\begin{aligned}\Sigma M_o &= 0 & (3) \\ M_o &= 588,6 \times 0,3 = 176,58 \text{ [N * m]}\end{aligned}$$

Onde 176,58 N*m é o momento no apoio engastado.

Para selecionar o material utilizado no equipamento, foi considerada a utilização de materiais dúcteis com resistência ao escoamento. Essa escolha se deu pensando em como minimizar acidentes quando o equipamento é utilizado em situações fora do planejado. A ruptura abrupta do material quando carregado oferece maiores riscos ao paciente e operadores.

A Figura 19 apresenta diversos materiais de engenharia dispostos em um gráfico de resistência versus rigidez.

Figura 19 - Resistência sobreposta à densidade para materiais de engenharia



Fonte: Norton (2013)

Para as propriedades almeçadas, a escolha se volta para os metais.

A solicitação de flexão devido à carga aplicada provoca tensões de tração e compressão na peça. Para calcular a tensão que a barra está sendo submetida, foi utilizada a Equação (4):

$$\sigma = \frac{M}{W} \quad (4)$$

Em que M é o momento fletor e W é o momento de resistência axial da geometria da barra, que é dada pela Equação (5):

$$W = \frac{b \times h^2}{6} \quad (5)$$

Considerando as dimensões da seção transversal da barra como 12 mm de altura por 30 mm de largura, a tensão de flexão tem o valor de 98,1 MPa.

Diversos metais suportariam a tensão que a barra está sujeita. Considerando a forma dos elementos do mecanismo, a conformabilidade dos materiais é um fator importante. A utilização de ligas de alumínio ou aço são viáveis para a aplicação, sendo o primeiro material mais interessante por conta menor peso em relação ao segundo.

A liga de alumínio 5052 laminada a quente apresenta uma resistência ao escoamento de 255 MPa. Além disso, apresenta boa conformabilidade e soldabilidade. Outra característica, que foi relevante para a escolha desse material, é que ele possui resistência à corrosão, sendo amplamente utilizado na indústria naval.

Comparando a tensão de flexão com o limite de escoamento, o fator de segurança com a utilização desse material é dado pela Equação (6):

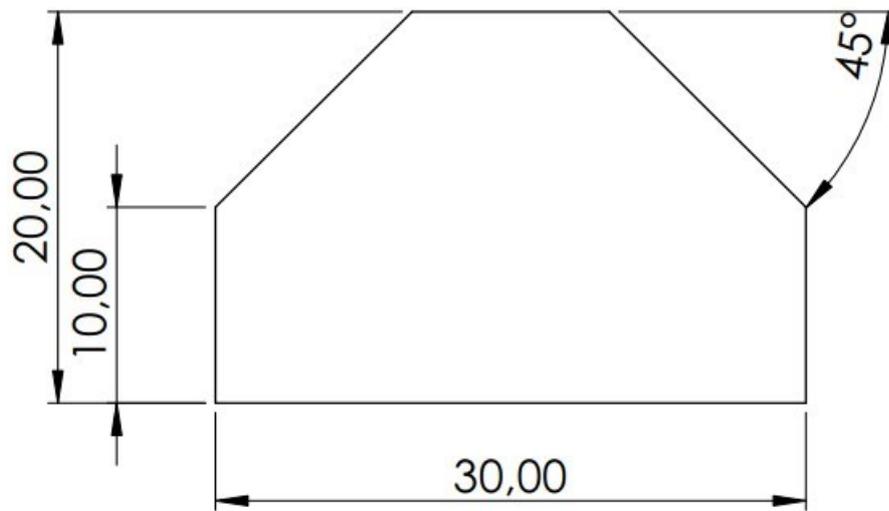
$$F.S. = \frac{\sigma_{lim}}{\sigma_{flx}} = \frac{255}{98,1} = 2,6 \quad (6)$$

Considerando que a seção transversal da barra tem dimensões de 20mm x 20mm, o momento de inércia para uma seção transversal quadrada como a considerada para esse cálculo é dado pela Equação (7):

Portanto, nesta configuração de forma e material, a barra suportaria o carregamento proposto.

O dimensionamento das falanges foi realizado considerando as dimensões típicas dos dedos de uma mão adulta. A Figura 20 mostra as primeiras dimensões consideradas, em milímetros.

Figura 20 - Dimensões iniciais

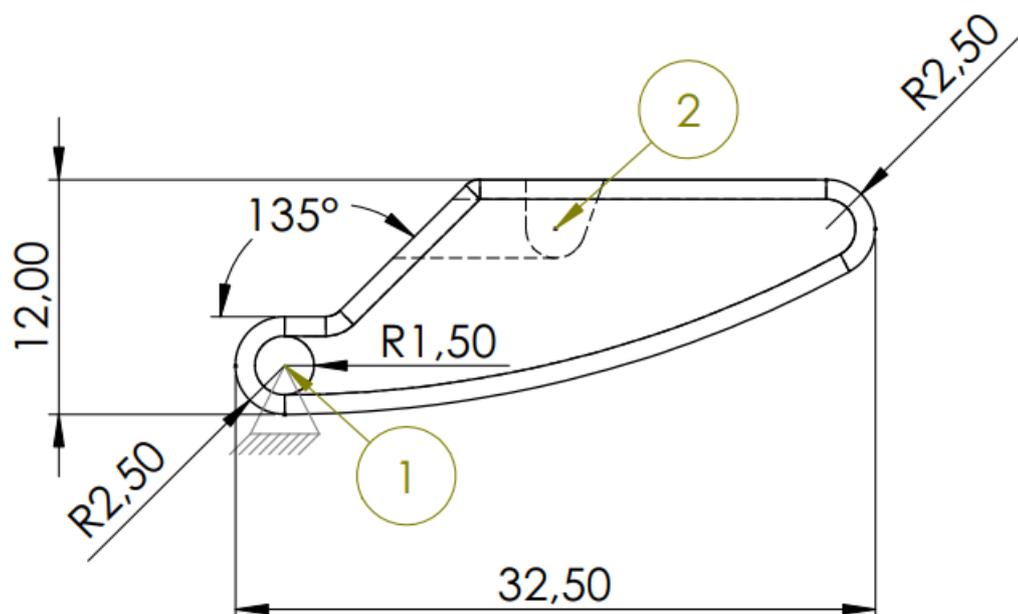


Fonte: Autoria própria.

Após algumas ponderações, foi observado que tanto a altura quanto a forma impossibilitariam a inserção desse elemento sob o corpo de uma pessoa de maneira confortável e segura.

A Figura 21, que mostra um primeiro aprimoramento da forma da falange, reflete as decisões quanto às dimensões e cuidados com possíveis lesões decorrentes da forma, buscando uma representação fiel às características anatômicas.

Figura 21 - Forma aprimorada da falange



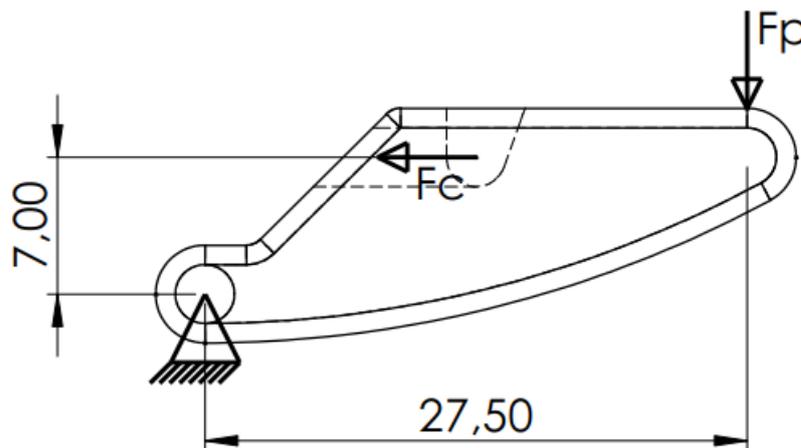
Fonte: Autoria Própria.

O item 1 da Figura 21 indica o ponto de conexão com o elemento anterior da haste. Essa conexão se dá por meio de um pino, que será dimensionado posteriormente. O item 2 indica o ponto de ancoragem do cabo de tração do mecanismo.

Esse cuidado meticuloso no dimensionamento visa garantir que o mecanismo reproduza com precisão os movimentos naturais da mão humana, contribuindo para uma operação eficiente e confortável durante o uso do dispositivo.

As forças atuantes na falange estão dispostas na Figura 22, que representa o diagrama de corpo livre. As dimensões descritas estão em milímetros.

Figura 22 - Diagrama de corpo livre - Falange



Fonte: Autoria própria.

A força F_p é a força referente ao peso que precisa ser levantado para que o dispositivo possa ser inserido sob o paciente. A força F_c é a força que precisa ser realizada para que o sistema esteja em equilíbrio e a falange se mantenha na posição horizontal sustentando o peso do corpo. Resolvendo o equacionamento de equilíbrio estático para o diagrama de corpo livre da Figura anterior, pela Equação (1) e Equação (2),

$$\Sigma F_y = 0$$

$$R_y - F_p = 0 \Rightarrow R_y = 588,6 \text{ N}$$

$$\Sigma F_x = 0$$

$$R_x = F_c$$

Utilizando a Equação (3),

$$\Sigma M_o = 0$$

$$F_c \times 0,007 - F_p \times 0,0275 = 0$$

$$F_c = \frac{0,0275 \times F_p}{0,007} = 3,9 \times F_p = 3,9 \times 588,6 = 2,178 \text{ kN}$$

A força F_c necessária para equilibrar o sistema equivale à 234 kgf. Segundo o Manual Técnico de Cabos da Cimaf (2009), cabos de aço de classe 6x7 com alma de aço, de diâmetro 1,8 mm, possuem carga de ruptura mínima de 320 kgf. Esse cabo suporta a carga necessária para equilíbrio do sistema.

Uma consideração crítica para o funcionamento eficiente do mecanismo é a relação entre a força necessária para o cabo de aço realizar o movimento de flexão da primeira falange e a carga que precisa ser levantada. Em termos claros, a força aplicada deve ser 3,9 vezes maior do que o peso a ser movido.

Essa relação é importante para assegurar que o mecanismo possa executar as ações necessárias de forma eficaz, fornecendo a potência adequada para lidar com a movimentação do paciente. Um fator limitante para a escolha da fonte motriz do sistema é a dimensão do mecanismo. O uso de elementos combinados, como atuadores rotativos, motores elétricos, cabos e polias pode suprir a demanda estimada.

Outro ponto importante para o funcionamento do mecanismo é a conexão entre as partes móveis, que ocorre pelo uso de pinos. Esse elemento estará sujeito a tensões de cisalhamento e esmagamento.

Para verificar a tensão de cisalhamento τ_{cis} será utilizado a Equação (7). O esforço cisalhante atua sobre a área da seção transversal do pino, que é dado pela Equação (8).

$$\tau_{cis} = \frac{R_x}{A_{cis}} \quad (7)$$

$$A_{cis} = \frac{\pi \times d^2}{4} \quad (8)$$

A tensão de cisalhamento no pino é de 308,5 MPa e atua sobre uma área de $7,06 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2$.

Para o cálculo da tensão de esmagamento será utilizado a Equação (9), que considera a área a de contato projetada do pino descrita pela Equação (10).

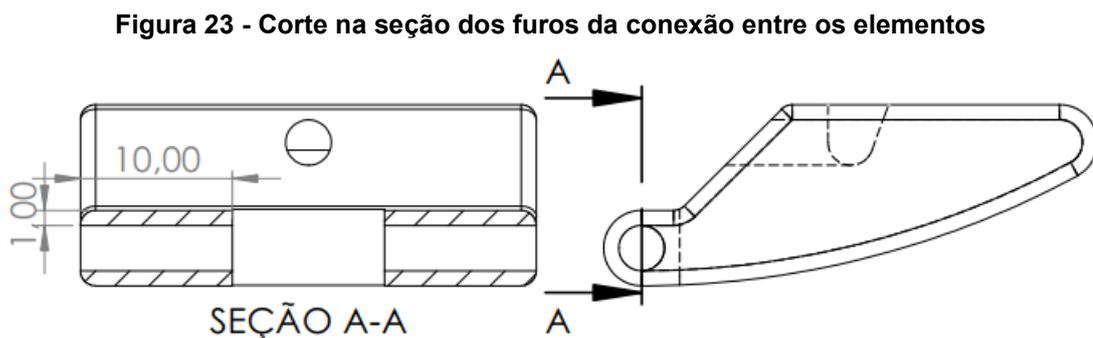
$$\sigma_{esm} = \frac{F_c}{A_{esm}} \quad (9)$$

$$A_{esm} = l * d \quad (10)$$

A área projetada é de $3 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2$, e a tensão de esmagamento que o pino está sujeito é de 72,6 MPa.

Para o material do pino, de acordo com as tensões envolvidas, o uso de aço 1030 laminado a frio, com tensão de escoamento de 441 MPa e resistência máxima em tração de 524 MPa, é suficiente para suportar as cargas consideradas.

Outra verificação a ser realizada é a da falha por cisalhamento em torno do furo do pino. O corte A-A na Figura 23 indica a área considerada para o cálculo da tensão para essa falha.



Fonte: Autoria própria.

A Equação (8) representa a área considerada para o cálculo da falha por cisalhamento.

$$A_{ras} = 2 \times a \times b \quad (11)$$

A área de possível cisalhamento é de $8 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2$ e a tensão é de 27,55 MPa.

Em comparação, a articulação da falange intermediária que é conectada à falange mais externa, sofre uma tensão de 54,5 MPa.

Esta análise detalhada visa otimizar o desempenho do dispositivo, garantindo sua eficiência e confiabilidade durante o uso prático.

5 CONCLUSÃO

Este trabalho teve como propósito apresentar a ideia de um dispositivo mecânico destinado a facilitar o deslocamento de pacientes com mobilidade limitada, oferecendo uma solução segura e eficaz para profissionais da saúde e cuidadores domiciliares.

A análise revelou que o cuidado de pessoas acamadas é predominantemente conduzido por mulheres, com uma média de idade em torno de 40 anos. Além disso, observou-se que a carreira na enfermagem costuma ser duradoura, o que pode resultar em desgaste prolongado para esses profissionais. É notável também que muitos cuidados a pacientes doentes e idosos ocorrem no ambiente familiar, escapando das estatísticas setoriais.

A revisão de dispositivos existentes no mercado e de patentes evidenciou uma lacuna na capacidade do paciente permanecer deitado e na inserção do equipamento sem impor um esforço físico significativo ao cuidador.

Os resultados para o novo equipamento indicaram que a haste articulada projetada para sustentar o corpo do paciente é capaz de suportar a carga proposta na análise de viabilidade mecânica. Contudo, ao analisar a força necessária para a flexão da falange, identificaram-se limitações quanto ao uso de uma fonte de potência para executar o movimento.

Com base na necessidade de as dimensões das falanges serem semelhantes às das mãos reais, a exigência de uma estrutura capaz de suportar mais de 3,9 vezes o peso que o equipamento deve levantar implica em desafios, como aumento de tamanho, peso e custo.

Considerando a destinação do equipamento para ambientes hospitalares e domésticos, a mobilidade emergiu como um fator crítico para a usabilidade e eficácia do mecanismo. Assim, torna-se imperativo estudar quais atuadores seriam eficientes nessa configuração para viabilizar o dispositivo.

Atuadores rotativos, motores de passo, polias, engrenagens, sistemas hidráulicos ou pneumáticos, cames e bobinas atuadoras foram considerados como possíveis soluções de fonte de movimento. No entanto, estudos futuros, bem como o desenvolvimento de um protótipo, serão conduzidos para avaliar a viabilidade de cada uma dessas opções.

Ao finalizar este projeto, se pretende apresentar um equipamento inovador e eficiente, respondendo às demandas específicas de transferência de pacientes acamados. Esta proposta visa contribuir para aprimorar as condições de trabalho dos profissionais de saúde e proporcionar maior qualidade de vida tanto aos pacientes quanto aos cuidadores domiciliares.

REFERÊNCIAS

ALEXANDRE, N.M.C.; ANGERAMI, E.L.S.; MOREIRA FILHO, D.C. Dores nas costas e enfermagem. **Revista da Escola de Enfermagem da USP**, v. 30, n. 2, p. 267–285, 1996.

ALPI, T.E.R.; OLIVERA, P.P.de; COSTENARO, R.G.S.; RANGEL, R.F.; ILHA, S. Riscos ergonômicos no cotidiano dos profissionais de enfermagem dos hospitais brasileiros. **Research, Society and Development**, v. 10, n. 7, p. e27410716257, 2021.

ARAÚJO, F.N.F. de; FERNANDES, M.J.P. Perfil de cuidadores de idosos no Brasil. IV Congresso Internacional de Envelhecimento Humano. **Anais do IV CIEH**. Campina Grande/PB, set. 2015.

ARJO. **Maxi Sky 2**. Disponível em: <https://www.arjo.com/pt-br/products/safe-patient-handling/ceiling-lift/maxi-sky-2/>. Acesso em: 10 out. 2023.

BERMAN, A.; SNYDER, S. J.; FRANDSEN, G. **Fundamentals of Nursing**. 10. ed. [s.l.] Pearson, 2015.

BIREME; OPAS; OMS. **Mapa de Evidência - Sequelas da COVID-19 Pós-Aguda**. Disponível em: <https://public.tableau.com/app/profile/bireme/viz/sequelas-covid-pos-aguda-pt/evidence-map>. Acesso em: 14 nov. 2023.

CARRILLO-GARCIA, C.; SOLANO-RUIZ, M.C.; MARTÍNEZ-ROCHE, M.E.; GOMÉZ-GARCIA, C.I. *Job satisfaction among health care workers: the role of gender and age*. **Pubmed**. Nov-Dec; 21(6), 1314-20, 2013.

CAPUCHO, W.; SILVEIRA, T.M.; PEREIRA, R.A.; RIBEIRO, R.B. A aplicação da manufatura aditiva na medicina 4.0 para produção de próteses biomecânicas. XVI Simpósio dos Programas de Mestrado Profissional. **Anais...** CPS, 658-679, nov. 2021.

CHANDLER, R.F.; Clauser, C.E; McConville, J.T. Reynolds, H.M.; Young, J.W. *Investigation of inertial properties of the human body*. AFAMRL-TR-74-137, **Aerospace Medical Research Laboratory**, Wright-Patterson AFB, Ohio, 1994.

COFEN. **Perfil da enfermagem no Brasil**: Relatório final. MACHADO, M.H. (Coord.) Rio de Janeiro: NERHUS, DAPS, ENSP/Fiocruz, 2017.

COFEN. **Enfermagem**: Quem Cuida Também Precisa de Cuidados. 15 de maio de 2019. Disponível em: <https://biblioteca.cofen.gov.br/enfermagem-quem-cuida-tambem-precisa-de-cuidados/>. Acesso em: 14 nov. 2023.

DA CUNHA, F.L. **Mão de São Carlos, uma prótese multifunção para membros superiores**: Um estudo dos mecanismos, atuadores e sensores. 2002. 259 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Universidade de São Paulo, São Carlos.

DIAS, E.G.; SOUZA, S.P.D.; GOMES, J.P.; CALDEIRA, M.B.; TEIXEIRA, J.A.L. Riscos ergonômicos do ambiente de trabalho do enfermeiro na atenção básica e no pronto atendimento. **J. nurs. health**. 2020; 10 (2): e20102004.

DUL, J; WEERDMEESTER, B. **Ergonomics for Beginners - a quick reference guide**. 3ª ed. Boca Raton, FL: CRC Press, 2008.

FREEDOM. **Guincho Elevador Elétrico Individual Transfer**. Disponível em: <https://www.freedom.ind.br/produto/saude/elevadores-individuais/elevadores-individuais/#description>. Acesso em: 10 out. 2023.

FUNDACENTRO. **Pontos de verificação ergonômica**: Soluções práticas e de fácil aplicação para melhorar a segurança, a saúde e as condições de trabalho. São Paulo: Fundacentro/MTE, 2001.

GOOGLE PATENTES. US 8914920. **Patient lift and coupling therefor**. Disponível em: <https://patents.google.com/patent/US8914920B2/en?q=US+8914920>. Acesso em: 10 out. 2023.

HRON, P. *Hydrophilisation of silicone rubber for medical applications*. **Polymer International**. 52:1531–1539, 2003.

IBGE. **PNS 2019**: País tem 17,3 milhões de pessoas com algum tipo de deficiência. Agência IBGE Notícias. 26 de agosto de 2021. Disponível em:

<https://agenciadenoticias.ibge.gov.br/agencia-sala-de-imprensa/2013-agencia-de-noticias/releases/31445-pns-2019-pais-tem-17-3-milhoes-de-pessoas-com-algum-tipo-de-deficiencia>. Acesso em: 14 nov. 2023.

IBGE. **População cresce, mas número de pessoas com menos de 30 anos cai 5,4% de 2012 a 2021**. Agência IBGE Notícias. 22 de julho de 2022. Disponível em: <https://agenciadenoticias.ibge.gov.br/agencia-noticias/2012-agencia-de-noticias/noticias/34438-populacao-cresce-mas-numero-de-pessoas-com-menos-de-30-anos-cai-5-4-de-2012-a-2021>. Acesso em: 14 nov. 2023.

ILDA, I. **Ergonomia: Projeto e produção**. 2ª ed. São Paulo: Edgar Blücher, 2005.

LEAL, N.E.F. **Desenvolvimento do processo de fabrico de próteses humanas em silicone para substituição de órgãos em tecidos moles**. 2011. 154 f. Dissertação (Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.

MAGNAGO, T.S.B.S.; LISBOA, M.T.L., SOUZA, I.E.O., MOREIRA, M.C. Distúrbios musculoesqueléticos em trabalhadores de enfermagem: associação com condições de trabalho. **REBEn**. nov-dez; 60(6): 701-5, 2007.

MATOS, J.P. **Próteses para membro superior de alta definição em silicone**. In: VI Encontro Nacional das Ciências e Tecnologias da Saúde, ESTeSL, Out. 2011.

MENDES, M.; TRINDADE, L.L.; PIRES, D.E.P.; BIFF, D.; MARTINS, M.M.F.P.S.; VENDRUSCOLO, C. Cargas de trabalho na Estratégia Saúde da Família: Interfaces com o desgaste dos profissionais de enfermagem. **Rev Esc Enferm USP**. 2020; 54: e03622.

MSKrad. **Anatomia - punho & mão**. Disponível em: <https://www.msgrad.com.br/punho-mao-3>. Acesso em: 14 nov. 2023.

NETO, M. U., PROENÇA, R. P. C., DUTRA, A. R. A. **A antropotecnologia e a antropologia física**. UFSC, 1997.

NORTON, ROBERT L. **Projeto de Máquinas: uma abordagem integrada**. 4. ed. Porto Alegre: Bookman, 2013.

ORBIT. Orbit.com, licenciado para a UTFPR (2018). <https://www.orbit.com>.

PASSOS, P.A.S.; MORENO, A. **Guia de cuidados e manutenção: Próteses faciais**. Belo Horizonte: UFMG, 2021.

SANTOS, D.M.; PAULINI, M. B.; FARIA, T.G.S.; MELO NETO, C.L.; SILVA, E.V.F.; CAXIAS, F.P.; BERTOZ, A.P.M.; GOIATO, M.C. *Analysis of Color and Hardness of a Medical Silicone with Extrinsic Pigmentation after Accelerated Aging*. **European Journal of Dentistry**. Vol. 14 N°. 4/2020, p. 634-638.

SENAC-MG. **Novo perfil de cuidadores de idosos**. 26 de julho de 2022. Disponível em: <https://www.mg.senac.br/Noticias/Paginas/novo-perfil-de-cuidadores-de-idosos.aspx>. Acesso em: 14. nov. 2023.

SUREHANDS. **Surehands Body Support**. Disponível em: <https://www.surehands.com/products/surehands-body-support>. Acesso em: 10 out. 2023.

TAVARES, N.M.S. **Desenvolvimento de manipulador e garra robótica destinados à recolha de frutos em aplicações agrícolas**. 2021. 173 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Eletromecânica) – Universidade Beira Interior.

THORPE, C.T. et al. *Tendon physiology and mechanical behavior: structure–function relationships*. In: **Tendon regeneration**. Academic Press, 2015. p. 3-39.

THOMAZONI, L. Análise e implementação de protótipo de mão robótica. 2015. 74 f. Relatório de conclusão de curso (Engenharia de Controle e Automação) - Universidade de Caxias do Sul, Caxias do Sul.

TORTORA, G. J.; NIELSEN, M. T. **Princípios de anatomia humana**. 2013.

TÖZEREN, A. **Human body dynamics: classical mechanics and human movement**. [s/l] Springer Science & Business Media, 1999.

TUBIANA, R. **The hand**. New York: W.B. Saunders Publishers, 1981.

VENTIMIGLIA, P. *Design of a human hand prosthesis*. 2012. 75 f. Major Qualifying Project Report (Bachelor of Arts) - Worcester Polytechnic Institute.

WACHOWICZ, M. C. **Ergonomia**. Curitiba: Instituto Federal do Paraná, 2013.

ZANON, E.; MARZIALE, M. H. P. Avaliação da postura corporal dos trabalhadores de enfermagem na movimentação de pacientes acamados. **Rev.Esc.Enf.USP**, v. 34, n. 1, p. 26-36, mar. 2000.