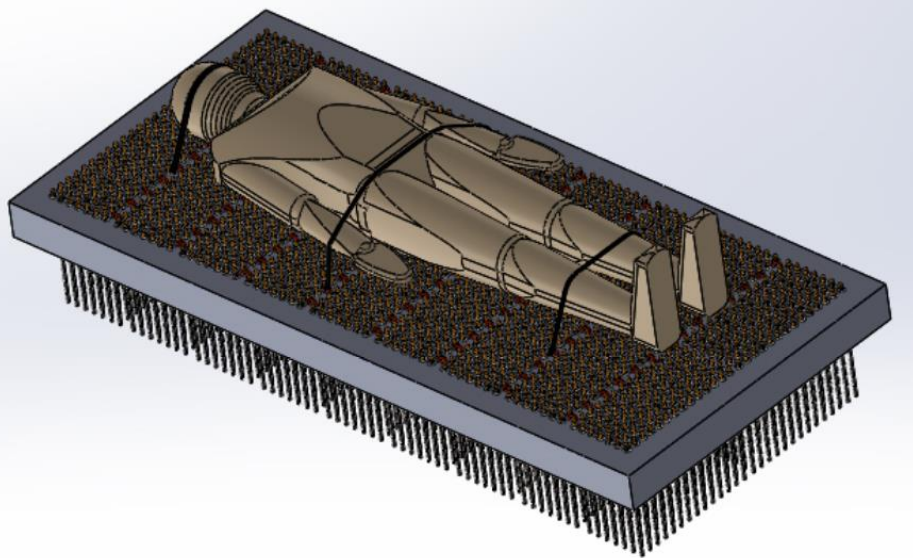




INSTITUTO SUPERIOR DE ENGENHARIA DE LISBOA

Departamento de Engenharia Mecânica

ISEL



Projeto de mesa de Radioterapia com morfologia adaptável

JOÃO RICARDO SALGUEIRO DO CARMO
(Licenciado em Engenharia Mecânica)

Trabalho Final de Mestrado para obtenção do grau de Mestre
em Engenharia Mecânica

Orientadores:

Doutor João Filipe de Almeida Milho

Júri:

Presidente: Doutora Maria Teresa Moura e Silva

Vogais: Doutora Maria Amélia Ramos Loja

Doutor João Filipe de Almeida Milho

Outubro de 2018

Dedicatória

À minha companheira por todo o apoio e paciência.

À minha família por terem feito de mim o que sou hoje.

“Agir, eis a inteligência verdadeira. Serei o que quiser. Mas tenho que querer o que for. O êxito está em ter êxito, e não em ter condições de êxito. Condições de palácio tem qualquer terra larga, mas onde estará o palácio se não o fizerem ali?”

[Fernando Pessoa]

Agradecimentos

À Cubotónic Lda, que sempre se prontificou a facilitar quaisquer meios para o bom sucesso do trabalho desenvolvido.

Ao Professor João Milho pelo suporte e orientação prestada.

Resumo

O presente trabalho visa colmatar uma necessidade de mercado, uma mesa de Radioterapia de morfologia adaptável. Pretende-se estudar e desenvolver uma mesa e seus sistemas que permitam uma conformação perfeita ao corpo de qualquer paciente, garantindo que o mesmo esteja mais confortável durante o tratamento de Radioterapia.

O desenvolvimento do trabalho iniciou-se por um estudo de mercado, onde se consultou bibliografia sobre Radioterapia, as soluções atuais de imobilização para este tipo de tratamento, a sensibilidade à dor e patentes sobre mesas, camas e macas de conformação ao corpo humano. Constatou-se que efetivamente houve um grande avanço tecnológico no equipamento que induz o tratamento (Aceleradores Lineares), mas não nos sistemas de imobilização. Assim, procedeu-se à análise de várias hipóteses conceptuais de projeto para uma mesa que se pudesse conformar a um corpo humano de forma expedita sem que infligisse dor nem fosse contra a natureza do tratamento. Exploraram-se possibilidades pneumáticas, hidráulicas, elétricas, de suporte robotizado externo, entre outras até se chegar a um conceito de projeto válido e exequível.

Aquando da definição das linhas diretrizes iniciou-se o processo de modelação em software de desenho assistido por computador (CAD) dos vários componentes. Durante este processo, como é típico da concepção de um produto, houve vários avanços e recuos, que, no entanto, ficaram documentados bem como as suas vantagens/desvantagens. O estudo considerou também a análise detalhada de alguns elementos críticos que compõem a mesa de Radioterapia de morfologia adaptável com suporte em software de engenharia assistida por computador (CAE).

Com base na solução de projeto desenvolvida neste trabalho e num conjunto de ilações retiradas dos estudos realizados, são deixadas algumas sugestões para desenvolvimentos futuros.

Palavras-chave

Mesa adaptável, Radioterapia, Modelação paramétrica, CAE, Sistemas de imobilização.

Abstract

The present work aims at filling a market need, a Radiotherapy table with adaptive morphology. It is intended to study and develop a table and its systems that allow a perfect conformation to the body of any patient, ensuring that patient it is more comfortable during the Radiotherapy treatment.

The development of the work began with a market study, where we consulted a bibliography on Linear Accelerators, Radiation Therapy, the current immobilization solutions for this type of treatment, pain sensitivity and patents on tables, beds and body shaping stretchers. It was found that there was indeed a great technological advance in the machine that induces the treatment, but not in the immobilization systems. Several hypotheses were analyzed to arrive at a table that could conform to a human body expeditiously without inflicting pain or against the nature of the treatment. Pneumatic, hydraulic, electrical, external robotic support, among others possibilities were explored, until the concept of a valid project was reached.

When the guidelines were defined, the modeling process of the various components was started in computer-aided design (CAD) software. During this process, as is typical of the producto design, there have been several advances and setbacks, which, however, have been documented as well as their advantages / disadvantages. The study also considered the detailed analysis of some critical elements that make the Radiotherapy table of adaptive morphology with support in Computer Aided Engineering (CAE) software.

Based on the project solution developed in this work and on a set of lessons learned from the studies carried out, some suggestions for future developments are left.

Key-words

Adaptive table, Radiotherapy, Parametric modeling, CAE, Immobilization systems.

Índice

Dedicatória.....	i
Agradecimentos	ii
Resumo	iii
Palavras-chave	iii
Abstract.....	iv
Key-words	iv
Lista de figuras	vii
Siglas e Abreviaturas	xi
1. Introdução.....	1
2. Pesquisa Bibliográfica.....	3
2.1 Princípios básicos de Radioterapia	3
2.2 Posições típicas de tratamento em Radioterapia.....	3
2.3 Soluções atuais de imobilização em tratamentos de Radioterapia.....	7
2.4 Sensibilidade à dor por pressão	9
3. Projeto conceptual de mesa de Radioterapia com morfologia adaptável.....	11
3.1 Casos de estudo iniciais	11
3.2 Caso de estudo adotado.....	17
3.2.1 Embraiagem.....	17
3.2.2 Blocos de atuadores	23
3.2.3 Estrutura de Suporte dos blocos de atuadores.....	27
3.2.4 Mesa de radioterapia de morfologia adaptável	28
4. Estudos dinâmicos e estáticos aplicados à mesa de morfologia adaptável	30
4.1 Análise entre corpo humano e atuadores	30
4.1.1 Modelo dinâmico de interação corpo humano - atuadores	31
4.1.2 Estudo dinâmico entre perna - atuadores	33
4.1.3 Estudo estático da perna	44
4.2 Análise da haste do atuador	49
4.3 Análise do veio de suporte de embraiagens	59
4.4 Análise do bloco de atuadores	67
4.5 Análise de mesa de suporte.....	71

5. Conclusão	74
6. Desenvolvimentos Futuros	76
7. Referencias bibliográficas	77
8. Anexos.....	78

Lista de figuras

Figura 1 - apoio de cabeça e pescoço standard.....	4
Figura 2 - apoio de cabeça e pescoço personalizado	4
Figura 3 - Plataforma de tratamento em decúbito ventral com dispositivo de posicionamento de braços.....	5
Figura 4 - PPT em pacientes saudáveis e com fibromialgia.....	10
Figura 5 - Atuador pneumático/hidráulico	12
Figura 6 - Componentes da haste:	13
Figura 7 - Esquema ilustrativo da hipótese de uma mesa com suporte robotizado.....	14
Figura 8 - Sistema de serrilha com mola	14
Figura 9 - Atuadores num plano	15
Figura 10 - Mesa de atuadores com forma genérica.....	16
Figura 11 - Embraiagem simples visão explodida: 1- Freio; 2-moente; 3-roda dentada do atuador; 4-esferas; 5-gaiola de esferas; 6-suporte da mola;7-mola; 8-roda dentada do motor; 9-anilha; 10-parafuso	18
Figura 12 - Embraiagem simples em corte	18
Figura 13 – Concavidades da roda dentada do atuador	19
Figura 14 - Embraiagem simples, todos os componentes giram excepto roda dentada do atuador	19
Figura 15 - Embraiagem dupla	20
Figura 16 - Sistema de embraiagens com atuadores.....	20
Figura 17 - Grupo de atuadores e embraiagens	21
Figura 18 - Embraiagem <i>Polyclutch Slipper</i>	21
Figura 19 - Embraiagem <i>Polyclutch Slipper</i> explodida.....	22
Figura 20 - Embraiagem <i>Polyclutch slipper</i> desenho esquemático.....	23
Figura 21 - Veio com embraiagens em série	24
Figura 22 - Pormenor do acoplamento	24
Figura 23 - Conjunto suporte de embraiagens.....	25
Figura 24 - Conjunto suporte de embraiagens com tampa	25
Figura 25 - Colocação dos atuadores no conjunto.....	26
Figura 26 - bloco de atuadores	26

Figura 27 - Estrutura da mesa de morfologia adaptável: 1 - Pés ; 2 - travamento longitudinal; 3 - tampo; 4 - parafusaria.	27
Figura 28 - Vista em corte da fixação do tampo.....	27
Figura 29 - Mesa de morfologia adaptável transmissão de movimento	28
Figura 30 - Visão geral da mesa de morfologia adaptável	29
Figura 31 - Corpo humano 1,76m de altura e 80kg de peso.....	30
Figura 32 - Propriedades do objeto representativo do corpo humano.....	31
Figura 33 - Estudo simplificado com uma só guia	32
Figura 34 - Estudo simplificado com duas guias.....	32
Figura 35 - Propriedades físicas do Pé e imagem ilustrativa.....	33
Figura 36 - Simplificações no atuador.....	34
Figura 37 - Posição do pé não paralelo à base e sentido da gravidade.....	34
Figura 38 - Elementos e tipo de contacto	35
Figura 39 - Propriedades do atuador	36
Figura 40 - Força aplicada em cada atuador.....	37
Figura 41 - <i>Frames</i> por segundo / Animação durante a simulação.....	37
Figura 42 - Parâmetros do integrador WSTIFF.....	38
Figura 43 - Interação entre atuadores e perna.....	39
Figura 44 - Força de contacto	39
Figura 45 - Faces de contacto atuador/perna	40
Figura 46 - Exemplos de força de reação atuador / perna	40
Figura 47 - Exemplo de força de reação atuador / perna.....	41
Figura 48 - Gráfico das forças de reação dos atuadores	42
Figura 49 - Corpo humano <i>scanner</i> 3D.....	43
Figura 50 - Propriedades do corpo humano	43
Figura 51 - Reações ao suporte do peso próprio	44
Figura 52 - Média das reações de suporte da perna esquerda	44
Figura 53 - Instante 0,057 máximo de atuadores em contacto	45
Figura 54 - Importação de dados <i>Motion</i>	46
Figura 55 - Ícone estudo estático.....	46
Figura 56 - Escolha da malha	47
Figura 57 - <i>Solid Mesh</i> : malha na perna e detalhes	47
Figura 58 - Análise de tensões de von Mises sentidas na perna.....	48

Figura 59 - Pormenor da geometria.....	49
Figura 60 - Atuador	49
Figura 61 - Definição de material na haste e guias do atuador.....	50
Figura 62 - Principais características das poliamidas.....	50
Figura 63 - Definição de material para a cabeça do atuador	51
Figura 64 - Aplicação de força no topo do atuador	51
Figura 65 - Aplicação de contactos entra atuador e guias	52
Figura 66 - Aplicação de fixações nas guias	52
Figura 67 - Tipos de constrangimentos: rotação e deslocamento.....	53
Figura 68 - Malha aplicada ao atuador e guias	53
Figura 69 - Tensões de von Mises sofridas pelo atuador em posição favorável	54
Figura 70 - Deformação sentida no atuador em posição favorável	54
Figura 71 - Distância da cabeça do atuador à guia	55
Figura 72 - Tensões sofridas pelo atuador em posição desfavorável	56
Figura 73 - Deformação sentida no atuador em posição favorável	56
Figura 74 - Ícone <i>Buckling</i>	57
Figura 75 - Encurvadura do atuador em posição desfavorável	57
Figura 76 - Factor de segurança de encurvadura.....	58
Figura 77 - Veio, atuadores, e tampa posterior do bloco de atuadores	59
Figura 78 - Definição de material no veio e atuadores.....	60
Figura 79 - Aplicação de esforços nos atuadores	60
Figura 80 - Definição de constrangimento na extremidade esquerda do veio.....	61
Figura 81 - Definição de constrangimento na extremidade direita do veio.....	61
Figura 82 - Definição de ligação entre componentes	62
Figura 83 – Aplicação da malha no sistema de atuadores/veio.....	63
Figura 84 – Tensões de von Mises sentidas no conjunto veio/atuadores	63
Figura 85 - Deformação no veio.....	64
Figura 86 – Veio, atuadores e base do bloco de atuadores.....	64
Figura 87 - Aplicação de constrangimento na base do bloco de atuadores.....	65
Figura 88 – Aplicação do constrangimento entre atuador e base do bloco de atuadores	65
Figura 89 – Faces onde foi aplicado o constrangimento entre atuador e base do bloco	66
Figura 90 – Tensões de von Mises sentidas no conjunto	66
Figura 91 - Deformação do veio com atuadores paralelos entre si	67

Figura 92 - Tampa do bloco de atuadores	67
Figura 93 - Definição de material no bloco de atuadores.....	68
Figura 94 - Restrição aplicada à tampa do bloco de atuadores	68
Figura 95 - Aplicação de esforços na tampa do bloco de atuadores.....	69
Figura 96 - Detalhe da malha aplicada da tampa do bloco de atuadores.....	69
Figura 97 - Tensões de von Mises sofridas na tampa do bloco de atuadores.....	70
Figura 98 - Mesa de suporte	71
Figura 99 - Localização dos constrangimentos aplicados no tampo da mesa	71
Figura 100 - Aplicação de esforços no tampo da mesa	72
Figura 101 - Tensões de von Mises distribuídas no tampo da mesa.	72
Figura 102 - Factor de segurança do tampo da mesa	73

Siglas e Abreviaturas

3D – Três dimensões

CAD – *Computer aided design* (desenho assistido por computador)

CAE – *Computer aided engineering* (engenharia auxiliada por computador)

CBCT - *Cone beam computed tomography* (Tomografia computadorizada de feixe cónico)

CNC – Comando numérico computadorizado

CTV – *Clinical target volume* (volume clínico)

DIN – *Deutsches Institut für Normung* (Instituto Alemão para Normatização)

FEA – *Finite element analysis* (análise de elementos finitos)

FOS – *Factors of safety* (fator de segurança)

PA – Poliamida

PPT – *Pressure pain threshold* (limiar de dor à pressão)

PTFE – Politetrafluoretileno

SI – *Système international d'unités* (Sistema Internacional de Unidades)

1. Introdução

Considera-se que um sistema de imobilização mais adequado para tratamentos de Radioterapia é aquele que permite garantir o posicionamento confortável e seguro do paciente, de modo a assegurar uma correta irradiação do volume alvo clínico (CTV). O reposicionamento diário do paciente deverá ser rápido e fácil de executar e, idealmente, o sistema de imobilização não deveria afetar as características do feixe de irradiação nomeadamente se for necessário o feixe atravessá-lo antes de chegar ao paciente. Contudo, é de esperar que nenhum sistema de imobilização seja perfeito. [1]

A premência da necessidade deste tipo de dispositivo pode ser ilustrada através de estudos que permitem estimar que no decurso da doença oncológica 50% a 60% dos doentes irão necessitar de tratamentos de Radioterapia. Nestes tratamentos, a mesa de radioterapia deve assegurar a rigidez necessária ao aperfeiçoamento da precisão do posicionamento do doente, a não ocorrência de sobredosagem dos tecidos normais e subdosagem no volume alvo de terapia com radiação, permitindo um nível adequado de conforto de modo a garantir a colaboração do paciente. [1]

A existência de uma mesa de Radioterapia adaptável que integrasse um sistema de posicionamento e imobilização capaz de satisfazer as necessidades/condicionantes de cada paciente, seria um avanço de extrema importância. Nesse sentido, foi proposta uma solução conceptual baseada num sistema mecânico de multi-actuadores que definiria uma superfície de apoio tridimensional, combinando requisitos de posicionamento, imobilização e conforto aceitável. [1,2]

O presente trabalho pretende satisfazer uma necessidade de mercado, uma mesa de radioterapia de morfologia adaptável, que permita uma conformação perfeita ao corpo do paciente, garantindo um tratamento mais confortável.

Este documento encontra-se organizado da seguinte forma: capítulo 1, é contextualizada a necessidade da existência de uma cama de Radioterapia com morfologia adaptável; capítulo 2, são realizadas abordagens às envolventes do projeto, sobre a prática de Radioterapia e sensibilidade à dor; capítulo 3, desenvolve-se a modelação em software específico da mesa de Radioterapia de morfologia adaptável e seus componentes; capítulo 4, analisam-se com recurso a software CAE os elementos

críticos do conjunto; capítulo 5, conclui-se que existe neste momento uma franca hipótese do rumo da mesa de Radioterapia ser alterado com o desenvolvimento deste trabalho; capítulo 6, sugerem-se outros estudos dentro da mesa de Radioterapia de morfologia adaptável de elementos que ficaram por explorar.

2. Pesquisa Bibliográfica

2.1 Princípios básicos de Radioterapia

A Radioterapia consiste na utilização de radiações ionizantes no tratamento de doentes com neoplasias malignas e, com menor frequência, doenças benignas. O seu objetivo primário é a administração precisa de uma determinada dose de radiação a um volume tumoral com um mínimo de dano para os tecidos sãos circundantes, resultando na erradicação do tumor, aumento da qualidade de vida e prolongamento da sobrevivência com uma relação de custo-benefício razoável em termos de efeitos secundários e morbilidade associada. Além deste intuito curativo, a Radioterapia desempenha também um importante papel na palição e prevenção de sintomas na doença maligna incurável.[3]

As radiações ionizantes caracterizam-se pelo seu baixo comprimento de onda e elevada frequência, que lhes conferem a capacidade de provocar danos ao material biológico.[3]

2.2 Posições típicas de tratamento em Radioterapia

A indústria de dispositivos de imobilização utilizado em Radioterapia tem lançado no mercado diferentes soluções que tentam corresponder ao propósito de se obter maior precisão na localização do volume alvo de terapia com radiação. A sua construção tem sido direcionada de forma a tentar satisfazer as necessidades de acordo com a patologia, tendo sempre alguma flexibilidade para se adaptar a diferentes anatomias intrínsecas de cada doente ou a limitações anatómicas provocadas pela doença. Em qualquer dos casos, a arquitetura destes dispositivos deve assegurar a rigidez necessária para uma maior imobilização e um nível adequado de conforto de modo a garantir a colaboração do doente. Contudo na prática clínica há, frequentemente, por parte dos doentes, manifestações de desconforto devido à dureza do material utilizado nos sistemas de posicionamento e de imobilização. [1]

A existência de uma mesa de radioterapia que permita adaptar-se ao corpo de qualquer paciente, tendo em conta as limitações anatómicas intrínsecas assim como as provocadas pela doença; não deformável após a moldagem e adequável à universalidade das patologias tratadas em Radioterapia, poderá revolucionar completamente esta área, beneficiando em primeira análise os pacientes mas também os hospitais e clínicas, na medida em que nestes últimos iria contribuir para a redução de custos de armazenamento e logística atualmente existentes. [2]

Existem três tratamentos que dificultam o processo de fixação do paciente a uma mesa, sobretudo pelo desconforto causado durante o tratamento:

1 - Imobilização da região anatómica de cabeça e pescoço

A imobilização individual de cabeça e pescoço foi comparada com a imobilização em apoio de cabeça e pescoço usualmente utilizado. Vinte e dois doentes foram selecionados para o estudo, independentemente do estágio e localização da lesão, tendo sido imobilizados com a utilização de máscaras termoplásticas de cinco pontos de fixação. Dez doentes foram tratados com o apoio de cabeça e pescoço usualmente utilizado e doze com o suporte de cabeça e pescoço personalizado feito com espuma de impressão, de modo a garantir a moldagem da cabeça e dos ombros, conforme demonstrado na figura 1 e 2.

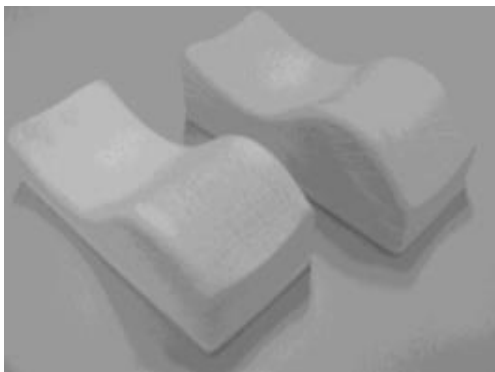


Figura 1 - apoio de cabeça e pescoço standard

Retirado de [1]

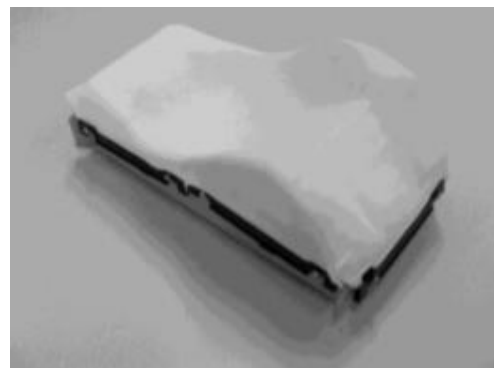


Figura 2 - apoio de cabeça e pescoço personalizado

Retirado de [1]

Em ambos os grupos foram adquiridas imagens de verificação durante a primeira semana, antes e depois de cada fração e, depois uma vez por semana, antes de cada fração.

Para cada doente, foram definidas cinco zonas de verificação para determinação das diferenças entre a imagem de referência e a de tratamento. As zonas de interesse

definidas foram: cabeça e pescoço, crânio, mandíbula, vértebras C1-C3 e vértebras C4-C6.

Os resultados mostram que o erro sistemático e o erro aleatório diminuíram significativamente quando se utiliza o apoio de cabeça e pescoço personalizado comparando com o apoio de cabeça e pescoço usualmente utilizado. As deformações entre as diferentes regiões eram menores no apoio de cabeça personalizado e maiores reduções foram observadas na região do pescoço. A imobilização usando um suporte de cabeça e pescoço personalizado, reduz o erro sistemático e aleatório dos deslocamentos e deformações. A reprodutibilidade e estabilidade dos doentes foram melhoradas. [1]

2 - Imobilização da região anatômica da mama

Como objeto de estudo foi analisada a comparação da dose nos órgãos de risco na mesma doente, nas duas posições. O tratamento decorreu em decúbito ventral conforme figura 3, com verificação da reprodutibilidade através de Tomografia computadorizada de feixe cónico (CBCT) diária. Este estudo demonstrou que o decúbito ventral tem resultados comparáveis ao decúbito dorsal, com a vantagem de reduzir as doses no pulmão homolateral e no coração. Verifica-se no entanto, que esta é uma técnica em que o reposicionamento do doente é mais demorado devido ao maior desconforto sentido pelo doente originado pela tensão da mama e pela compressão da mama contra lateral; denota-se também uma maior dificuldade por parte do doente em se movimentar; os profissionais têm maior dificuldade no alinhamento do doente sendo também mais problemático o controlo correto do posicionamento dos braços. [1]

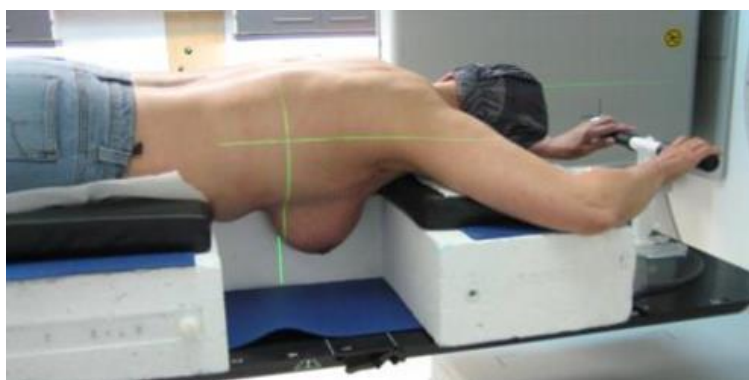


Figura 3 - Plataforma de tratamento em decúbito ventral com dispositivo de posicionamento de braços.

Retirado de [1]

Outro estudo comparara a posição em decúbito ventral com a posição em decúbito dorsal em doente submetidos a irradiação mamária após excisão local de cancro da mama em estágio inicial, em termos de viabilidade, erros no *set-up* e componente respiratória.

No final do estudo, os autores concluíram que o posicionamento de decúbito ventral é viável, embora os erros associados fossem maiores quando comparados com o decúbito dorsal.

Um aspeto interessante deste estudo está relacionado com o conforto relatado pelos doentes nas duas posições, a posição de decúbito dorsal durante o tratamento é a que satisfaz mais o doente em questão de conforto embora a diferença seja mínima comparada com a posição de pronação. [1]

3 - Imobilização da região pélvica

Durante os primeiros 5 dias de tratamento em cada uma das posições, foram realizadas duas imagens portais (anterior/posterior e lateral) pré e pós tratamento para analisar os desvios da próstata dentro da mesma fração. No final do tratamento, cada doente respondeu a um teste binomial de avaliação sobre a satisfação em função da posição de tratamento e os autores concluíram que, tanto em decúbito dorsal como em decúbito ventral, os movimentos anterior/posterior e inferior/superior da próstata dentro da mesma fração são idênticos (2mm) independentemente da posição de tratamento. O teste de satisfação mostrou que os doentes realizam o tratamento com maior grau de satisfação em decúbito dorsal. [1]

Ao monitorizar o movimento da próstata em tempo real é possível estudar os efeitos da posição sobre a mobilidade da mesma. Ao estudar-se a percentagem de tempo do movimento da próstata entre 3 e 5mm, este foi multiplicado por um fator de três em decúbito ventral em comparação com o decúbito dorsal.

Com os estudos anteriormente apresentados, conclui-se que a cama ideal, deve permitir que o paciente seja confortavelmente imobilizado em decúbito dorsal.

2.3 Soluções atuais de imobilização em tratamentos de Radioterapia

No mercado atual existem vários fabricantes de equipamentos de radioterapia (Aceleradores Lineares), tais como a Accuray, Neusoft, Mevion, Varian, Siemens, entre outros, no entanto não são apresentadas alternativas à marqueta onde o paciente é sujeito a tratamento.

Os sistemas de imobilização devem obedecer a alguns critérios [1]:

- O doente deve estar posicionado confortavelmente;
- O doente deve sentir-se em segurança e deve ser minimizado o risco de queda;
- A imobilização e os sistemas a utilizar devem ser adequados à localização da área a tratar;
- O posicionamento deve ser rápido quando possível e fácil de reproduzir;
- Os sistemas de imobilização não devem interferir com o feixe de irradiação.

Da pesquisa realizada, foi possível analisar que este é um assunto muito pouco explorado, visto não se terem encontrado documentos (patentes) de camas/macas adaptáveis aplicadas ao contexto da radioterapia.

Os sistemas consistem em processos algo complexos e volumosos atuadores pneumáticos [4] e hidráulicos [5], colchões de ar comandados eletronicamente [6], sistemas de molas [7], sistemas eletrónicos com recurso a câmeras (sensores de imagem) [8], foi encontrado inclusive um sistema de flutuadores [9] muito pouco prático para aplicação em causa. Uma vez que, todos os sistemas referidos estão adequados ao recobro de pacientes que sofrem de desconforto pelo tempo passado em camas hospitalares, podendo sofrer lacerações pelo contacto permanente com superfícies desajustadas ao peso e posição mantida durante longos períodos de tempo.

Todos eles, foram descartados imediatamente devido à sua essência, à exceção da patente que se regia por molas, no entanto também não cumpre a função pretendida, visto que o que se pretende são sistemas que não permitam oscilações durante o tratamento.

Atualmente o processo de imobilização é realizado através de acessórios externos à mesa. No mercado existem duas possibilidades:

A primeira é recorrer a moldes permanentes ou semipermanentes exemplos disso são máscaras termoplásticas [10] e moldes em poliestireno - colchões de vácuo, onde os últimos gerarão problemas de armazenamento e posterior reciclagem, uma vez que são dispositivos personalizados de acordo com a anatomia de cada paciente.

As máscaras utilizadas em Radioterapia são, na sua maioria, confeccionadas a partir de uma folha termoplástica. Esta folha é colocada em água quente, numa tina específica para o efeito, que passado alguns minutos torna-a maleável. É removida da água quente e moldada à face e pescoço do doente. Aquando da moldagem, a máscara é presa ao sistema de fixação de máscaras indexado previamente à mesa de tratamento. A sua confeção deve assegurar a rigidez adequada para uma máxima imobilização, conferindo um nível adequado de conforto ao doente, sendo individual e personalizada.

As máscaras por princípio são utilizadas do início ao fim do tratamento. No entanto, devido a fatores como o emagrecimento dos doentes ou uma diminuição significativa da lesão, esta pode ficar desajustada. Quando isto acontece, confecciona-se uma nova máscara e realiza-se um novo planeamento para garantir a correta irradiação do volume alvo de tratamento. [1]

O colchão de vácuo é um sistema de imobilização e de posicionamento personalizado, alternativo aos sistemas de posicionamento comuns na maioria dos departamentos de Radioterapia, que facilmente se adapta à forma anatómica do doente. São fabricados na sua maioria em nylon, que é um material mais resistente aos danos que levam à perda de vácuo. No seu interior existem pequenas esferas de poliestireno que em vácuo vão conferir a rigidez e forma desejada. O uso de colchão de vácuo pressupõe uma contínua monitorização das condições do colchão, desde o dia de planeamento até ao último dia de tratamento. [1]

Dentro desta categoria ainda existe outra limitação, os pacientes tendem a ter variações de peso/volume durante o tratamento, o que faz com que a sua fisionomia também varie, deixando os moldes de serem apropriados.

A segunda é trabalhar com vários componentes (espumas, almofadas [11], mantas elásticas) de modo a fixar o paciente de maneira confortável na posição que se deseja.

Nesta alternativa pode-se perder algum tempo na disposição das peças visto estas serem limitadas em número e formato, este facto induz a maior consumo de tempo útil de acelerador.

2.4 Sensibilidade à dor por pressão

Segundo [12], o limiar de dor à pressão, ou em inglês PPT (pressure pain threshold) é a força mínima aplicada que induz dor. O presente relatório tem como objetivo perceber a distribuição de forças de um corpo e saber o número mínimo de pontos para permitir o seu conforto. Como se sabe, este objetivo foi definido como um dos pontos intermediários no estudo de uma cama de imobilização de pacientes de radioterapia. Estes pacientes, devido à radiação recebida, apresentam alguns sintomas secundários típicos, a nível físico e psicológico que levam a um estado de maior sensibilidade que deve ser tido em conta no estudo da pressão a aplicar durante o tratamento [13]. Por esse motivo utilizou-se como referência, valores de PPT definidos em indivíduos com fibromialgia, pela sensibilidade à dor que estes pacientes apresentam.

A fibromialgia é uma doença crónica de origem desconhecida, diagnosticada pela presença de dor acompanhada de sensibilidade em pontos moles específicos, definidos pela faculdade de reumatologia [12].

Pela figura 4, e segundo o estudo realizado em [13] pode-se verificar o limiar de dor à pressão em pacientes do sexo feminino saudáveis (HF) e em pacientes com fibromialgia (FM) em kPa. Estes valores estão separados por zona do corpo e ainda pela parte dominante e não dominante do paciente.

Pela tabela, verificou-se que os valores mínimos de pressão, correspondentes aos pacientes com fibromialgia nas zonas do trapézio, occipital, cervical anterior e na segunda costela, são em média na ordem dos 90kPa, podendo ter um desvio máximo de 40kPa, resultando num valor final de 50kPa.

Pressure pain thresholds in healthy females (HF) and in patients with FM (kPa)

	HF <i>n</i> = 50	FM <i>n</i> = 20	<i>P</i>
Trapezius			
Dom	210 (70)	90 (40)	0.000
Nondom	220 (70)	90 (30)	0.000
Occiput			
Dom	190 (50)	90 (40)	0.000
Nondom	190 (50)	90 (40)	0.000
Ant cervical			
Dom	200 (60)	90 (30)	0.000
Nondom	200 (60)	90 (40)	0.000
Supraspinatus			
Dom	320 (80)	120 (50)	0.000
Nondom	300 (60)	120 (60)	0.000
Second rib			
Dom	200 (80)	90 (30)	0.000
Nondom	220 (60)	90 (30)	0.000
Lateral epicondyle			
Dom	250 (80)	120 (50)	0.000
Nondom	260 (80)	110 (50)	0.000
Gluteal			
Dom	380 (120)	130 (40)	0.000
Nondom	390 (120)	140 (40)	0.000
Greater trochanter			
Dom	380 (100)	150 (50)	0.000
Nondom	400 (110)	190 (50)	0.000
Knee			
Dom	350 (110)	110 (40)	0.000
Nondom	370 (110)	110 (40)	0.000

Values are means (SD).

Figura 4 - PPT em pacientes saudáveis e com fibromialgia

Retirada de [12]

3. Projeto conceptual de mesa de Radioterapia com morfologia adaptável

A mesa de Radioterapia com morfologia adaptável a desenvolver neste trabalho é baseada na proposta apresentada por Caetano [1]. A referida proposta é suportada na necessidade da existência de uma mesa de Radioterapia que posicione e imobilize pacientes respeitando as suas necessidades e condicionantes individualizadamente. Nesse sentido, propôs-se uma solução baseada num sistema mecânico de multi-actuadores para definir a superfície de apoio tridimensional, onde permanecerá o paciente durante o tratamento, combinando requisitos de posicionamento, imobilização e conforto aceitável.

O modelo proposto é inspirado numa cama de pregos, muito utilizada para fins de entretenimento no princípio do sec XIX, iludindo o público que nessa altura assistia às demonstrações e não tinha a noção de que se os pregos fossem numerosos o suficiente, o peso distribuído entre eles faria com que a pressão exercida por cada prego não fosse o suficiente para perfurar a pele do artista.

O conceito de pressão é definido por $P = F/A$, onde P é a pressão, F a força e A a área de aplicação da força, que no sistema internacional de unidades (SI) vêm expressos em Pa, N e m² respectivamente. Assim o modelo da cama de pregos parte do princípio de que aumentando a área de aplicação da força a pressão aplicada será menor.

No âmbito deste trabalho, os pregos foram substituídos por actuadores e em vez de serem fixos a uma mesa possuem liberdade de movimentos no sentido vertical. A utilização de actuadores móveis é considerada para que seja possível adaptar a mesma cama a pacientes com diferentes características físicas.

3.1 Casos de estudo iniciais

Até ser determinada a solução adoptada no decorrer do projeto, foram descartadas algumas opções sobretudo devido à natureza do equipamento de Radioterapia que terão de funcionar de forma integrada com a mesa a projectar, no entanto outros factores foram também importantes para a decisão do caminho a escolher.

As opções pneumáticas e hidráulicas, foram as primeiras a ter sido tomadas em linha de conta, foi inclusivamente desenvolvido um primeiro modelo, em software de modelação (SolidWorks e SolidEdge).

Esta opção consistia em múltiplos atuadores, como os da figura 5, ligados a uma central de actuação por intermédio de tubagem ou canais maquinados numa mesa de material polimerico, os quais seriam comandados através de uma consola externa à mesa.



Figura 5 - Atuador pneumático/hidráulico

Uma vez que em cada mesa foram estimados mil e quinhentos a dois mil atuadores, os componente foram pensados para produção em moldes de injeção.

Como está representado na figura 6, a cabeça teria uma micro-regulação para melhor se acomodar às curvas do corpo, assim que entrasse em contacto com este, os elementos de ligação entre a cabeça e a haste do atuador, seriam constituídos pelo encaixe de duas peças iguais.

Após aprofundamento de conhecimentos, foi considerado um pormenor até então desprezado: a radiação. A radioterapia tem por princípio a emissão de radiação, que pode

excitar as moléculas do fluido dos atuadores aumentando o seu volume, que por sua vez, iria elevar o pistão/haste no periodo de trabalho menos conviniente.

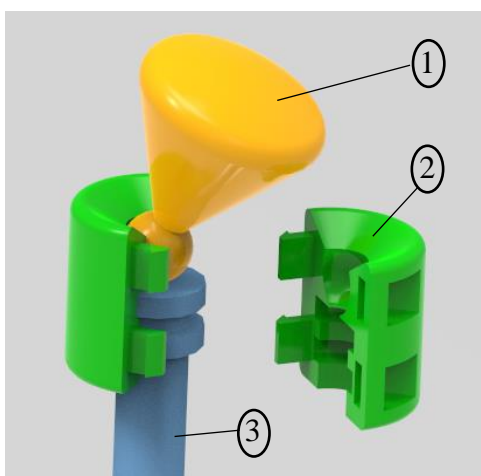


Figura 6 - Componentes da haste:
1 - cabeça; 2 - conector; 3 - haste

Devido à radiação emitida pela máquina de radioterapia, os solenóides (actuadores eléctricos) numa primeira fase ponderados, também foram descartados.

Com este constrangimento foi tida em linha de conta, uma abordagem de três fases, tal como ilustrado na figura 7:

1ª fase – A morfologia anatómica do paciente é varrida por um scanner 3D na posição em que o mesmo faria o exame;

2ª fase – Após tratamento da nuvem de pontos resultante da fase anterior, um braço robotizado ou um sistema de eixos de comando numérico computacional (CNC) trabalhariam em todos os atuadores, para que as hastes dos mesmos perfizessem o negativo do volume do paciente.

3ª fase – O paciente deita-se sobre os atuadores encaixando perfeitamente no negativo gerado pela sua forma.

Nas consultas de tratamentos de Radioterapia subsequentes pode ou não realizar-se nova análise tridimensional dependendo das variações anatomicas do paciente, uma vez que, de um dia para o outro o paciente não muda drásticamente a sua fisionomia mas ao longo do tempo existem diferenças substanciais.

Um profissional que opere este sistema poderá optar por iniciar o tratamento desde o processo da análise tridimensional ou apenas do posicionamento dos atuadores, conforme instruções do procedimento. Sempre que se consegue realizar o tratamento de fisioterapia eliminando a primeira etapa, ganha-se tempo de Acelerador Linear.

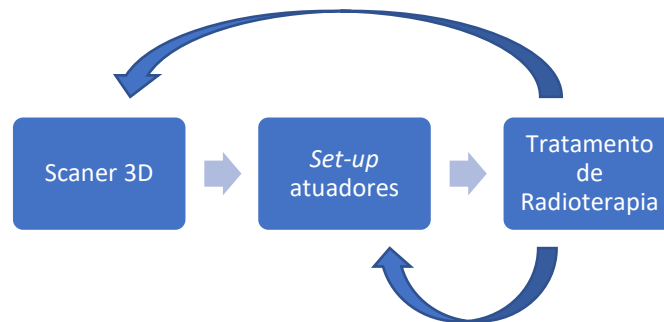


Figura 7 - Esquema ilustrativo da hipótese de uma mesa com suporte robotizado

Neste caso os atuadores seriam, ou varões roscados e nesse caso o robô teria de rodar cada actuador até o deixar na posição correcta, ou seriam varões com sistema de serrilhado, conforme ilustrado na figura 8, onde o robô apenas exerce pressão no sentido ascendente, pois uma mola e a sua geometria serrilhada impediriam o seu movimento descendente.

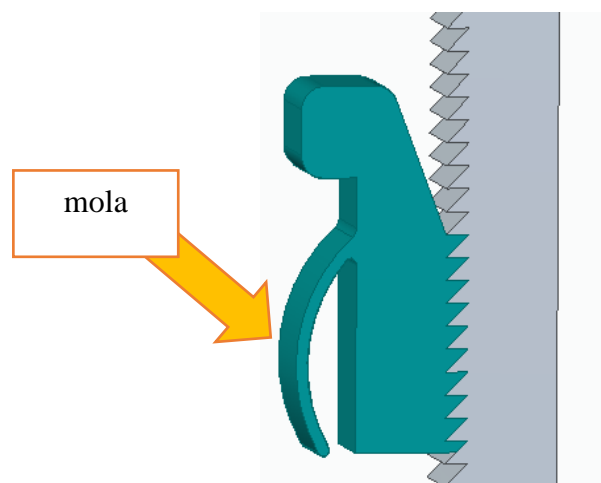


Figura 8 - Sistema de serrilha com mola

O plano onde estes atuadores estariam acomodados teria de ter dupla função, pois neste caso simplista, a mesa suporta e faz de guia para os atuadores.

A figura 9, exhibe um excerto do produto idealizado, com apenas três atuadores e um plano a suporta-los.

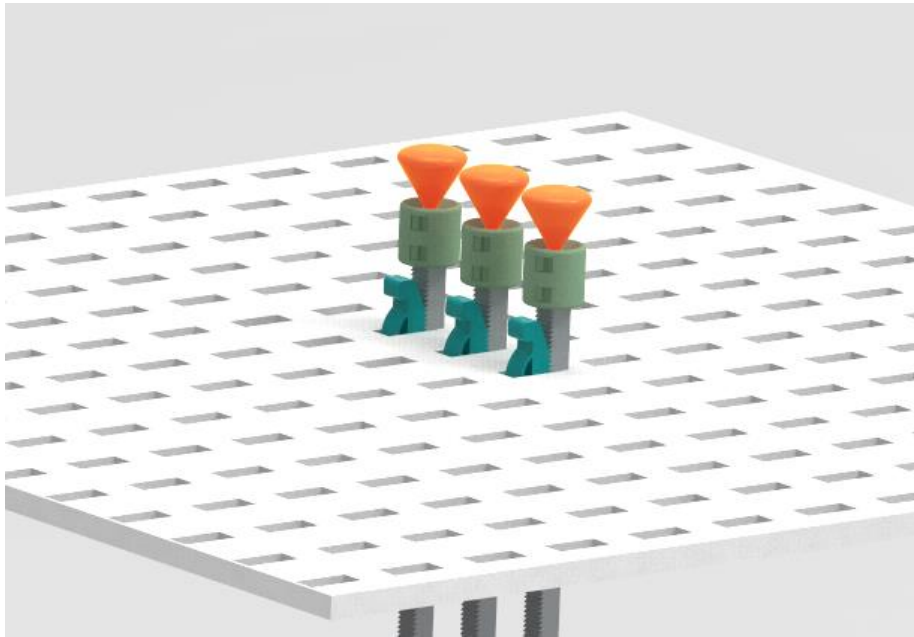


Figura 9 - Atuadores num plano

Esta abordagem teria vantagem sobre o varão roscado, pois o tempo de preparação da mesma seria mais rápida, uma vez que, o sistema de eixos CNC que colocaria todos os atuadores em posição apenas teria de os empurrar e não roscar, um a um cada atuador.

Para que este sistema funcionasse, no final de cada sessão de tratamento teria de existir um dispositivo que fizesse uma força contrária à da mola, afastando assim em simultâneo todos os atuadores das peças que contêm a mola e o formato de serrilha, para uma vez descontinuado o contacto entre serrilhas os atuadores voltariam à posição inicial por gravidade.

A figura 10, pretende ilustrar um objeto genérico que encaixa perfeitamente no negativo produzido pela diferença de alturas dos atuadores, cumprindo assim o objectivo de projecto de morfologia adaptável.

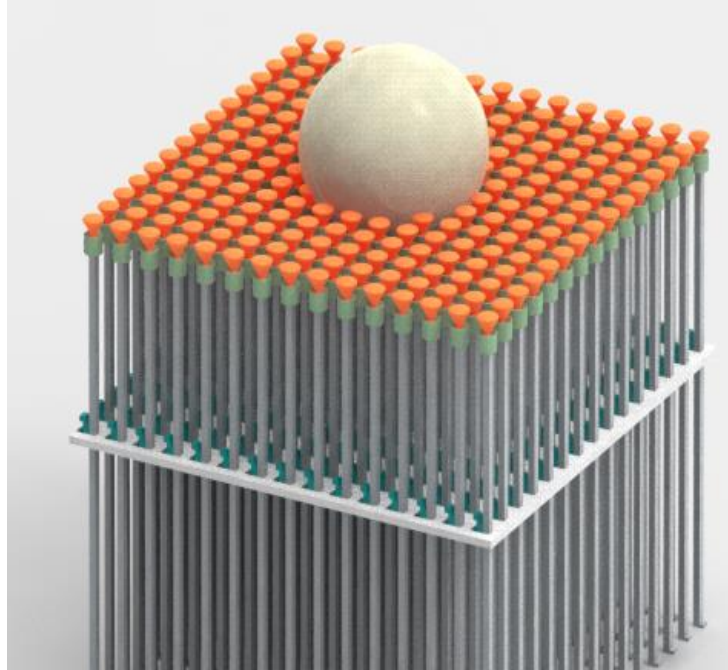


Figura 10 - Mesa de atuadores com forma genérica

Após alguma reflexão foram ponderadas algumas questões à interpretação inicial do problema: O posicionamento dos atuadores será rápido o suficiente? É fácil colocar um indivíduo pesado num negativo? A elevada área útil do conjunto que integra juntamente um Acelerador Linear, uma mesa adaptável e um sistema de três eixos robotizado em série seria viável no espaço das salas dos hospitais actuais?

Nesta fase perante as vantagens e desvantagens observadas para as soluções iniciais, pareceu claro que o rumo a escolher, teria de ser de uma mesa com dimensões semelhantes às actuais que tivesse uma superfície plana onde o paciente é colocado - com ou sem ajuda – e que esta se adaptasse perfeitamente à condição física do mesmo.

3.2 Caso de estudo adotado

Considerando as desvantagens das soluções iniciais apresentadas foi considerada uma solução fundamentada num sistema de embraiagens. Nesta solução, o funcionamento tem por princípio a seguinte base: todos os atuadores são forçados a subir através do mesmo motor no entanto todos têm uma embraiagem calibrada, ao serem forçados a subir, os que encontram um obstáculo (o paciente) farão a embraiagem “patinar” enquanto o motor trabalha e os restantes subirão livremente. Assim que o motor for desligado, o resultado é a conformação perfeita entre o conjunto de atuadores e o paciente.

3.2.1 Embraiagem

Uma embraiagem é um dispositivo mecânico que engata e desengata uma transmissão de energia entre dois eixos.

Um eixo é normalmente conectado a um motor ou outra unidade de energia enquanto o outro eixo (o membro acionado) fornece energia de saída para o trabalho.

Podemos ter um movimento perfeitamente síncrono entre veios de entrada e saída, até ser imposta determinada força ao veio de saída. A partir desse momento pode existir um desfazamento de velocidades/movimentos entre eles.

Tipicamente as embraiagens são utilizadas para absorver grandes esforços, pelo que, após pesquisa de mercado, não foi encontrada nenhuma solução standard pequena o suficiente para satisfazer a necessidade imposta pelo espaçamento entre atuadores. Assim, desenvolveu-se uma embraiagem para colmatar este problema. O desenvolvimento desta embraiagem significa também, que todos os elementos podem ser fabricados em qualquer tipo de material, desde que, cumpra os requisitos.

Com apenas 40mm de comprimento longitudinal e 22mm de diâmetro este modelo satisfazia a necessidade, pois era compacto, resistente e com força de atrito afinável.

O modelo baseia-se num conjunto de peças, conforme demonstrado na figura 11, em que tem a capacidade de girar em torno de um eixo quando é aplicada uma força motriz na engrenagem de entrada (8 - roda dentada do motor).

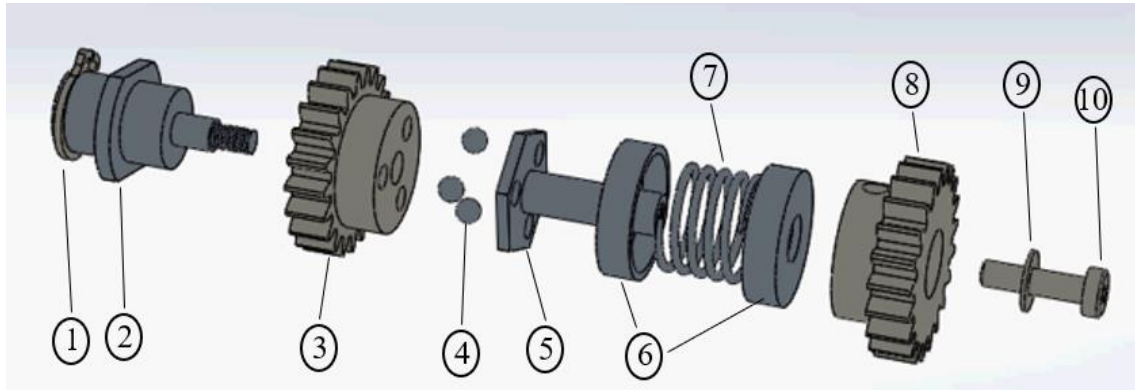


Figura 11 - Embraiagem simples visão explodida: 1- Freio; 2-moente; 3-roda dentada do atuador; 4-esferas; 5-gaiola de esferas; 6-suporte da mola;7-mola; 8-roda dentada do motor; 9-anilha; 10-parafuso

O acoplamento entre a engrenagem de saída (3 - roda dentada do atuador) e os restantes membros do conjunto é realizada apenas por três esferas, as quais são mantidas na sua posição radial por um elemento maquinado (5 - gaiola de esferas) e longitudinalmente pelo suporte das molas e a roda dentada do atuador.

A figura 12, permite a visualização da mecânica da embraiagem, que funciona do seguinte modo: quando a força exercida na engrenagem de saída é superior à resistência provocada pelo atrito gerado pela pressão das esferas causadas pela mola, as esferas vencem as concavidades da roda dentada do atuador, pormenor ilustrado na figura 13, deslocando o suporte da mola, no sentido da compressão da mola. As esferas rolam até à proxima cavidade, repetindo ou não o ciclo, conforme os esforços de saída.

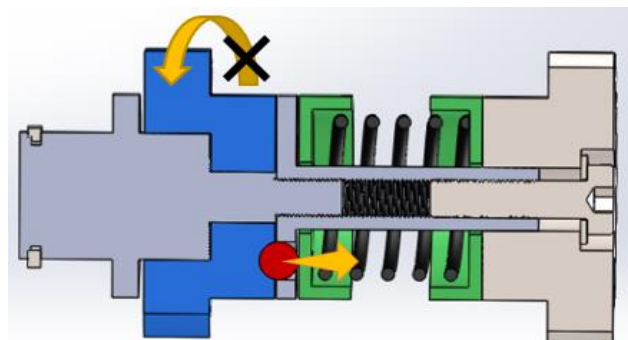


Figura 12 - Embraiagem simples em corte

Sempre que existam movimentos longitudinais das esferas (compressão da mola), a roda dentada não gira, no entanto, o resto do corpo roda porque é solidário com a engrenagem de entrada.

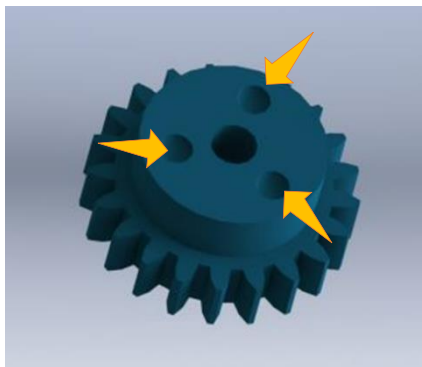


Figura 13 – Concavidades da roda dentada do atuador

Sempre que os esforços de saída sejam superiores aos esforços de entrada os sucessivos acoplamentos das esferas provocarão pequenas oscilações, sempre a tentar forçar o movimento sincronizado entre engrenagens.

A figura 14 ilustra o movimento realizado após compressão da mola. Na primeira fase ambas as rodas dentadas giram em sincronia; na segunda fase a roda dentada não motora está bloqueada com uma força que é suficiente para que as esferas saiam das suas concavidades comprimindo a mola, havendo neste momento movimento relativo entre rodas dentadas; na terceira fase as esferas reencontraram as concavidades e existe nova concordância entre movimentos de rodas dentadas, caso a roda dentada não motora se mantenha bloqueada a segunda e a terceira fase repetir-se-ão indefinidamente.

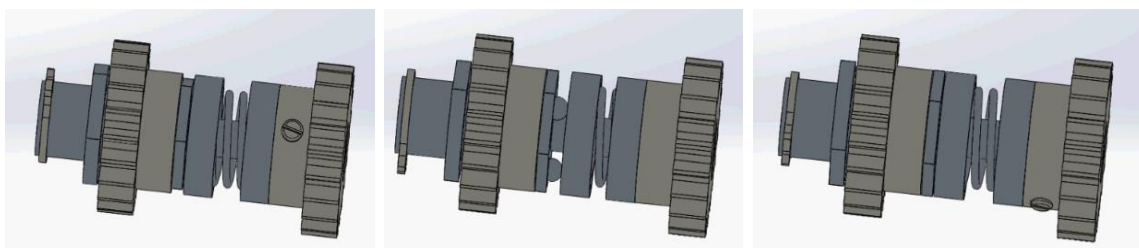


Figura 14 - Embraiagem simples, todos os componentes giram excepto roda dentada do atuador

De modo a conseguir confinar vários atuadores foi desenvolvido um sistema de embraiagem duplo, que se pode visualizar na figura 15, com o mesmo princípio básico de funcionamento mas com uma entrada e duas saídas.

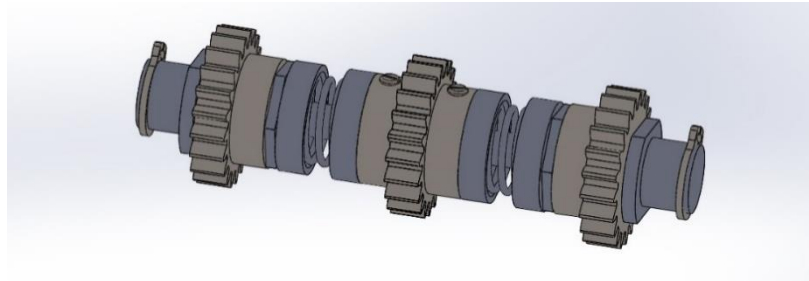


Figura 15 - Embraiagem dupla

Para compensar o facto dos sistemas de embraiagem ainda serem grandes o suficiente para aumentar o espaço entre atuadores pretendido, foram utilizados dois pisos de embraiagens, como pode ser visualizado na figura 16.

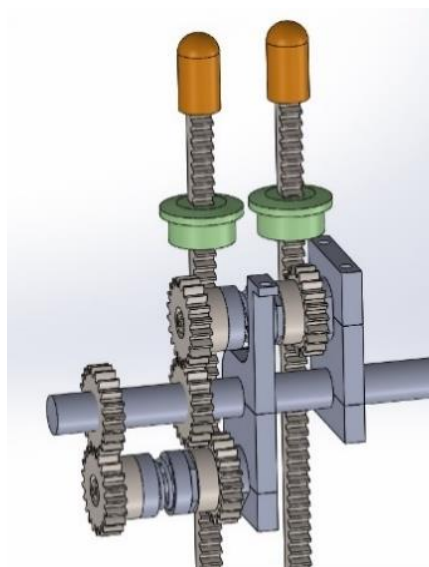


Figura 16 - Sistema de embraiagens com atuadores

Uma vez criado o esboço do que iria ser a cama de morfologia adaptável, começam a emergir novas dúvidas relativamente à facilidade de montagem, atendendo ao facto de serem perto de dois mil atuadores. Na figura 17, são exemplificados apenas

vinte e quatro unidades e já parece muito complexa a tarefa de montagem dos componentes dada a elevada densidade de componentes no mesmo espaço.

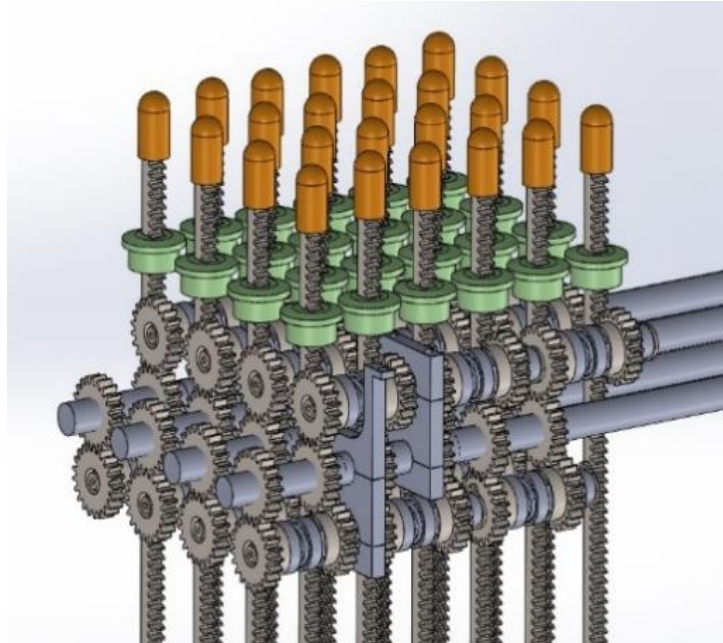


Figura 17 - Grupo de atuadores e embraiagens

Nesta fase do projecto existe uma re-pesquisa sobre embraiagens, procurando a diminuição do espaço ocupado pelas mesmas tendo sido considerado um fornecedor com uma embraiagem standard aplicável no projecto, como se demonstra na figura 18, designada por embraiagem *Polyclutch Slipper*. [14]



Figura 18 - Embraiagem *Polyclutch Slipper*

Retirado de [14]

Vista explodida na figura 19 permite uma melhor interpretação e identificação dos vários componentes: chassis e pinos; cubo; discos externos, pastilhas de fricção e discos internos; guia das molas; molas; anilha de retenção; e porca de ajuste.



Figura 19 - Embraiagem *Polyclutch Slipper* explodida

Retirado de [14]

A embraiagem em questão apresenta os seguintes pontos positivos, em relação à embraiagem anteriormente considerada:

- É standard;
- Está testada e contém descrição dos ciclos de vida (anexo 1);
- Possui as dimensões ideais;
- Quando a embraiagem “patina” os movimentos são suaves e não aos sulcos, permitindo maior conforto do paciente.

No entanto, tem como ponto negativo a grande opacidade à radiação emitida pelo acelerador linear, devido aos elementos e tipos de materiais que constituem o conjunto da embraiagem.

O princípio de funcionamento é idêntico à da embraiagem desenvolvida anteriormente, no entanto este sistema conta com discos de material polimérico intercalados com anilhas de latão em vez dos sulcos e esferas, conforme ilustrado na figura 20.

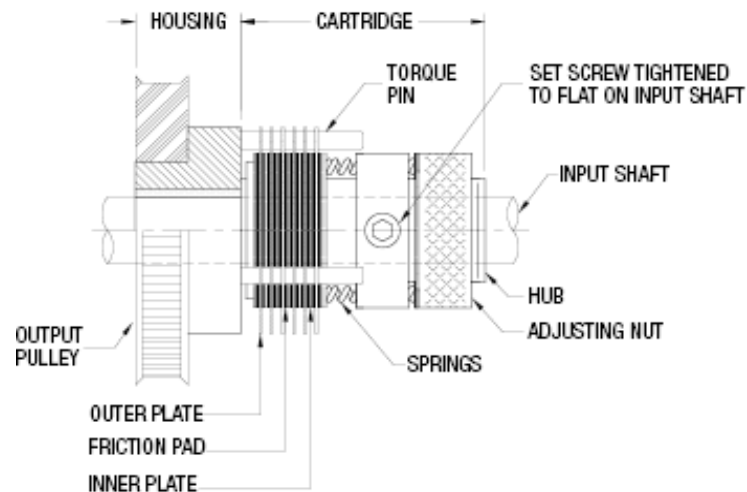


Figura 20 - Embraiagem *Polyclutch slipper* desenho esquemático

Retirado de [14]

3.2.2 Blocos de atuadores

Uma vez obtida uma embraiagem fiável e compacta, o processo de montagem e integração de todos os elementos tornou-se claro e aparentemente de execução simples.

Sabendo que um modelo deste tipo - dependendo da largura e comprimento de mesa desejado - suporta sempre várias centenas de unidades de embraiagens, pareceu lógico sectionar os componentes em vários conjuntos para agilizar a instalação e manutenção dos equipamentos.

O bloco de atuadores tem como função suportar e transmitir o movimento vindo do motor exterior comum a todas as embraiagens.

Cada bloco de atuadores tem capacidade para integrar - no caso modelo de estudo - sete veios em paralelo, por sua vez, cada veio contém catorze embraiagens em série. O veio com as embraiagens pode visualizar-se na figura 21.

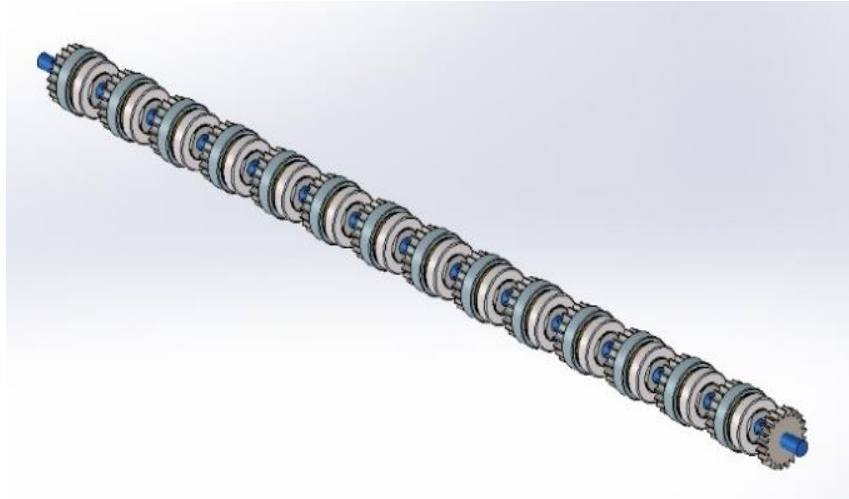


Figura 21 - Veio com embraiagens em série

Para que todos os componentes sejam fixos no sítio exato, recorre-se a um gabarito para efetuar a montagem das embraiagens em série.

Cada embraiagem é fixa no veio através de um perno roscado sextavado interior DIN 916, conforme ilustra a figura 22.

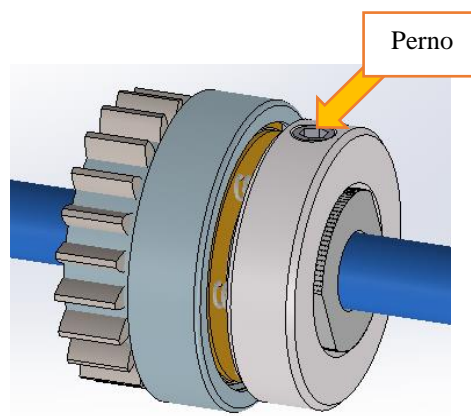


Figura 22 - Pormenor do acoplamento

Aquando da conclusão da montagem dos sete veios, estes serão instalados num bloco que será o seu suporte e garante o seu correto posicionamento, garantido as distâncias entre os vários conjuntos de embraiagens, como se pode ver na figura 23.

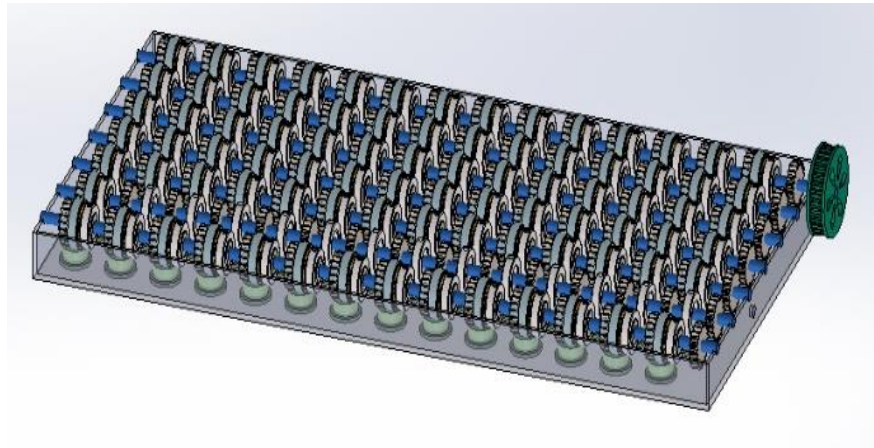


Figura 23 - Conjunto suporte de embraiagens

Após esta operação aperta-se uma tampa com as respetivas guias, ficando o bloco de atuadores fechado, o aspeto final deste conjunto de elementos pode visualizar-se na figura 24.

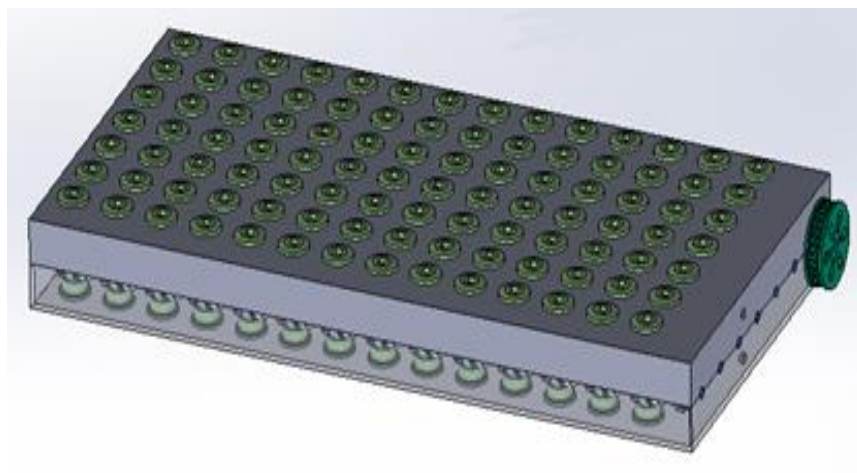


Figura 24 - Conjunto suporte de embraiagens com tampa

Após os conjuntos devidamente assembled, podem colocar-se os atuadores de cima para baixo, vencendo a força da embraiagem, deixando um conjunto de atuadores completo, como se pode verificar nas imagens 25 e 26.

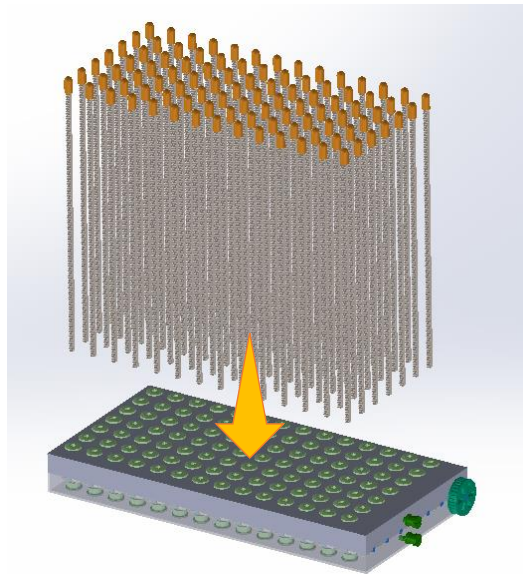


Figura 25 - Colocação dos atuadores no conjunto

Deve repetir-se o mesmo processo para todos os blocos de atuadores de uma mesa de morfologia adaptável.

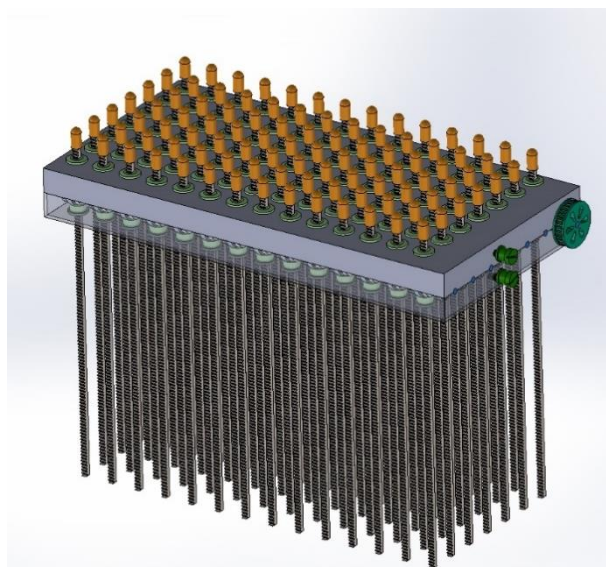


Figura 26 - bloco de atuadores

3.2.3 Estrutura de Suporte dos blocos de atuadores

A estrutura da mesa de morfologia adaptável é constituída por quatro elementos principais como demonstrado na figura 27.

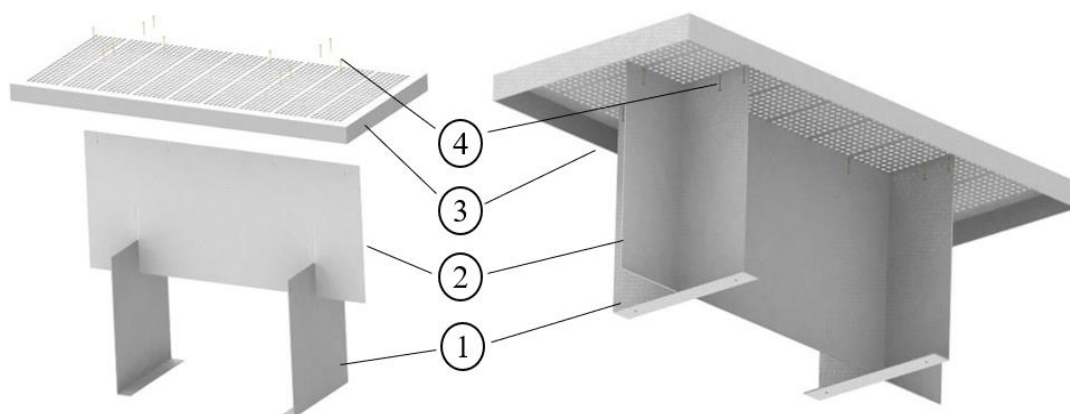


Figura 27 - Estrutura da mesa de morfologia adaptável: 1 - Pés ; 2 - travamento longitudinal; 3 - tampo; 4 - parafusaria.

Os pés são fixos ao chão. Existem rasgos nos pés e no travamento longitudinal que encaixam uns nos outros de modo a estruturar a mesa.

O tampo é fixo através de 12 parafusos M5x70mm, que roscam numa porca fixa num sistema como o representado na figura 28. Esta fixação é realizada nos pés e no travamento longitudinal.

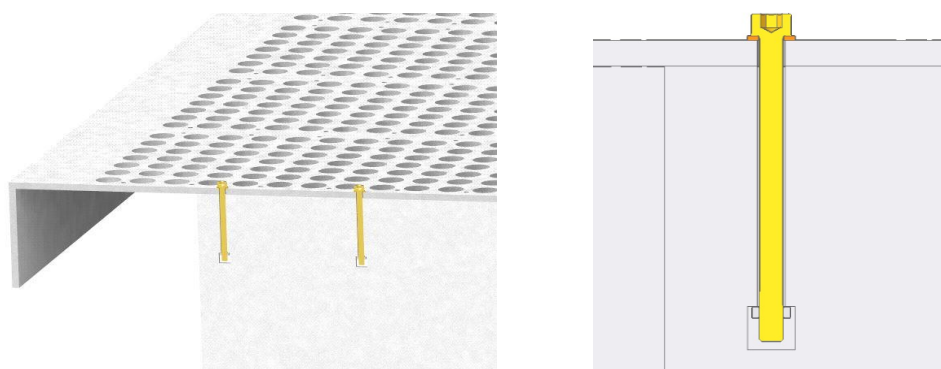


Figura 28 - Vista em corte da fixação do tampo

3.2.4 Mesa de radioterapia de morfologia adaptável

O modelo da mesa de radioterapia apresentado comporta vários blocos de atuadores que são suportados por uma mesa.

Existe apenas um motor, que transmite movimento a dezoito blocos de atuadores, a transmissão é ramificada por um redutor que por sua vez transmite movimento aos blocos por intermédio de correias.

Foi colocada a hipótese da transmissão ser toda realizada por intermédio de veios e rodas dentadas, optou-se, no entanto, por correias conforme evidenciado na figura 29, uma vez que, estas geram menos ruído o que implica maior conforto para o paciente aquando da adaptação dos atuadores à sua fisionomia.

Foram também incluídos vários olhais, no topo da mesa que permitem a passagem de uma cinta de velcro (ou outro material), de modo a garantir a estabilidade do paciente.

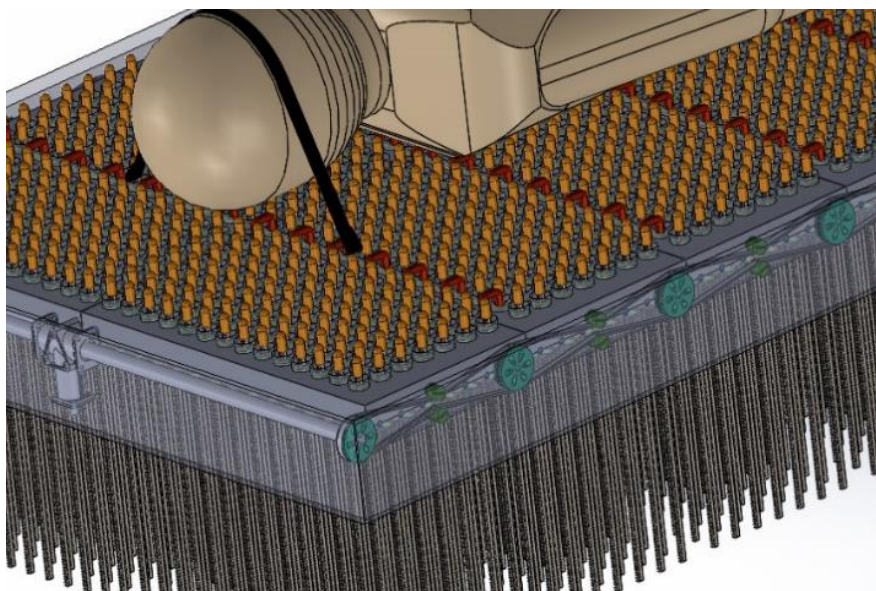


Figura 29 - Mesa de morfologia adaptável transmissão de movimento

Os atuadores apenas conformam a fisionomia do paciente na base do seu corpo, deste modo, embora exista alguma limitação de movimento, os movimentos verticais não são impedidos pelos atuadores, para que não exista tendência de movimentos sugere-se uma fixação através de cintas tal como representado na figura 30.

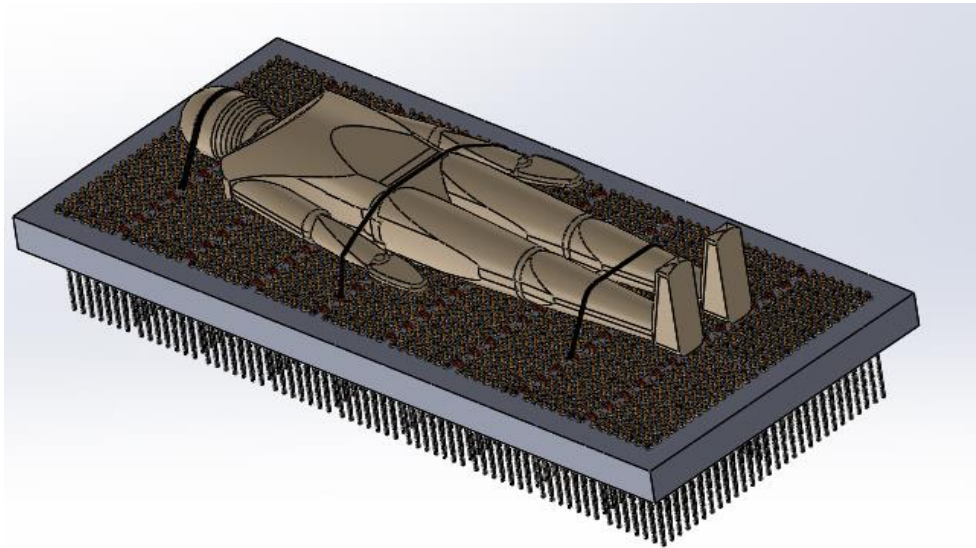


Figura 30 - Visão geral da mesa de morfologia adaptável

4. Estudos dinâmicos e estáticos aplicados à mesa de morfologia adaptável

De modo a perceber as forças envolvidas na interação entre o corpo humano e a mesa de Radioterapia de morfologia adaptável, foram realizados estudos com apoio a software de engenharia assistida por computador (CAE), no caso particular recorrendo ao *SolidWorks Motion* e *SolidWorks Simulation*, para realização de estudos dinâmicos e estáticos, respetivamente. O principal objetivo destes estudos é estabelecer os requisitos funcionais de conforto do paciente e os requisitos estruturais da mesa de radioterapia e dos seus componentes mecânicos.

4.1 Análise entre corpo humano e atuadores

Com base no modelo dinâmico de interação corpo humano – atuadores, foi desenvolvido um modelo em que o corpo rígido da esfera é substituído por um corpo rígido representativo do corpo humano, conforme representado na figura 31.



Figura 31 - Corpo humano 1,76m de altura e 80kg de peso

Foi escolhido um corpo com 1,76m que após inseridas as propriedades intrínsecas, segundo [15], viria a ficar com cerca de 80 kg conforme ilustra a figura 32.

```
Mass properties of Dummy 1_76_80kg
Configuration: Default
Coordinate system: -- default --

Density = 0.001 grams per cubic millimeter
Mass = 79621.78 grams
Volume = 79621.78 cubic millimeters
Surface area = 2013444.11 square millimeters

Center of mass: ( millimeters )
X = 0.04
Y = 975.92
Z = 57.81
```

Figura 32 - Propriedades do objeto representativo do corpo humano

4.1.1 Modelo dinâmico de interação corpo humano - atuadores

No primeiro estudo, para perceber a interação entre os atuadores e um corpo foi desenvolvido um modelo de simulação dinâmico. Neste modelo dinâmico foram consideradas simplificações substituindo-se o paciente por uma esfera, assim como os atuadores por um objeto cilíndrico com topo esférico. A mesa, os suportes dos blocos de atuadores, as engrenagens e tudo o que é mais complexo, foi desconsiderado, ficando apenas uma placa para guiar os atuadores.

Neste modelo inicial foi considerado um corpo rígido plano que representa a mesa, sete corpos rígidos esbeltos que representam os atuadores e um corpo rígido com forma de esfera de modo a representar uma parte do corpo humano. Foram considerados constrangimentos de modo a fixar todos os graus de liberdade da mesa, criaram-se constrangimentos de concentricidade entre os atuadores e os furos da mesa e contacto entre os vários atuadores e a esfera. Após os constrangimentos aplicaram-se as forças nos atuadores, considerou-se a gravidade e correu-se o estudo.

Percebeu-se que a simplificação foi exagerada quando os atuadores não permaneceram guiados, tal como explicita a figura 33. Neste caso os atuadores não permaneceram na vertical como seria suposto.

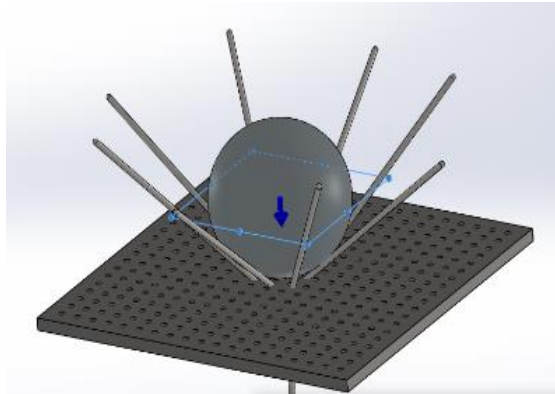


Figura 33 - Estudo simplificado com uma só guia

Para colmatar este problema acrescentou-se um plano (guia) e assim já se começaram a obter resultados satisfatórios de guiamento dos atuadores conforme ilustrado na figura 34. Foram também realizadas modelações e parametrizações do software de modo a afinar as condições ótimas de *Motion Analysis* para correr o estudo sem que este viesse a dar problemas.

Verificou-se também que o modelo desenvolvido permite que os atuadores parem a diferentes alturas, representando uma adaptação morfológica ao corpo rígido da esfera.

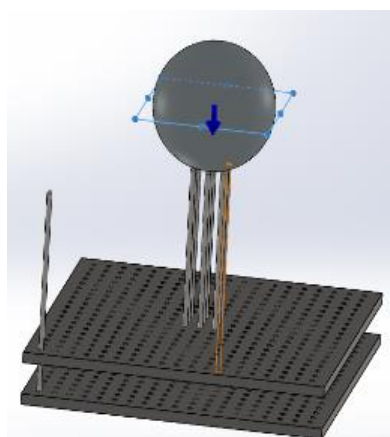


Figura 34 - Estudo simplificado com duas guias

4.1.2 Estudo dinâmico entre perna - atuadores

Uma vez que os estudos tendem ocupar bastante tempo de simulação, e por experiência dos modelos anteriores, foi decidido fazer o estudo através de uma amostra, no caso dos estudos que se seguem, considerou-se uma perna.

A perna foi escolhida porque contém o pé, conforme ilustrado na figura 35, que pela sua figura geométrica pode instabilizar o modelo, fazendo com que este rode por força do deslocamento do centro de gravidade.

A instabilização atrás referida pode e deve ser contrariada pelos atuadores.

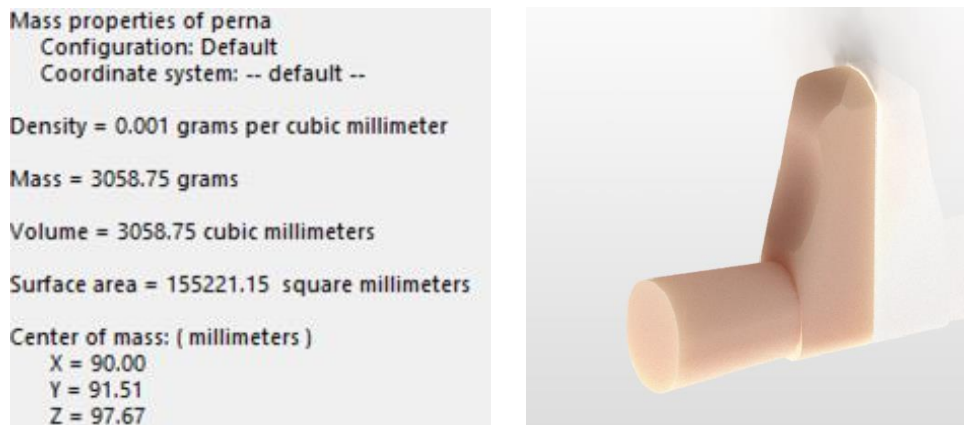


Figura 35 - Propriedades físicas do Pé e imagem ilustrativa

O estudo dinâmico contou com mais simplificações, para além de tratar apenas de uma parte do corpo:

- Os atuadores passaram de formas geométricas complexas, para uma opção mais simplista, substituindo o sistema de *rack* dentado por uma secção paralelepípedica;
- Em vez de a cabeça e a haste do atuador serem dois elementos distintos, passaram a ser o mesmo;
- O bloco de atuadores passou de furos redondos onde encaixariam as guias dos atuadores - elemento cilíndrico na figura 36 – para furos quadrados na própria mesa;
- A guia do atuador foi retirada, passando a própria tampa do bloco de atuadores a cumprir a sua função, para efeitos de estudo.

- O bloco de atuadores não contém embraiagens ou veios, passa a ser apenas duas semi-tampas;

- Existem noventa e oito (98) atuadores em cada bloco de atuadores. Uma vez que o pé não ocupa a área total do bloco de atuadores, todos os atuadores que se prevê que não vão interagir com o corpo foram retirados do estudo;

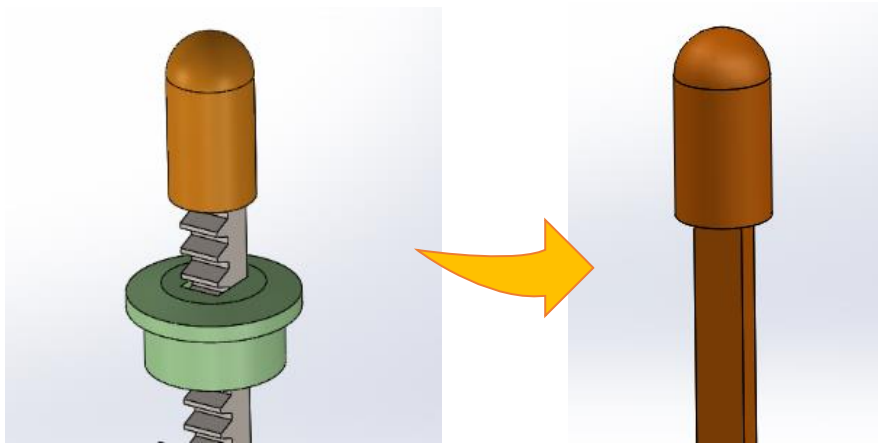


Figura 36 - Simplificações no atuador

Com o modelo mais simples, e com apenas quarenta (40) atuadores, iniciaram-se os procedimentos para efetuar o estudo dinâmico entre atuadores e corpo humano. Para constatar que os atuadores estabilizam o pé, colocou-se o sólido que representa a perna de uma forma não paralela à base e adicionou-se gravidade, a imagem 37 ilustra o anteriormente descrito.

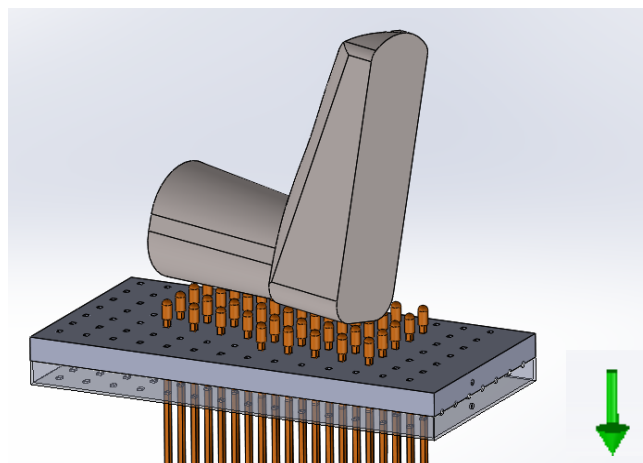


Figura 37 - Posição do pé não paralelo à base e sentido da gravidade

Estabeleceram-se contactos para todos os atuadores do estudo, tal que o contacto de cada atuador é feito individualmente e abrange de uma vez só os contactos entre: atuador, perna, tampa superior e inferior conforme demonstra a figura 38.

Assim garante-se que o atuador fica guiado em todos os instantes e tem o contacto com a perna, se chegar a atingir a mesma.

Existe a opção de fazer grupos de contacto. Neste caso o tempo de preparação do estudo seria substancialmente mais veloz, visto que se podiam estabelecer, num passo só, todos os contactos de atuadores. Porém ao utilizar esta abordagem os atuadores sobem em bloco não se moldando ao corpo como pretendido.

Para o tipo de contato escolheu-se o material como Nylon e o tipo de contacto como sendo de impacto, conforme figura 38.

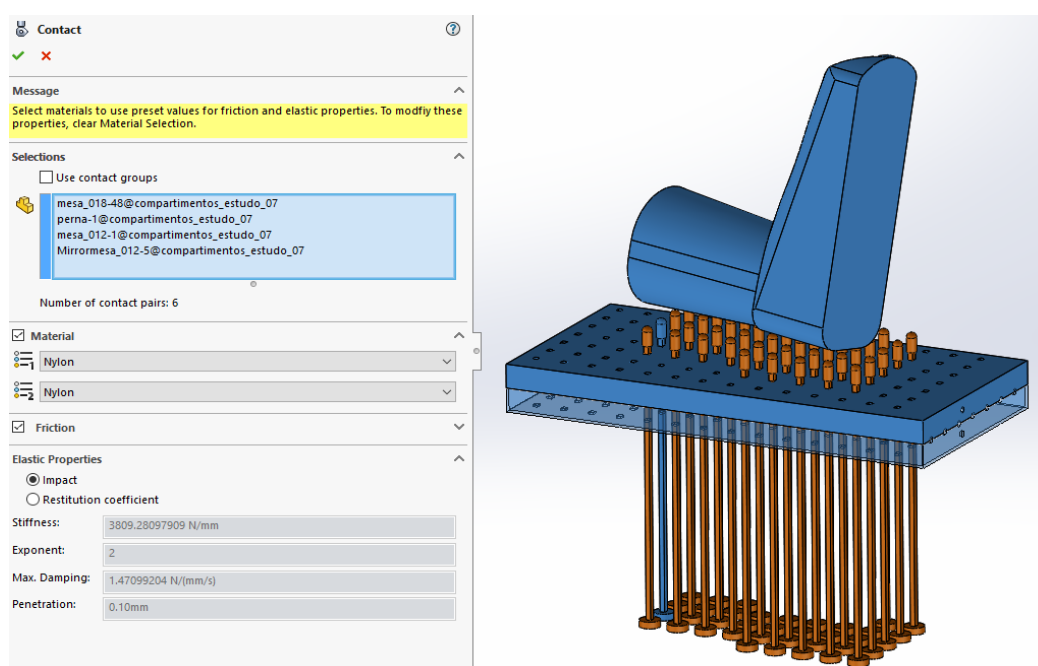


Figura 38 - Elementos e tipo de contacto

Após todos os contactos estabelecidos e mantendo as duas semi-tampas como elementos fixos, iniciou-se a adição de esforços aos atuadores.

De modo a obter um valor coerente, fez-se uma pequena análise exploratória para o esforço em cada atuador, tal que:

$$\text{esforço de cada atuador} = \frac{\text{massa da perna} \times \text{aceleração da gravidade}}{n^{\circ} \text{ de atuadores}}$$

$$\frac{3,058 \text{ kg} \times 9,81 \text{ m/s}^2}{40} = 0,75 \text{ N}$$

Uma vez que cada atuador também tem peso próprio – ilustrado na figura 39 - e a força que se quer aplicar é contra a ação da gravidade, tem de se adicionar a força equivalente a $99,09 \text{ g} \cong 0,1 \text{ kg}$ em sentido contrário ao da gravidade para que o atuador realize o trabalho pretendido. Desta forma, obtemos:

$$\text{força total de cada atuador} = \text{esforço de cada atuador} + \text{peso próprio}$$

$$0,75 \text{ N} + (0,1 \text{ kg} \times 9,81 \text{ m/s}^2) = 1,73 \text{ N}$$

Com o valor de 1,73N determinado anteriormente consegue-se ter uma noção das magnitudes envolvidas para uma situação de equilíbrio, contudo, devido ao pé não estar perpendicular ao bloco de atuadores, os atuadores não tocam todos ao mesmo tempo na perna. Este facto provoca um movimento descendente nos primeiros atuadores a interagir com o pé, pois suportam o peso todo do mesmo.

```

Mass properties of mesa_018
Configuration: Default
Coordinate system: -- default --

Density = 0.01 grams per cubic millimeter

Mass = 99.09 grams

Volume = 12385.79 cubic millimeters

Surface area = 8071.02 square millimeters

Center of mass: ( millimeters )
X = 0.00
Y = -168.29
Z = 0.00
    
```

Figura 39 - Propriedades do atuador

Para contrariar esse distúrbio, na base de cada atuador foi colocada uma força no sentido contrário ao da gravidade com uma magnitude de 5N conforme representado na figura 40.

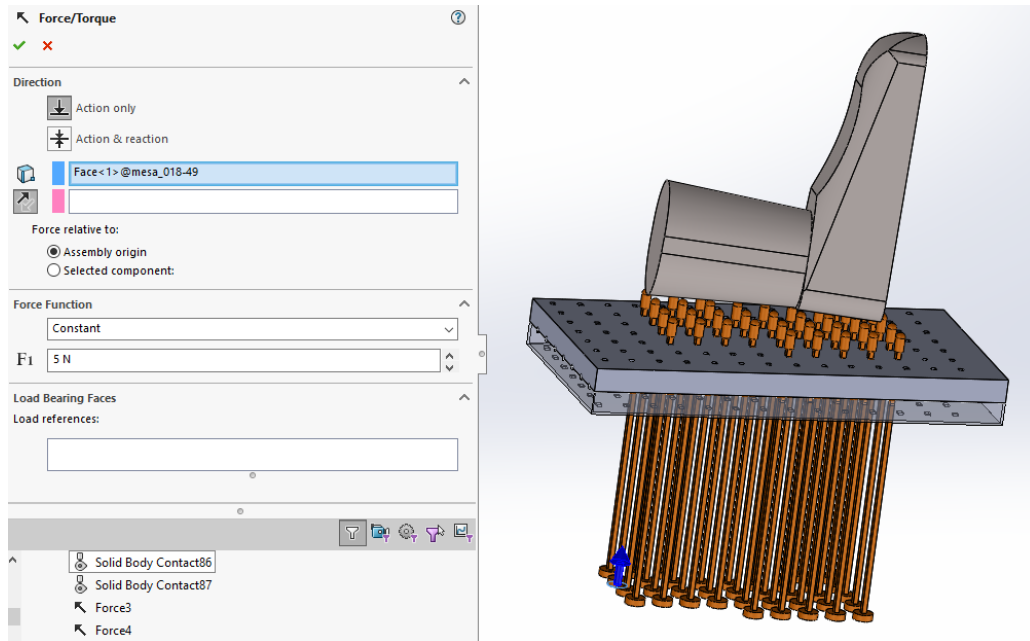


Figura 40 - Força aplicada em cada atuador

Antes de correr o estudo foram verificadas as condições em que este iria ser processado uma vez que as definições por defeito do *software* podem não ser as mais indicadas.

Os parâmetros alterados foram os seguintes:

- A quantidade de *frames* por segundo (imagens por segundo), aumentou-se para 40 para o *software* reportar corretamente os resultados da simulação a cada $1/40 = 0.025s$;
- Animação durante a simulação, retirou-se, de modo a aumentar velocidade de cálculo, conforme se pode verificar na figura 41;

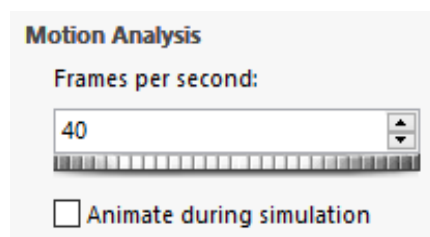


Figura 41 - *Frames* por segundo / Animação durante a simulação

- Integrador, para o caso a estudar o WSTIFF é o integrador recomendado porque é um integrador de rigidez com ordem variável e tamanho de etapa variável. Este integrador é necessário nos casos de contacto porque com menos resolução o software pode não identificar a colisão entre dois corpos, pois no caso específico os movimentos do atuador podem ser tais que, duas soluções consecutivas do integrador ultrapassem a perna, sem que haja essa deteção deixando o contacto de ser feito.

Quando o tamanho de etapa muda subitamente durante a integração, o método GSTIFF por defeito de *software* introduz um pequeno erro, enquanto o método WSTIFF pode tratar alterações de incremento de integração sem perda de precisão. Alterações súbitas de incremento de integração ocorrem quando existem forças descontínuas, movimentos descontínuos ou eventos abruptos como contactos no modelo.

Os parâmetros de integração utilizados encontram-se indicados na figura 42.

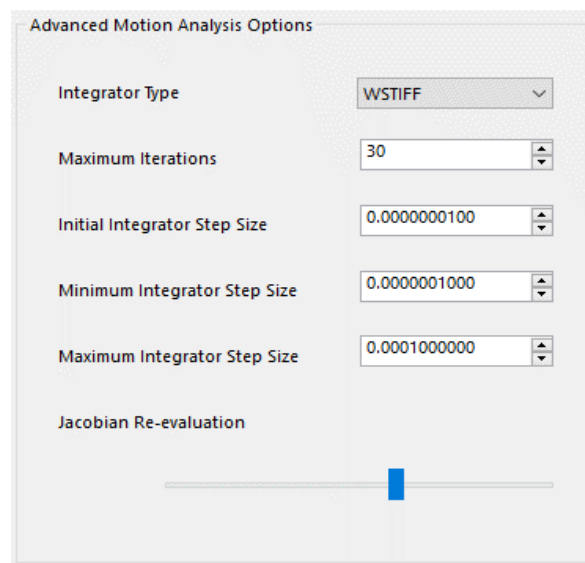


Figura 42 - Parâmetros do integrador WSTIFF

Com o estudo devidamente configurado, iniciou-se o cálculo que resultou com sucesso garantindo a sustentação da perna. Na figura 43, pretende-se evidenciar o comportamento resultante da interação entre atuadores e perna.

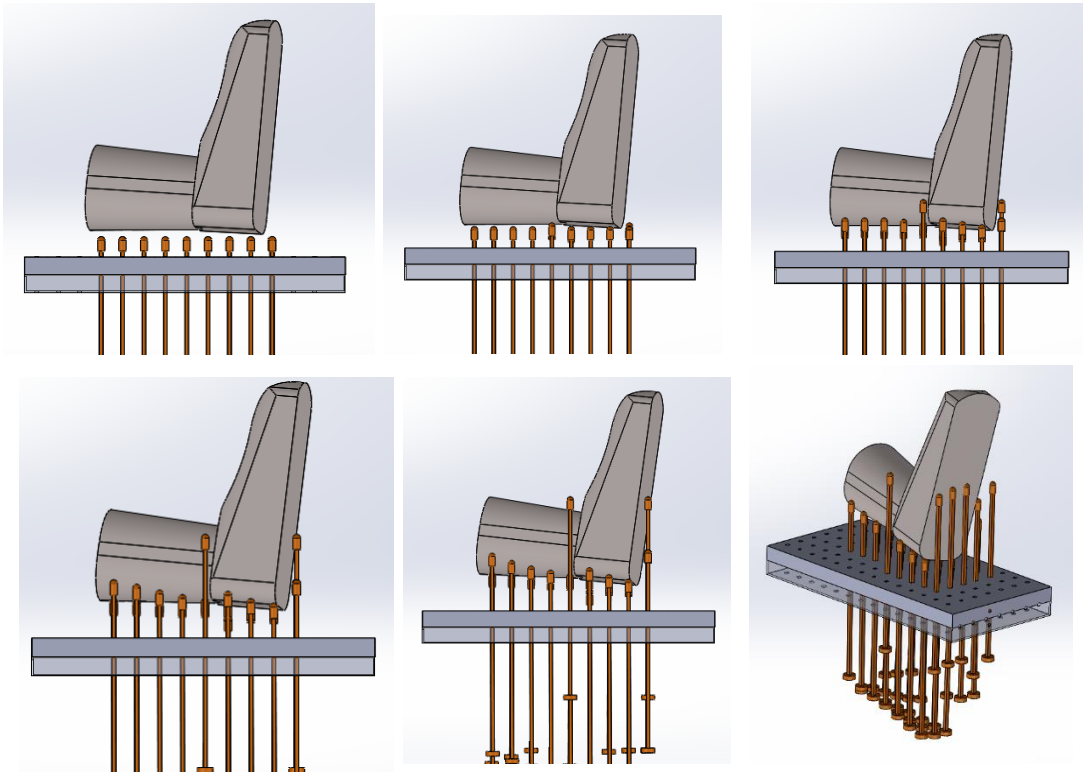


Figura 43 - Interação entre atuadores e perna

Para avaliar a carga a que os atuadores estão submetidos, retiram-se vários gráficos das forças de contacto como demonstra a figura 44, selecionando as faces que colidem do atuador e da perna, como se pode observar na figura 45.

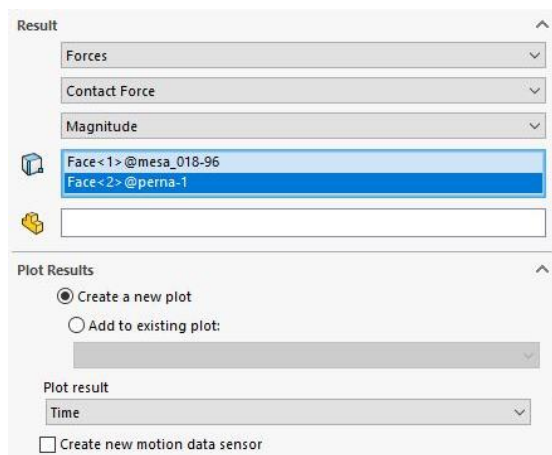


Figura 44 - Força de contacto

O processo repetiu-se aleatoriamente em 25% da quantidade de atuadores existentes.

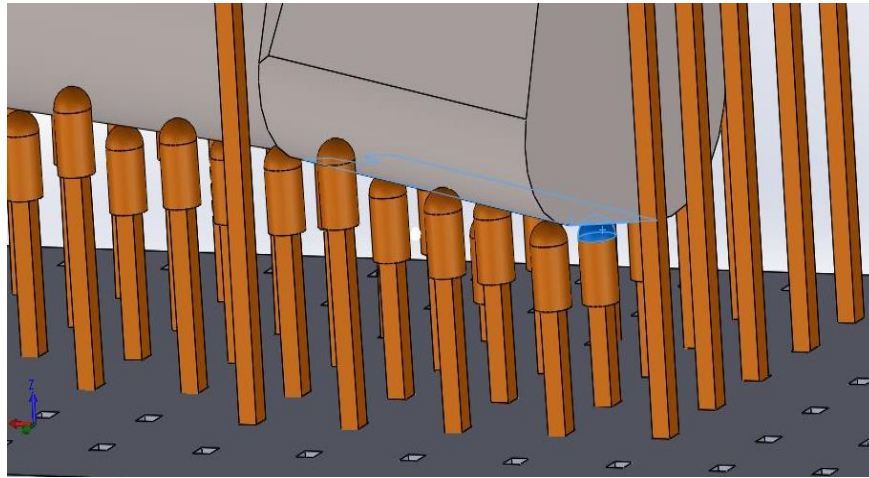


Figura 45 - Faces de contacto atuador/perna

Como se pode verificar nas figuras 46 e 47, os contactos são feitos em momentos distintos dependendo da região do corpo com a qual existe colisão entre os atuadores e a perna.

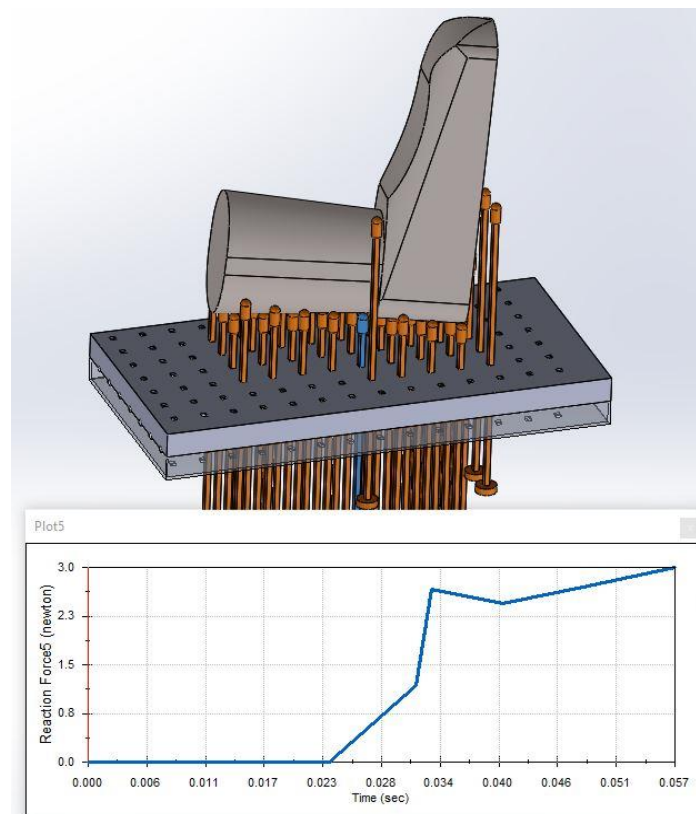


Figura 46 - Exemplos de força de reação atuador / perna

Como se demonstra, os contactos são exercidos de forma diferenciada uns dos outros, validando o conceito de cada atuador trabalhar de modo independente.

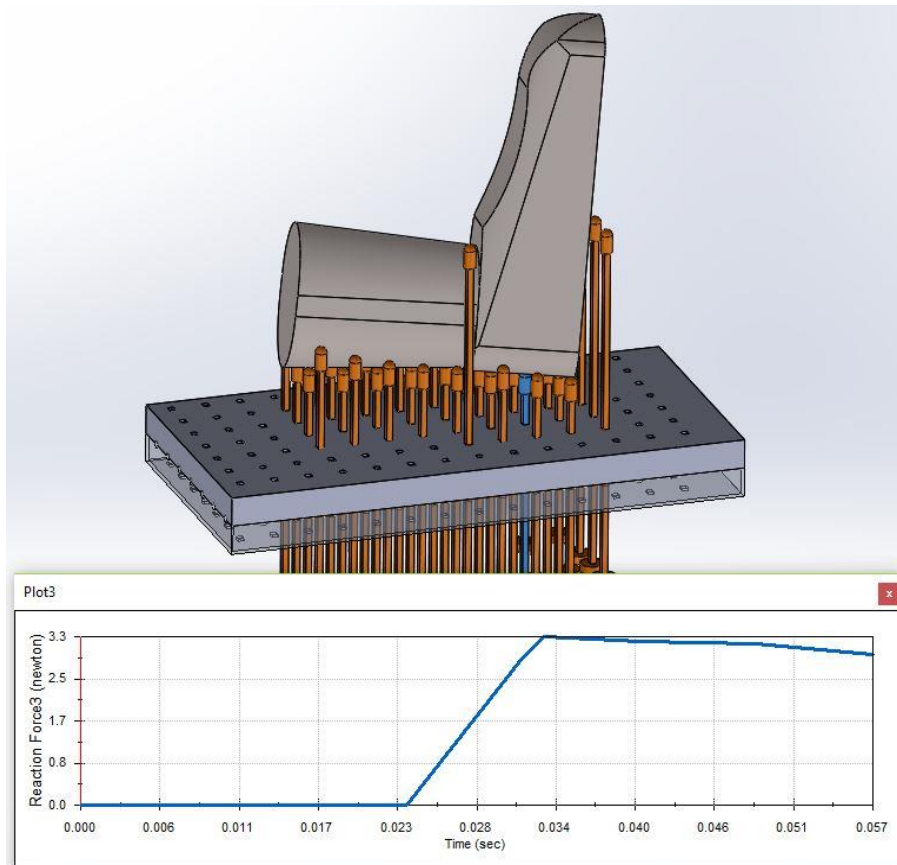


Figura 47 - Exemplo de força de reação atuador / perna

De modo a perceber como funciona a interação entre os vários atuadores, realizou-se um gráfico que explicita o comportamento dos vários atuadores, ilustrado na figura 48.

Pelo gráfico elaborado percebe-se que existe uma das forças de reação dos atuadores convergência no segundo 0,057, uma vez que, é mínima a variação destas forças em relação à sua média, causado pelo fato de que a maioria dos atuadores já contacta com a perna, equilibrando esforços entre todos eles.

No primeiro momento de contacto (0,015s) é quando se dão as maiores reações, deve-se ao facto do peso de toda a perna estar apoiado num número diminuto de atuadores.

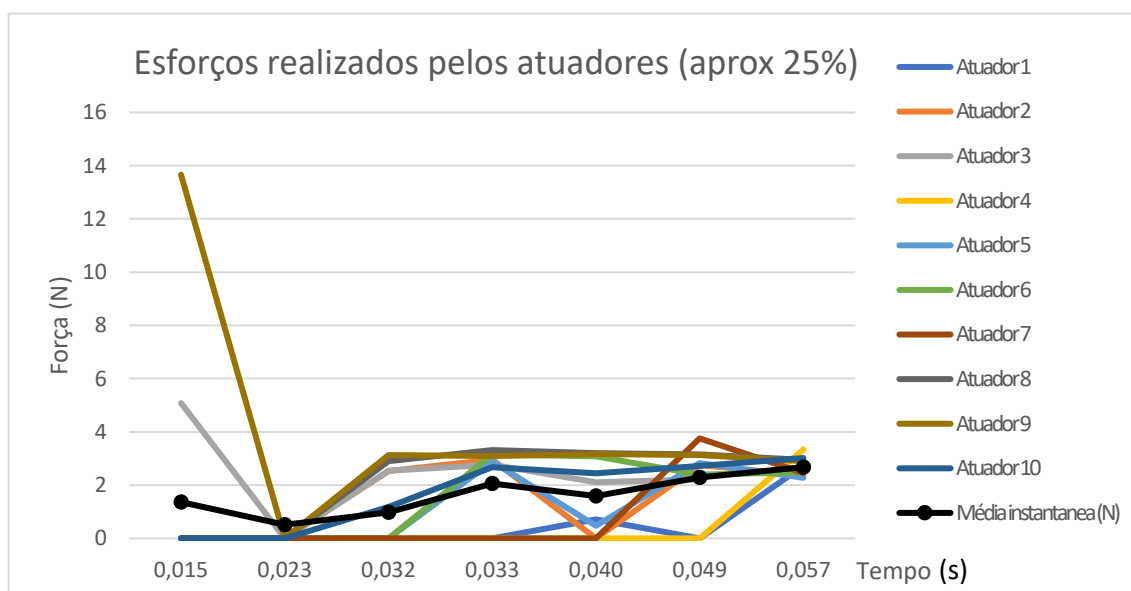


Figura 48 - Gráfico das forças de reação dos atuadores

Com a amostra recolhida elaborou-se uma tabela a média instantânea de forças de reação:

Tabela 1 - Valores da média das reações a cada instante

Tempo (s)	Média instantânea (N)
0,015	1,368
0,023	0,511
0,032	0,977
0,033	2,065
0,040	1,589
0,049	2,289
0,057	2,677

Com base nos valores recolhidos na tabela 1, a média dos esforços ao longo do tempo é dada por:

$$\frac{1,368+0,511+0,977+2,065+1,589+2,289+2,677}{7} = 1,148\text{N}$$

De modo a poder haver uma confrontação dos resultados, foi feita uma análise a um estudo realizado por Ribeiro [15], que comprova que a ordem de grandeza das resultantes é semelhante ao valor obtido neste trabalho.

O objeto de estudo, neste caso [15] é uma simulação virtual, de um corpo real, conforme se pode observar na figura 49.

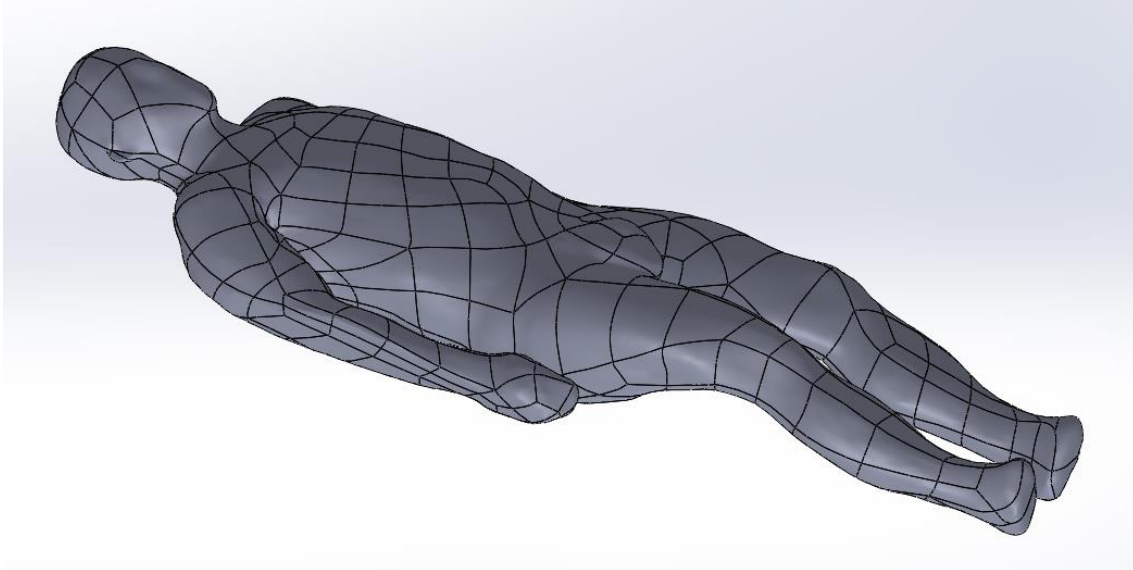


Figura 49 - Corpo humano *scanner* 3D
Retirado de [15]

Relativamente às propriedades do corpo humano representado da figura 49, este contém mais 30% de massa do que o utilizado no presente trabalho, estando representadas na figura 50 as propriedades do corpo utilizado.

```
Mass properties of Corpo23
Configuration: Default
Coordinate system: -- default --

Density = 0.00100 grams per cubic millimeter
Mass = 103782.07153 grams
Volume = 103782071.52727 cubic millimeters
Surface area = 2129475.43759 square millimeters
```

Figura 50 - Propriedades do corpo humano
Retirado de [15]

No referido estudo [15], é feita uma análise aos esforços de reação a que o corpo está sujeito quando suporta o seu peso próprio na posição de deitado sendo o seu resultado ilustrado na figura 51.

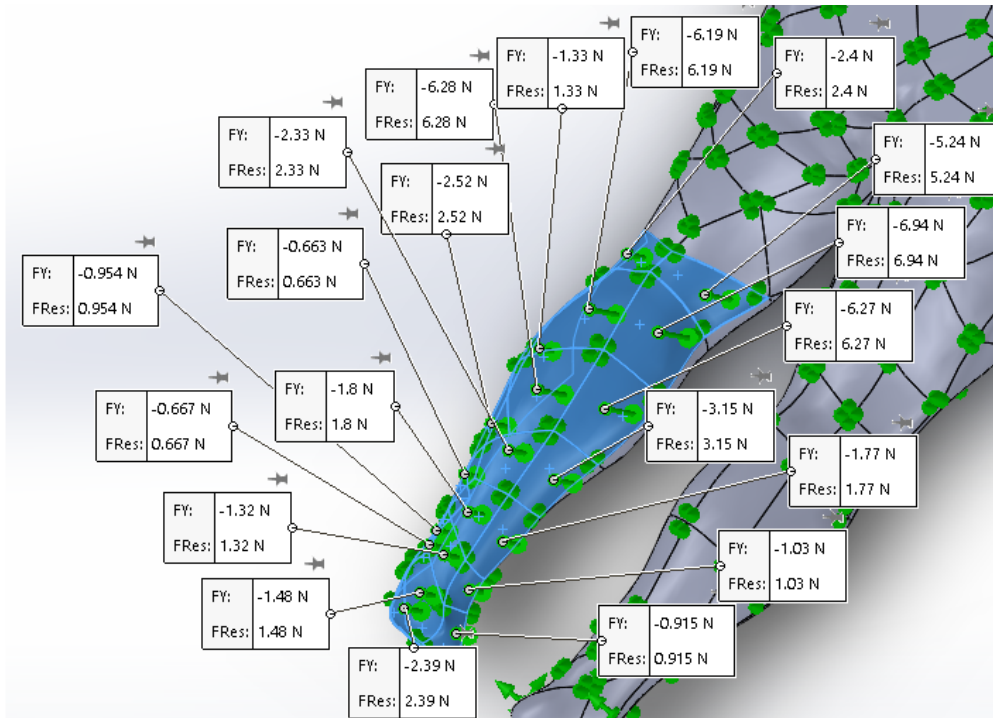


Figura 51 - Reações ao suporte do peso próprio

Retirado de [15]

A figura 52, é um fração de uma tabela do estudo [15], onde está representada a média dos esforços realizados pela reação ao peso próprio do corpo.

A média é aproximadamente o dobro do determinado no estudo do presente trabalho, no entanto existem dois fatores determinantes: as massas dos dois corpos em estudo são diferentes assim como o número de apoios.

Membro	Mín [N]	Max [N]	Resultante [N]	Faces	Média [N]
Perna Esquerda	0,663	6,94	46,823	20	2,34

Figura 52 - Média das reações de suporte da perna esquerda

Retirado de [15]

4.1.3 Estudo estático da perna

Uma das premissas do estudo é o paciente ficar confortável, pelo que a pele do corpo humano nunca deve ser sujeita a uma pressão que ultrapasse os 50kPa. [12]

Após o estudo dinâmico entre atuadores e perna pretendeu-se avaliar o grau de confortabilidade do paciente durante o tratamento.

Foi considerado o instante em que o número máximo de atuadores está em contacto, portanto, a posição de trabalho da mesa é o equivalente ao instante 0,057s, como demonstra a figura 53.

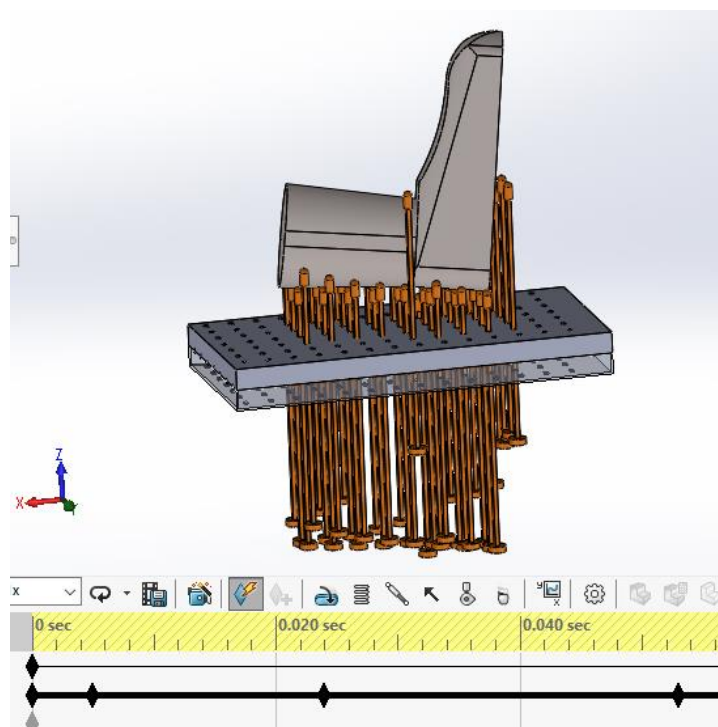


Figura 53 - Instante 0,057 máximo de atuadores em contacto

O software permite transferir os dados do *SolidWorks Motion* para o *SolidWorks Simulation*. Esta funcionalidade é muito vantajosa, pois conseguimos analisar qualquer corpo em qualquer altura da simulação *Motion* ao detalhe, transferindo os resultados da análise dinâmica para a análise estática.

Deu-se início a exportação de dados, onde apenas se escolheu a perna, conforme é ilustrado na figura 54.

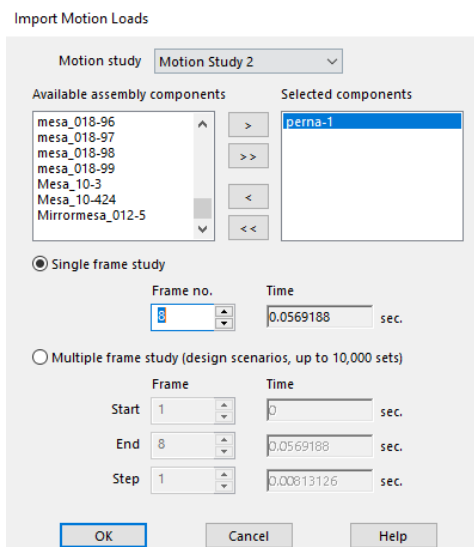


Figura 54 - Importação de dados *Motion*

No ambiente *SolidWorks Simulation* iniciou-se um estudo estático, o ícone para dar início a um estudo desta natureza está representado na figura 54.

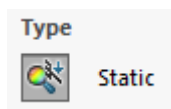


Figura 55 - Ícone estudo estático

De modo a se conseguir obter resultados como por exemplo valores de reações, deformações e tudo o que depende destas variáveis tem de ser definida uma malha de elementos finitos.

A análise estrutural do corpo, com recurso à análise por elementos finitos (FEA) está equipada com o sistema de elaboração automático de uma malha, que é efetuada com elementos tetraédricos ou triangulares. Normalmente são oferecidos três tipos de elementos tridimensionais (3D), *solidelements*, *shellelements* e *beamelements*, no caso de

estudo em particular utilizaram-se *Solidelements* de grau dois com uma densidade média conforme figura 56.

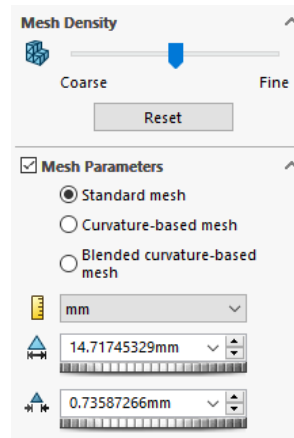


Figura 56 - Escolha da malha

Da escolha efetuada resultam 7302 elementos e 11333 nós, como se observa na figura 57.

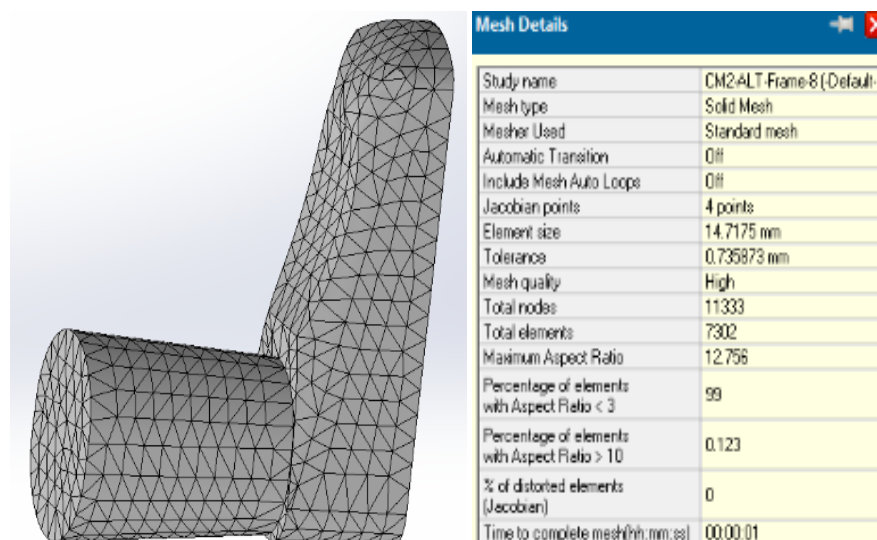


Figura 57 - *Solid Mesh*: malha na perna e detalhes

Após o processamento dos resultados, retira-se uma imagem genérica de como as tensões de von Mises estão distribuídas no corpo, com escala conforme a figura 58.

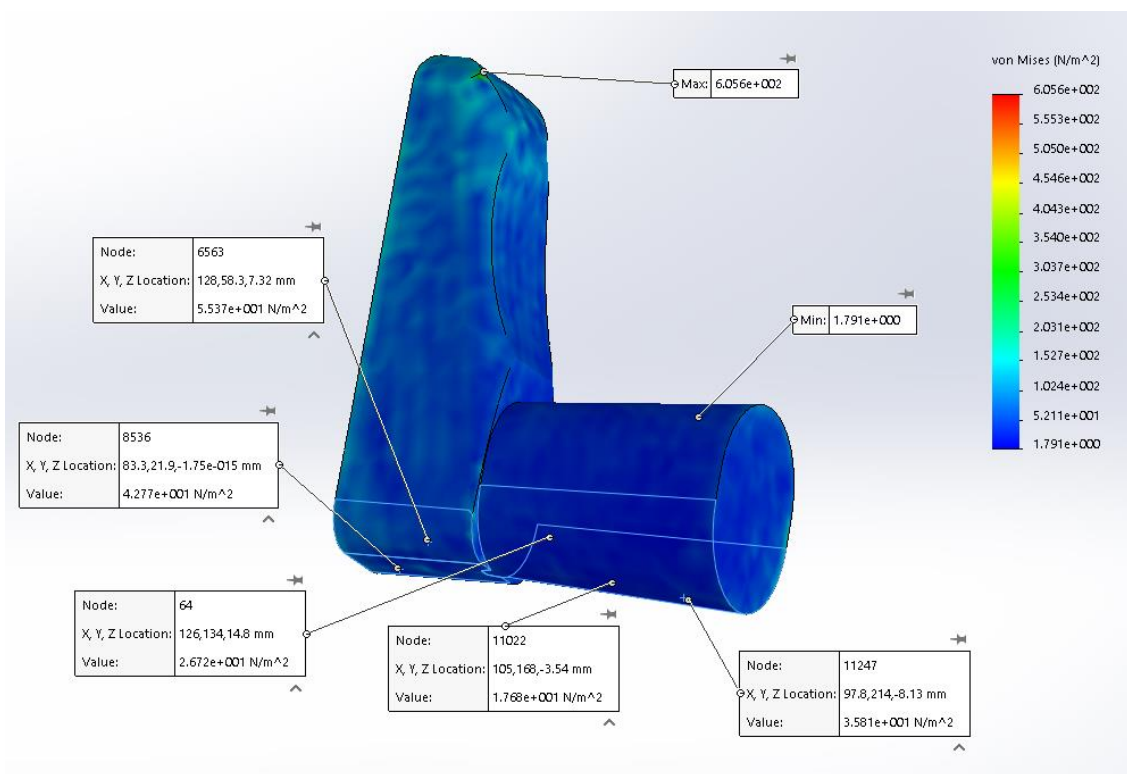


Figura 58 - Análise de tensões de von Mises sentidas na perna

À escala convencional onde é possível escolher o ponto mínimo de tensões e máximo, foram adicionados outros pontos através da perna onde as reações são maiores.

A primeira das conclusões é muito positiva, pois a zona onde a magnitude da tensão é sentida com valores mais elevados, nunca chega a ser crítica, porque tem valores bastante reduzidos quando comparados com o limiar de dor de 50kPa, sendo que o valor máximo sentido no estudo é de cerca de 600Pa.

Note-se também que o valor máximo sentido é bastante díspar das restantes medições e encontra-se no topo do pé, o que não faz muito sentido. Este fenómeno é explicado pela geometria do CAD, que está evidenciada na figura 59, uma vez que neste vértice coincidem três faces complexas, com ângulos elevados entre si fazendo com que aquele nó seja considerado uma singularidade de tensões, a qual conduz a uma concentração de tensões que não deve ser considerada.

Assumindo que este ponto de concentrações de tensões é desprezável, podemos assumir que pelos níveis de pressão apresentados no caso de estudo temos uma mesa de Radioterapia com morfologia adaptável dentro dos níveis de conforto desejados.

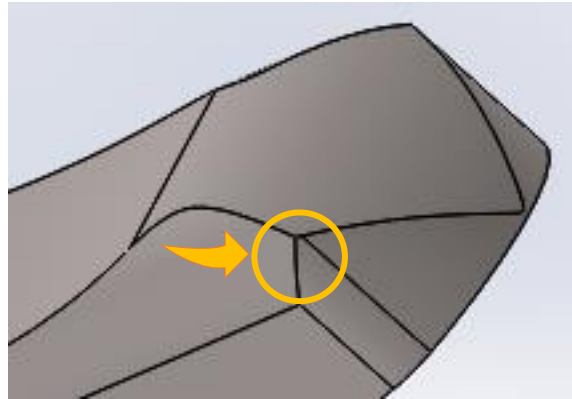


Figura 59 - Pormenor da geometria

4.2 Análise da haste do atuador

Uma das peças mais sensíveis do sistema é a haste do atuador, representada na figura 60, por ser muito esbelta quando está na posição máxima.

O estudo estático a realizar pretende avaliar a resistência mecânica, a rigidez da haste considerando tensões normais e de corte e a instabilidade elástica.

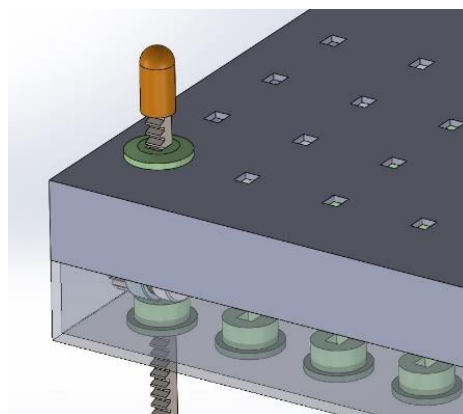


Figura 60 - Atuador

Para o estudo estático realizou-se uma simulação adicionando as propriedades dos diferentes materiais aos respectivos corpos que definem o sistema. Na figura 61, pode observar-se que o material escolhido para a haste do atuador e para as duas guias é PA Type 6.

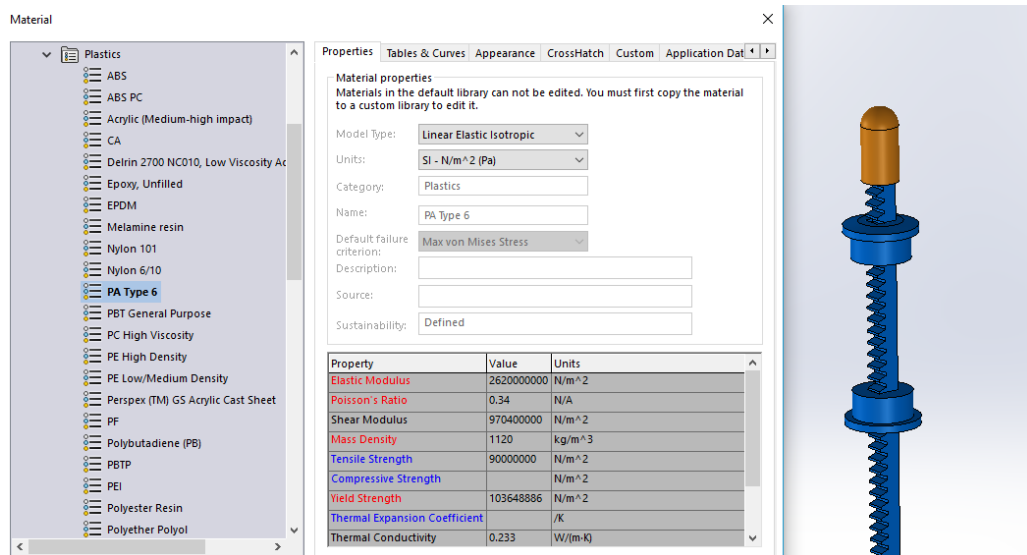


Figura 61 - Definição de material na haste e guias do atuador

A Poliamida 6 ou nylon 6 (PA 6) foi desenvolvida em 1952. As Poliamidas estão entre as famílias de polímeros mais utilizadas dentro dos polímeros de engenharia devido ao seu excelente balanço entre desempenho e custo.

As Poliamidas (PA 6, PA 6.6 e outras) são normalmente utilizadas em muitas aplicações devido à sua extrema durabilidade e resistência [16].

Conforme está exposto na imagem 62, as poliamidas possuem várias vantagens de mercado.

As principais características das poliamidas são:

- Resistência ao envelhecimento a temperaturas elevadas e longos períodos de tempo.
- Ductilidade funcional a temperaturas baixas.
- Comportamento auto-extinguível.
- Resistência à abrasão.
- Elevada barreira/resistência a combustíveis, gorduras e materiais aromáticos .l
- Absorção de água.
- Elevada resistência e rigidez.
- Elevada fluidez e fácil enchimento do molde.
- Excelentes propriedades dielétricas.
- Resistência química excepcional.
- Elevada barreira ao oxigénio.
- Excelente balanço custo/desempenho.

Figura 62 - Principais características das poliamidas

Retirado de [16]

A poliamida 6, é para além das suas excelentes propriedades mecânicas, um material agradável ao toque, pois vêm da família dos polímeros.

Outra grande vantagem é a repetibilidade das peças, que com este material podem ser produzidas por injeção.

Quanto ao material a aplicar na cabeça do atuador escolheu-se o silicone, pois é um material bastante dúctil, elástico com capacidade de se conformar à pele. As respetivas características do silicone utilizado estão representadas na figura 63.

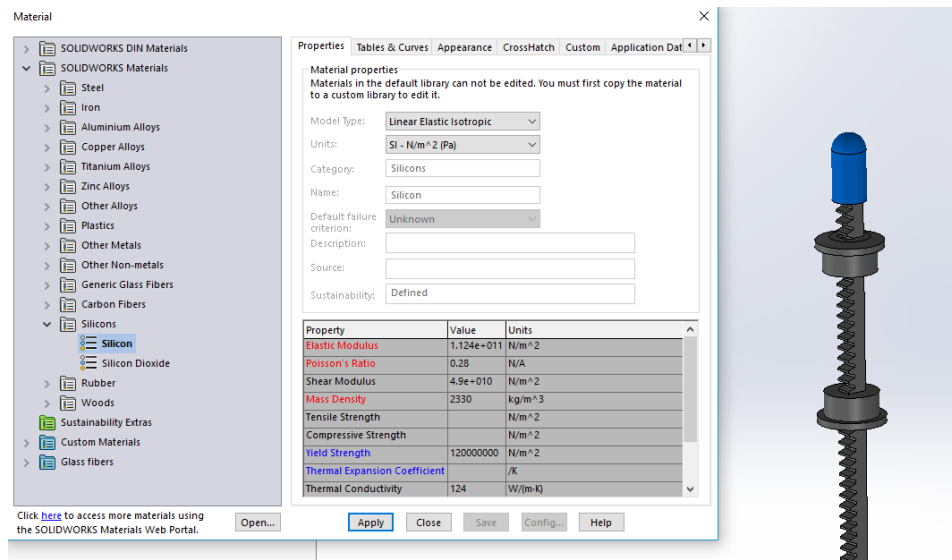


Figura 63 - Definição de material para a cabeça do atuador

Após definidos os materiais foi adicionada uma força no topo do atuador equivalente a 3N, ilustrado na figura 64, sendo que esta força tem origem na tabela 1, dada pela média dos atuadores no instante de maior número de contactos dos atuadores com a perna que é aproximadamente 2,67 N. A força é definida na direção normal à superfície de topo do atuador por forma a modelar a conformação do corpo humano ao atuador.

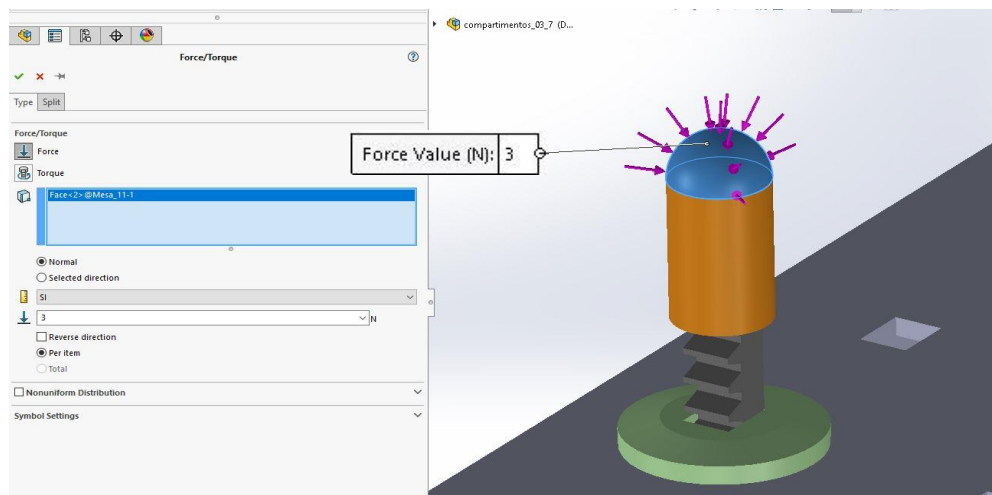


Figura 64 - Aplicação de força no topo do atuador

Para efeitos de estudo, os contactos entre todos os componentes foram considerados como soldados, conforme demonstra a figura 65, uma vez que as folgas existentes assim o permitem, ficando assim limitados os graus de liberdade de translação e rotação entre componentes.

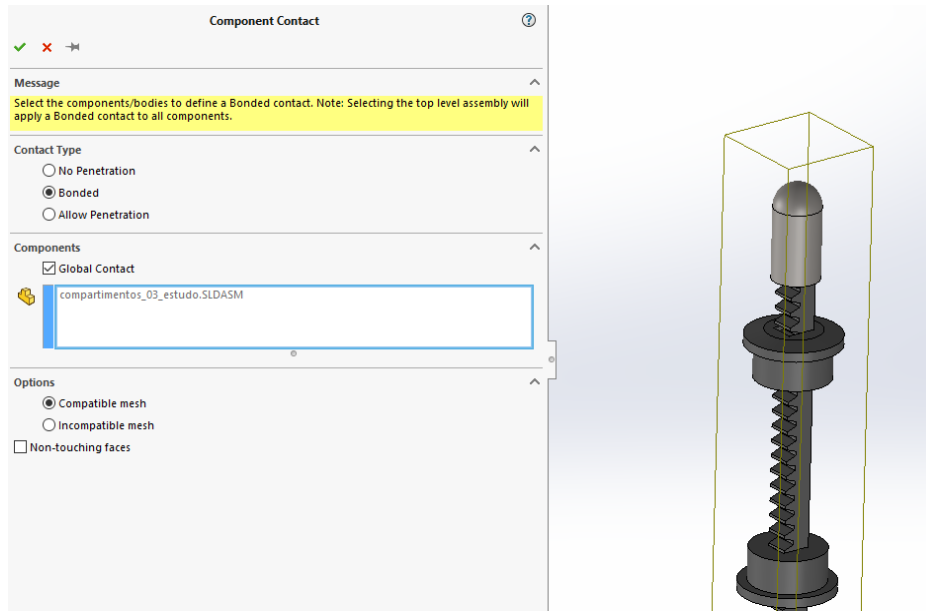


Figura 65 - Aplicação de contactos entra atuador e guias

Até ao momento o conjunto ainda está flutuante no espaço, pelo que temos de adicionar restrições, visto que as guias são o componente não móvel, foi nestes elementos que colocamos os constrangimentos, tal como representado na figura 66.

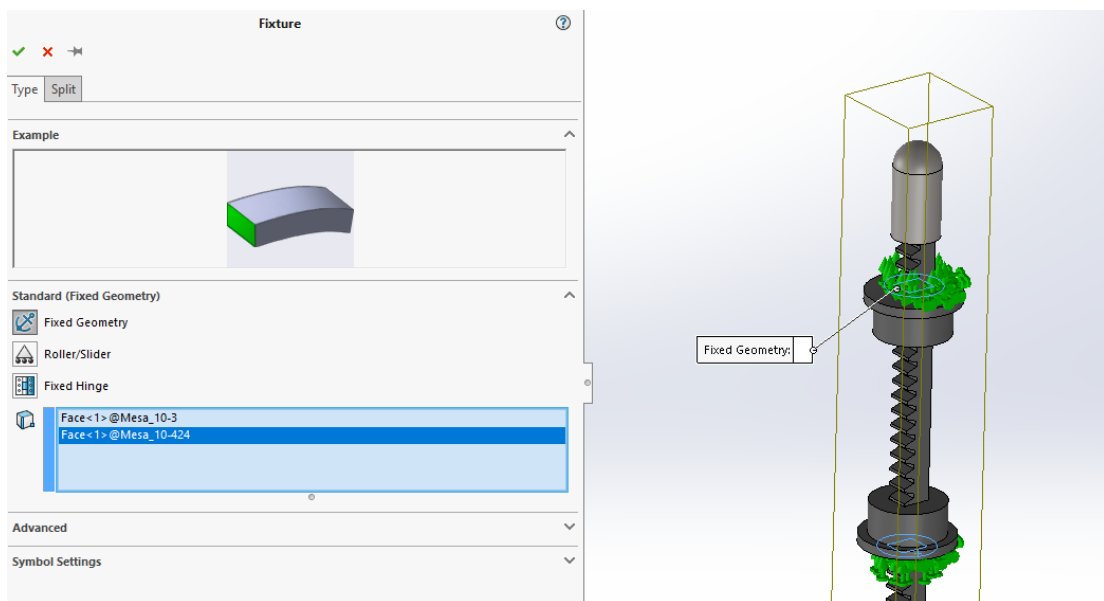


Figura 66 - Aplicação de fixações nas guias

O tipo de constrangimento escolhido impede o movimento de rotação e translação relativamente aos três eixos, perfazendo um total de seis graus de liberdade, e que são simbolizados no *software* pelas imagens da figura 67.

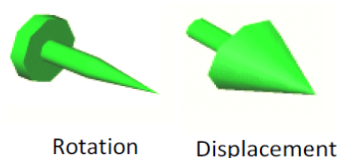


Figura 67 - Tipos de constrangimentos: rotação e deslocamento

De modo a terminar as condições do estudo, procedeu-se à definição da malha de elementos finitos.

No caso particular da haste do atuador poderia fazer sentido utilizar elementos do tipo viga, por se parecer com uma figura desse género, no entanto, esses elementos utilizam-se quando os perfis são lineares, e pareceu importante não ignorar o perfil serrilhado.

A geometria da haste do atuador impôs que se utilizasse malha do tipo *solid mesh*.

Como resultado da geração de malha automática, o software gerou 13708 elementos, conforme ilustrado na figura 68.

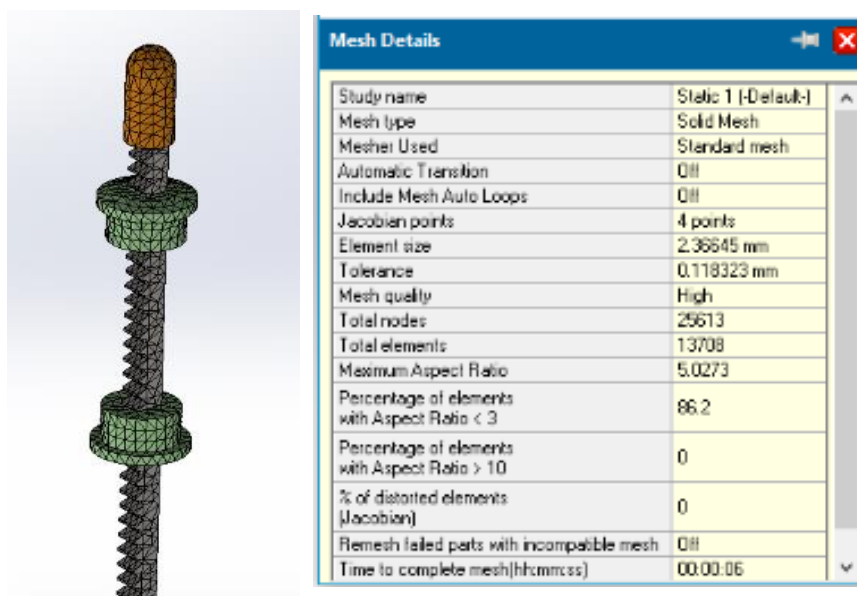


Figura 68 - Malha aplicada ao atuador e guias

Uma vez processado o estudo, os resultados à compressão numa situação favorável - com o atuador recolhido – são bastante positivos pois a tensão máxima de von

Mises nunca excede a tensão de cedência do material 90MPa, ficando bastante aquém disso pelos 842kPa.

Da figura 69, também se percebe que o ponto máximo de tensões de von Mises é num dos sulcos da “serrilha”, o que faz todo o sentido pois é a zona mais frágil do atuador.

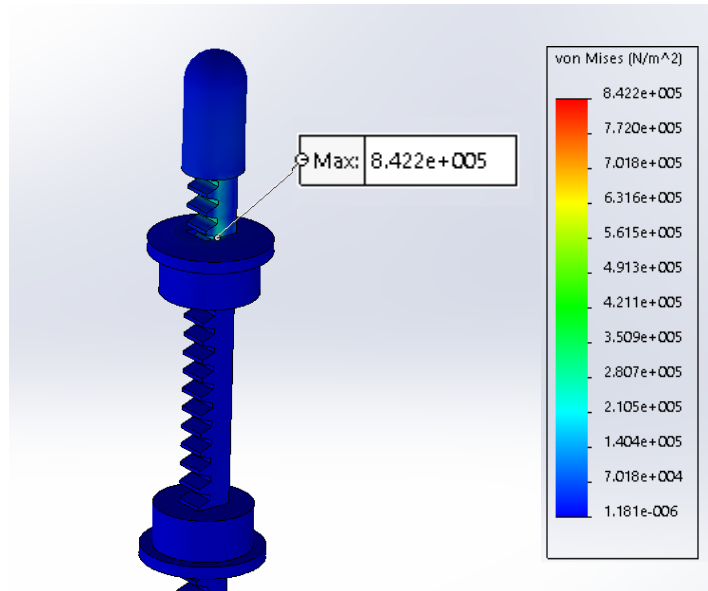


Figura 69 - Tensões de von Mises sofridas pelo atuador em posição

Outro dado que podemos analisar é deslocamento do atuador, que neste caso é desprezável, como demonstrado na figura 70, com um máximo de 7,897µm.

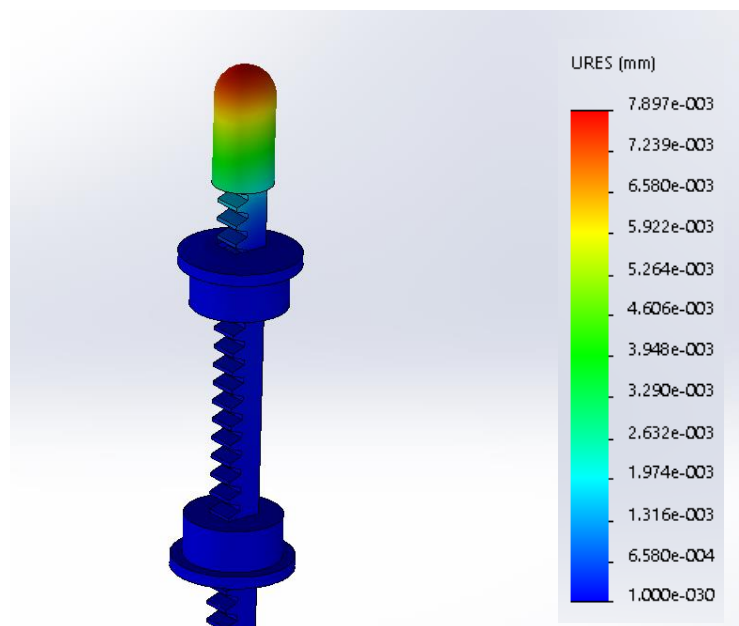


Figura 70 - Deformação sentida no atuador em posição favorável

Conclui-se que para a situação favorável, em que o atuador tem uma porção muito pequena fora dos apoios, a haste está bem dimensionada.

Para uma situação desfavorável, colocou-se a cabeça do atuador a cerca de 263mm do apoio conforme se pode visualizar na figura 71.

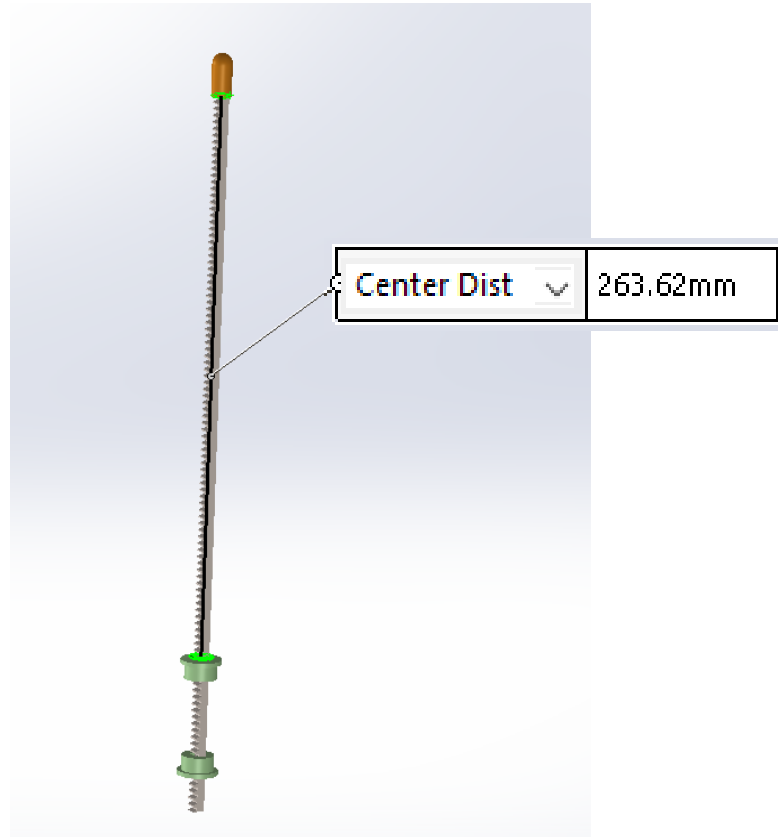


Figura 71 - Distância da cabeça do atuador à guia

Com as mesmas condições iniciais com a exceção das distâncias modificadas, correu-se o estudo.

Para as tensões houve inclusive melhores resultados, pois a tensão foi atenuada no comprimento livre da haste do atuador, passando sensivelmente para metade conforme demonstra a figura 72.

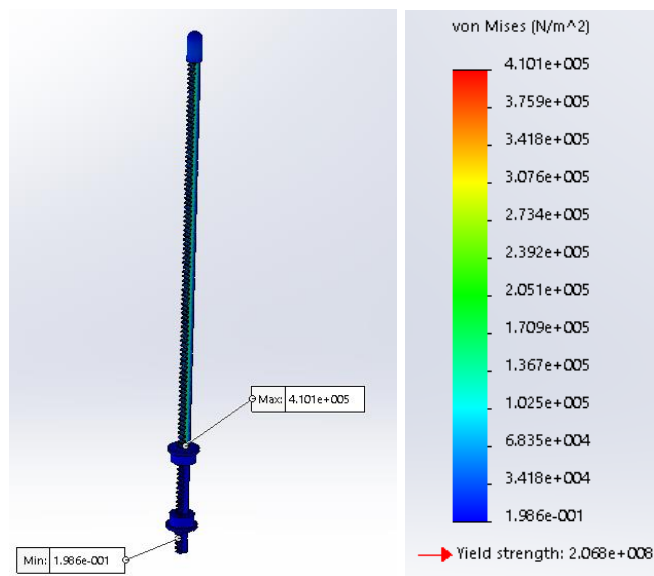


Figura 72 - Tensões sofridas pelo atuador em posição desfavorável

As tensões de von Mises máximas estão localizadas na mesma zona do estudo anterior, junto à guia.

O deslocamento/deformação máxima sentida, embora seja superior à da posição favorável continua a ser também desprezável conforme representado na figura 73, uma vez que é bastante inferior ao milímetro, cerca de 12,4 μ m.

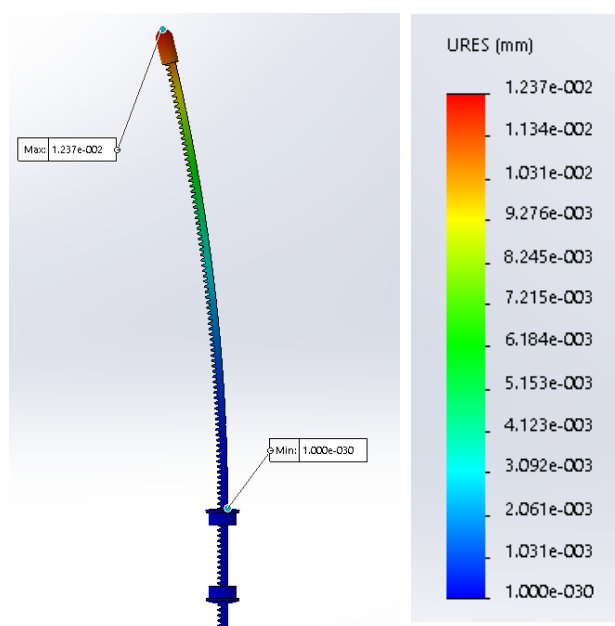


Figura 73 - Deformação sentida no atuador em posição favorável

Note-se que estamos a simular em condições perfeitas e que a força por estar definida como normal à superfície do topo do atuador induz um esforço simétrico em relação ao eixo vertical do topo do atuador, permanecendo perfeitamente perpendicular à mesa.

Existe ainda um fenómeno que deve ser analisado num corpo deste tipo, a encurvadura. A encurvadura ocorre quando existe instabilidade de um corpo - normalmente esbelto - quando submetido à compressão.

O *SolidWorks Simulation*, tem uma opção *Buckling* (fig. 74), que permite fazer a simulação de estudos deste tipo.

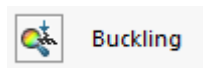


Figura 74 - Ícone *Buckling*

Iniciando o estudo de *Buckling*, com as mesmas condições do estudo estático, obtiveram-se os valores da amplitude resultante, ilustrados na figura 75.

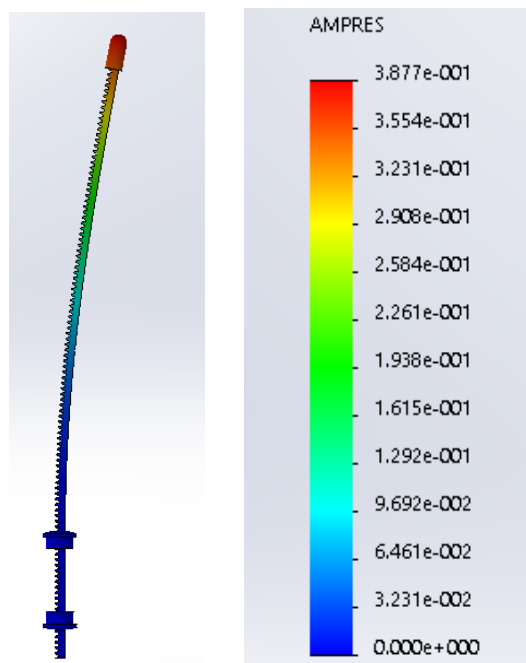


Figura 75 - Encurvadura do atuador em posição desfavorável

O principal resultado a obter deste estudo é relativo ao fator de segurança com que estamos a trabalhar para evitar o colapso da haste do atuador por encurvadura, conforme demonstra a figura 76.

Mode No.	Buckling Factor of Safety
1	1.3856

Figura 76 - Factor de segurança de encurvadura

Desta forma, a carga crítica obtida foi de $3N \times 1.3856 = 4,16N$, que é superior à carga imposta a cada atuador, pelo que a estrutura está em segurança.

Conclui-se assim que embora não exista colapso efetivo, a margem para que tal não aconteça é diminuta.

Caso seja pertinente aumentar esta resistência, podem-se adotar três estratégias:

- Reduzir a distância em que o atuador está em consola;
- Aumentar secção da haste do atuador;
- Escolher um material mais resistente.

4.3 Análise do veio de suporte de embraiagens

Um elemento crítico é também o veio onde estão acopladas as embraiagens, uma vez que é este componente que irá suportar os esforços que são carregados nos atuadores, por intermédio das embraiagens.

Com vista à minimização do tempo de cálculo exercido pelo software foram feitas simplificações ao conjunto, pelo que, foram ignoradas as embraiagens por serem componentes bastante complexos e os apoios não possuem qualquer tipo de casquilho ou chumaceira. Os atuadores também foram simplificados, por não serem o elemento crítico do estudo, no seu caso foi-lhes retirada a serrilha para que se torne uma peça mais limpa.

A figura 77 ilustra o elemento a estudar, assim como o conjunto envolvido no estudo.

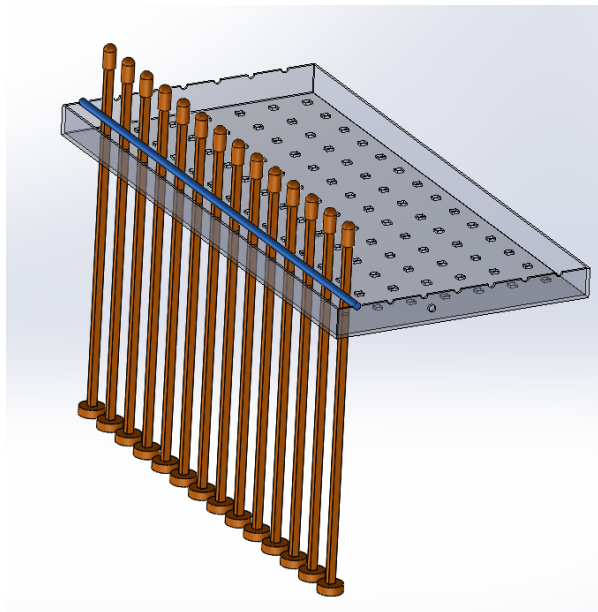


Figura 77 - Veio, atuadores, e tampa posterior do bloco de atuadores

A pensar na produção em massa e de modo a rentabilizar matéria prima, escolheu-se o material para o veio com as mesmas propriedades do aplicado anteriormente nos

atuadores. A figura 78 ilustra que aos atuadores e veio foram aplicados o mesmo material, PA type 6.

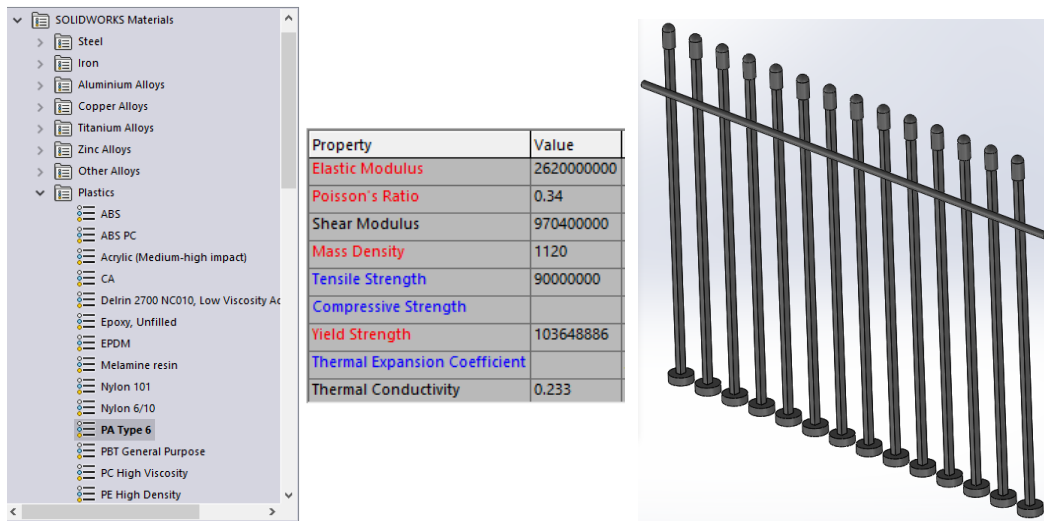


Figura 78 - Definição de material no veio e atuadores

Procedeu-se à aplicação de esforços, onde cada um dos os atuadores foi carregado com 3N no topo semiesférico do atuador, na direção normal à superfície, como exemplificado na figura 79.

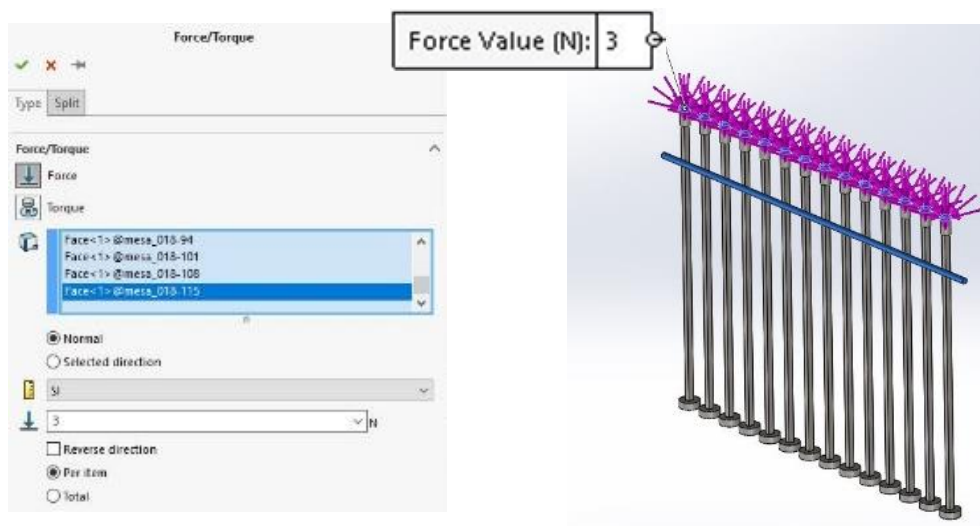


Figura 79 - Aplicação de esforços nos atuadores

Para se proceder à simulação de uma situação próxima das condições reais, utilizou-se o constrangimento do tipo rolamento, desta forma pretende-se representar as duas chumaceiras nas extremidades do veio. Note-se que foram considerados as condições de *allow self-alignment* e *rigid*, conforme ilustrado na figura 80. O primeiro

comando permite que o veio possa rodar fora do seu eixo sendo insensível ao desalinhamento angular causado pelo carregamento de esforços ao longo do veio e o segundo apenas o torna num elemento muito rígido não sendo fácil a sua deformação.

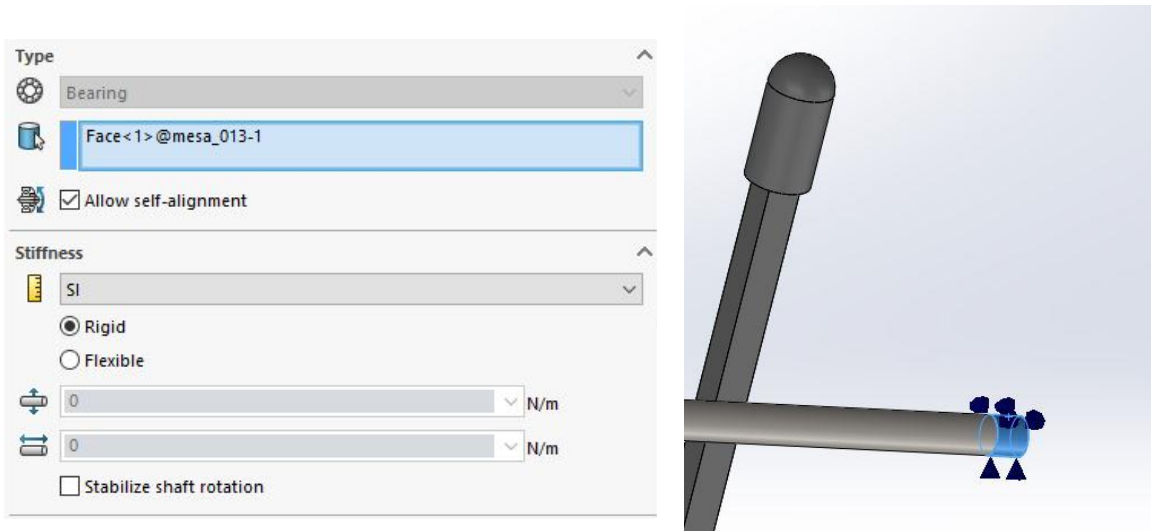


Figura 80 - Definição de constrangimento na extremidade esquerda do veio

De igual modo a outra extremidade ficou com os movimentos limitados pelo mesmo tipo de constrangimento, conforme se verifica na figura 81.

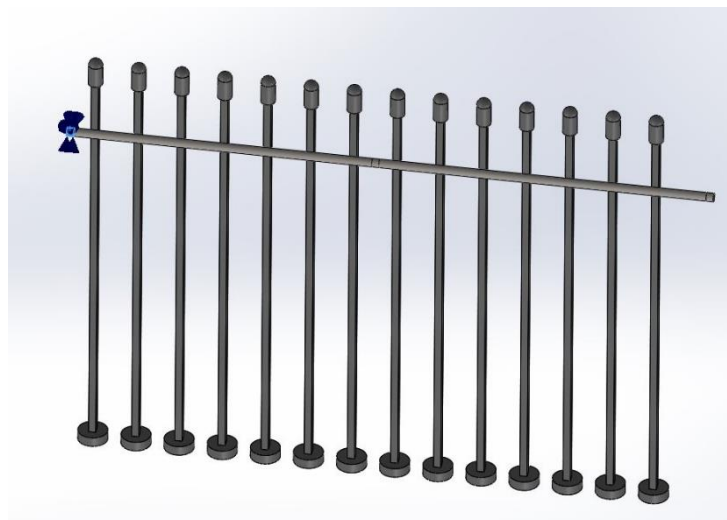


Figura 81 - Definição de constrangimento na extremidade direita do veio

Como foi referido anteriormente, para se otimizar o tempo de processamento das simulações, retirou-se o componente que faz a ligação entre veio e atuadores, a embraiagem. No entanto para manter esta ligação ativa, utilizou-se um recurso do *SolidWorks* que permite ligar elementos, neste caso pretende-se simular uma junta sólida, assim escolheu-se o tipo de ligação soldado (*Bonded*), que simula uma conexão soldada embora os elementos na realidade não estejam em contacto. Esta opção permite realizar o estudo de forma mais conservadora, uma vez que os esforços dos atuadores são totalmente transmitidos ao veio.

Aplicou-se esta ligação atuador/veio nos catorze atuadores, conforme exemplifica a figura 82, com os comandos *compatible mesh* e *non-touching* activos, os quais permitem que os componentes sejam analisados com transições suaves porque o tamanho de malha é similar nos diferentes componentes embora estes não se toquem.

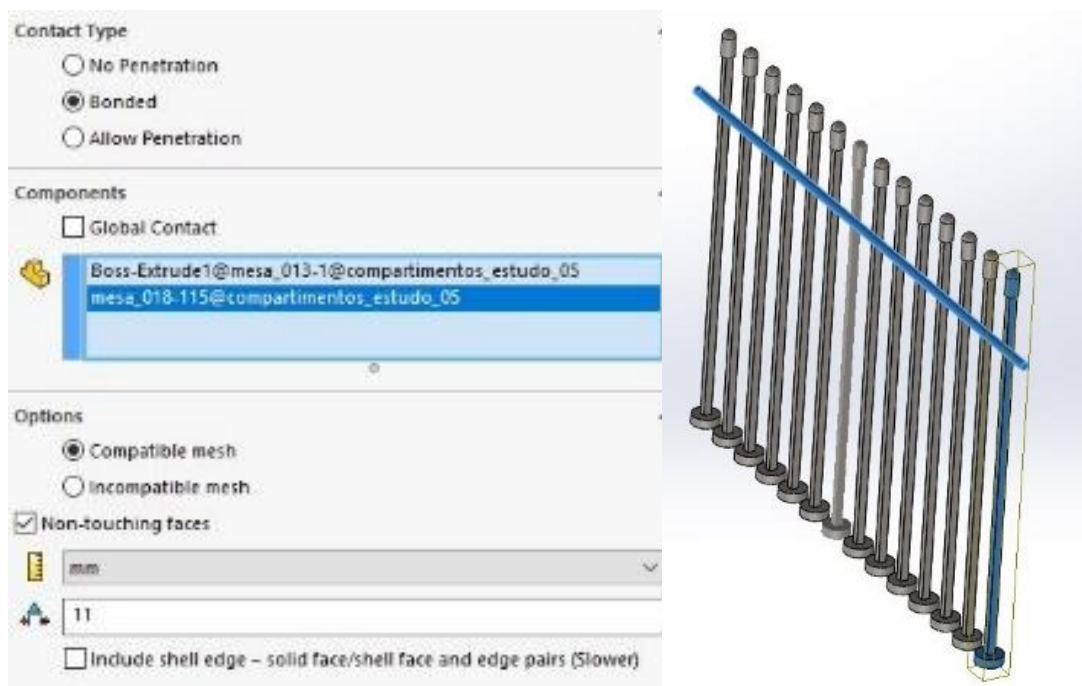


Figura 82 - Definição de ligação entre componentes

No conjunto aplicou-se uma malha do tipo *solid mesh*, que contou com 10533 elementos, conforme representado na figura 83.

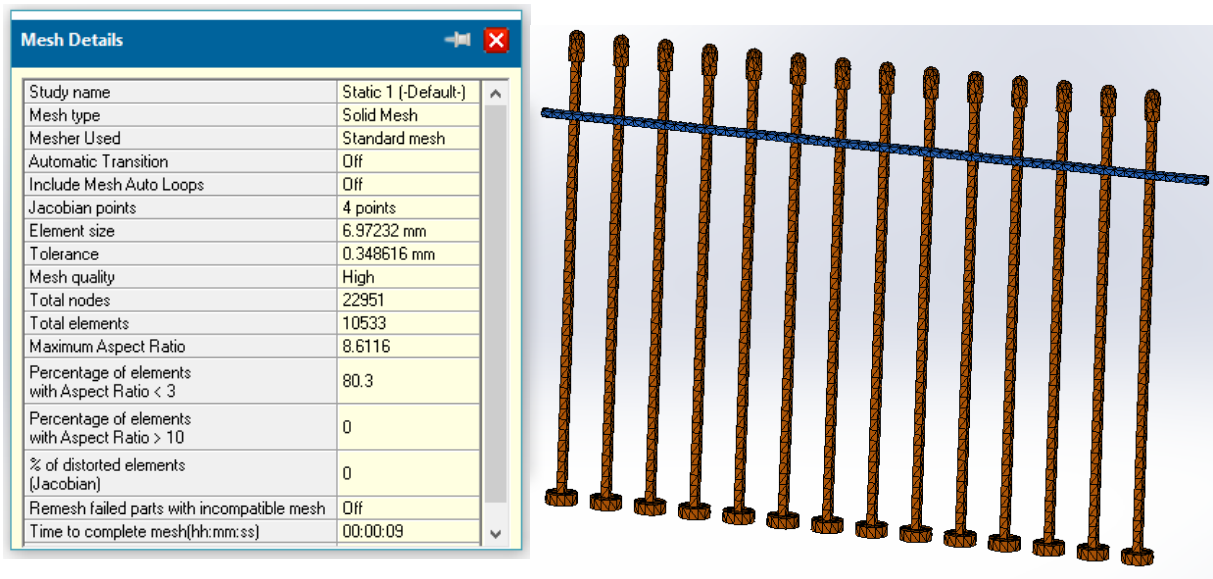


Figura 83 – Aplicação da malha no sistema de atuadores/veio

No estudo realizado, as tensões máximas de von Mises a que o conjunto está sujeito não superam os limites de cedência do material e a sua localização indica que o maior esforço será sentido nas zonas mais perto das chumaceiras, conforme se pode visualizar na figura 84.

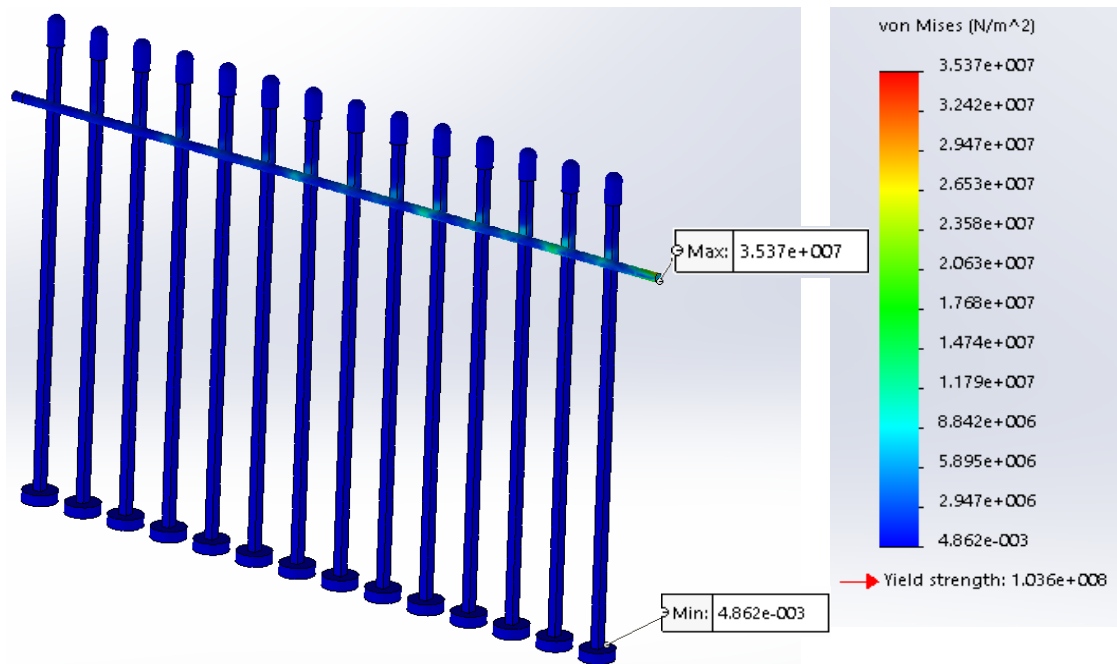


Figura 84 – Tensões de von Mises sentidas no conjunto veio/atuadores

Procedeu-se à análise das deformações/deslocamentos provocados no veio devido à força exercida nos atuadores. Embora o conjunto esteja no domínio elástico, aquando da representação gráfica da deformação, notou-se que os atuadores não se mantiveram perpendiculares à mesa, conforme figura 85.

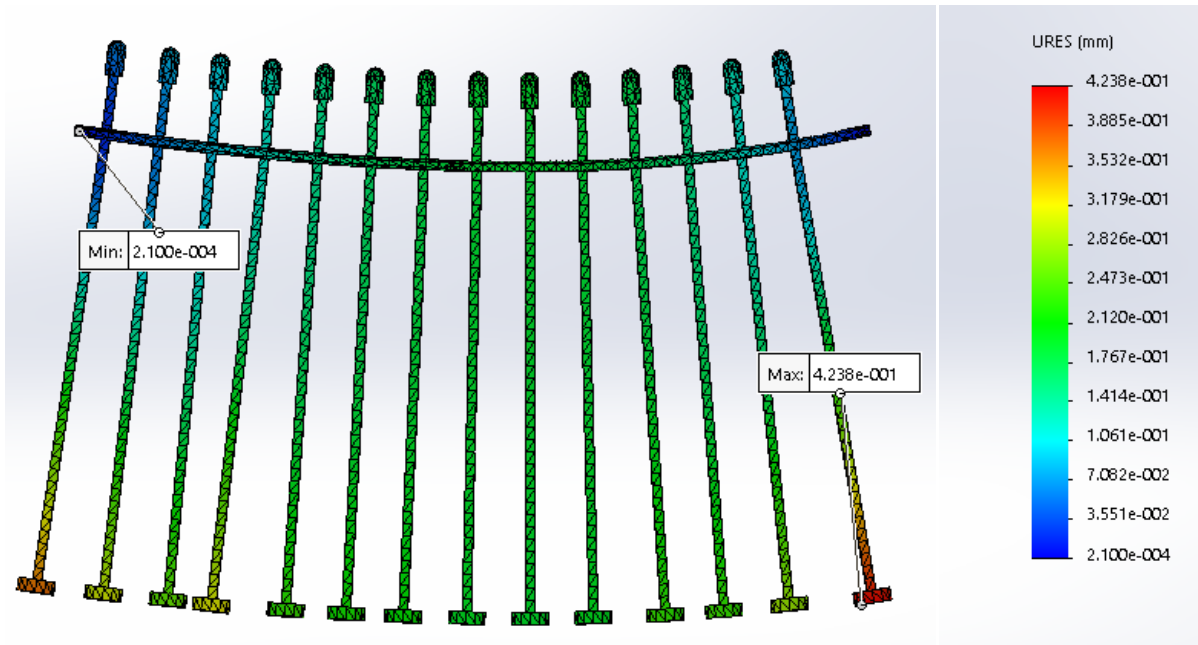


Figura 85 - Deformação no veio

Com vista a perceber qual o impacto na deformação do veio causado pela liberdade associada aos atuadores introduziu-se outro elemento no estudo, a base do bloco de atuadores, de modo a guiar os atuadores, conforme ilustrado na figura 86.

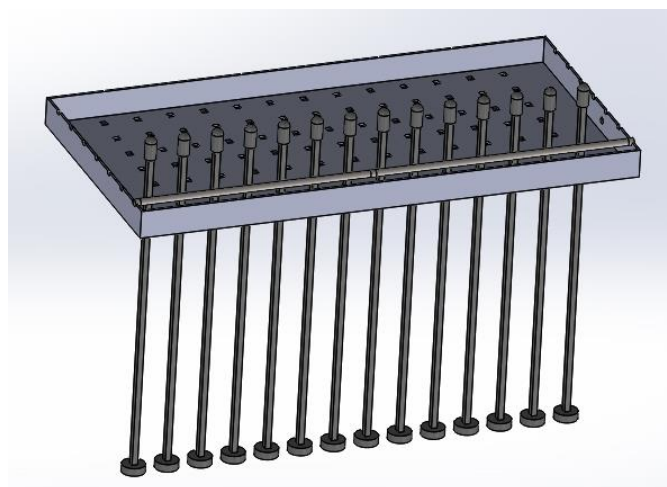


Figura 86 – Veio, atuadores e base do bloco de atuadores

Para que o elemento incorporado no estudo cumprisse o seu propósito adicionaram-se os devidos constrangimentos, o primeiro constrangimento a aplicar foi do tipo *fixed* conforme a figura 87.

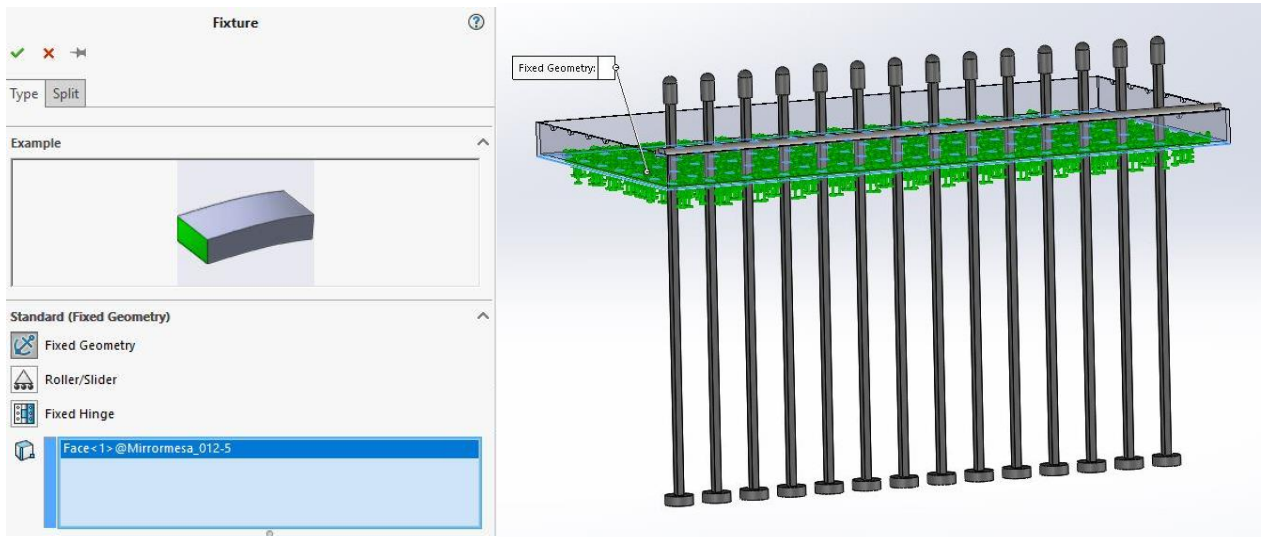


Figura 87 - Aplicação de constrangimento na base do bloco de atuadores

O segundo tipo de constrangimento foi do tipo *roller/slider*, entre a base do bloco de atuadores e cada um dos atuadores, conforme ilustrado na figura 88, este tipo de constrangimento irá garantir que o atuador apenas tem movimentos verticais.

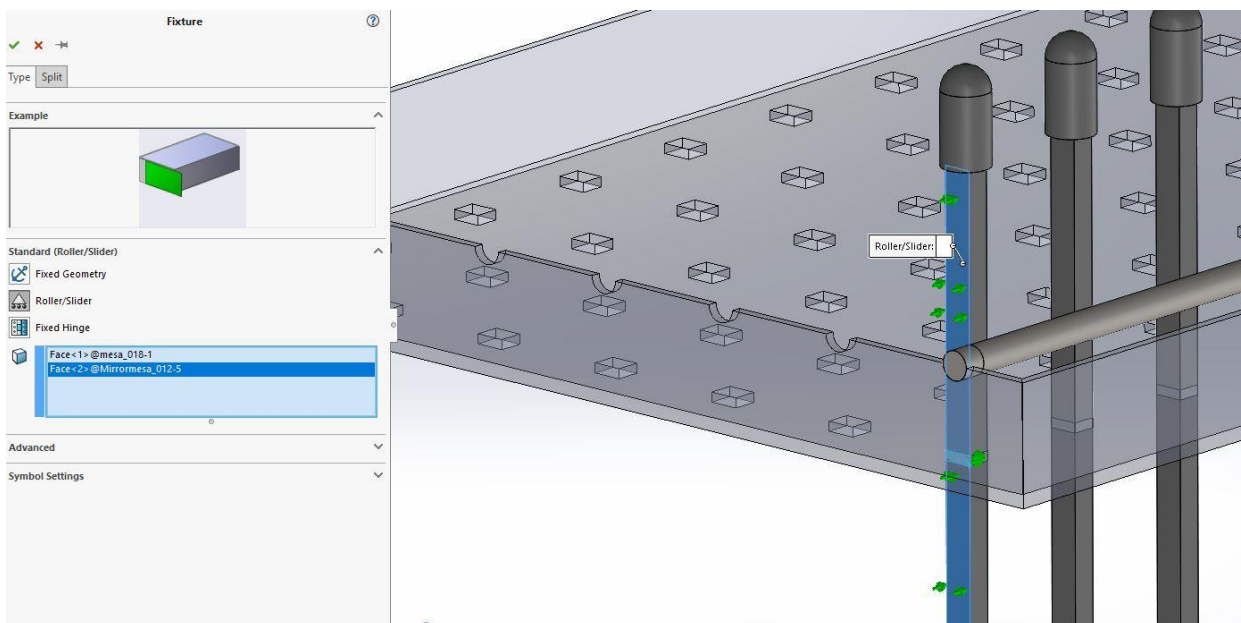


Figura 88 – Aplicação do constrangimento entre atuador e base do bloco de atuadores

Foram aplicados os mesmos constrangimentos em todos os atuadores conforme ilustra a figura 89.

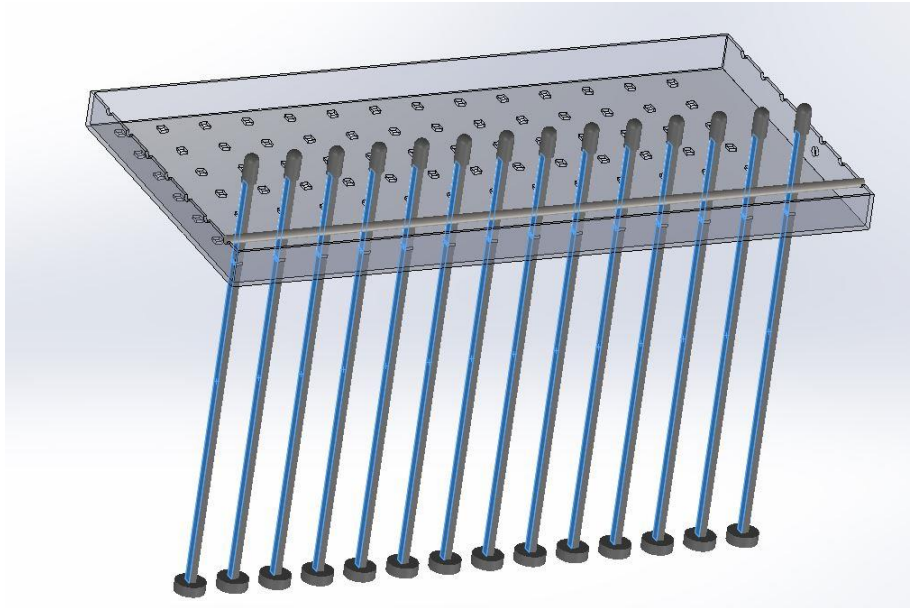


Figura 89 – Faces onde foi aplicado o constrangimento entre atuador e base do bloco

Com as definições completas correu-se novo estudo, o qual deu resultados bastante mais otimistas, como se pode verificar na figura 90, os valores reduziram substancialmente quando comparados com a versão do estudo sem a base do bloco de atuadores a garantir o alinhamento dos atuadores.

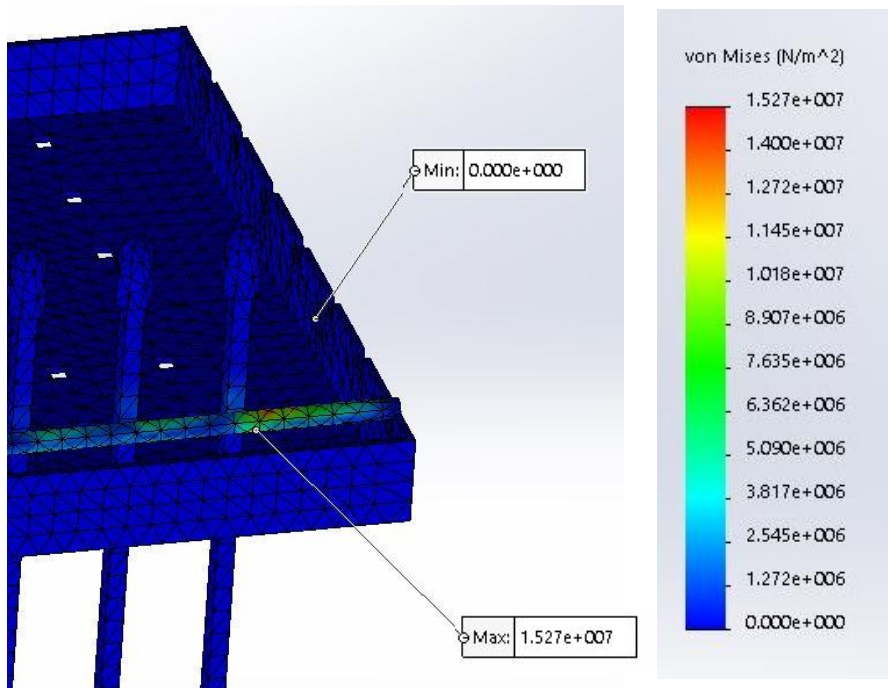


Figura 90 – Tensões de von Mises sentidas no conjunto

A figura 91, demonstra que com o constrangimento aplicado em todos os atuadores a deformação sentida no veio é muito menor passando de valores de décimas de milímetro para centésimas, sendo a deformação máxima da ordem dos 61µm.

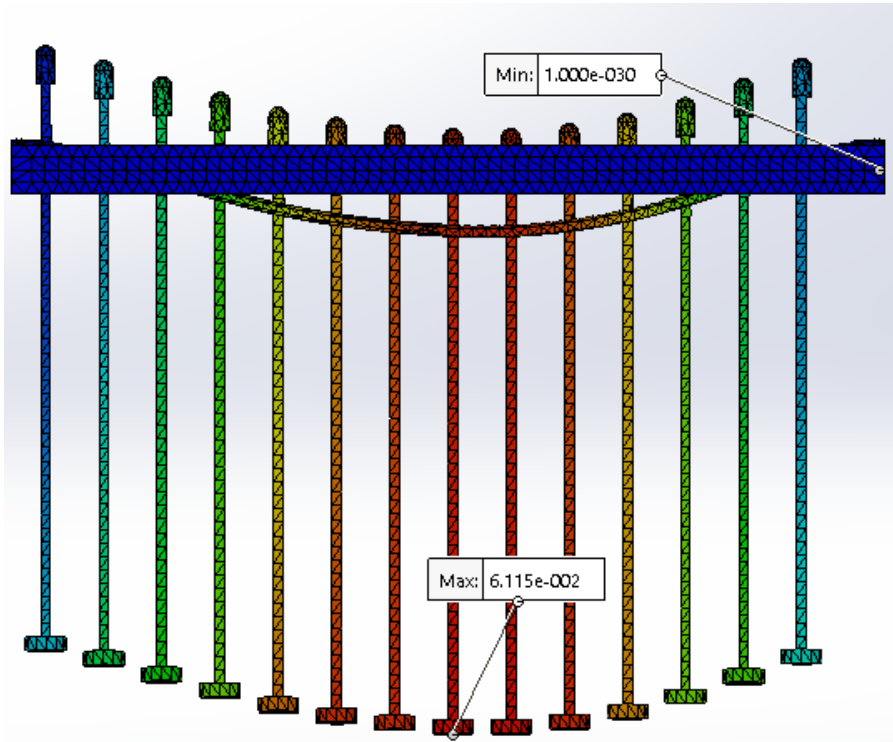


Figura 91 - Deformação do veio com atuadores paralelos entre si

4.4 Análise do bloco de atuadores

Findo o estudo do veio, pareceu importante estudar a base que suporta os veios. Nesta ótica, iniciou-se o estudo da caixa do bloco de atuadores, que para simplificar estudamos apenas a tampa inferior, demonstrada na figura 92.

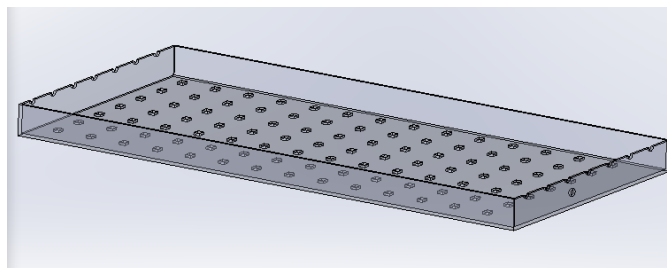


Figura 92 - Tampa do bloco de atuadores

O material escolhido foi fibra de vidro, do tipo *S-fiber* (estrutural) com as propriedades evidenciadas na figura 93.

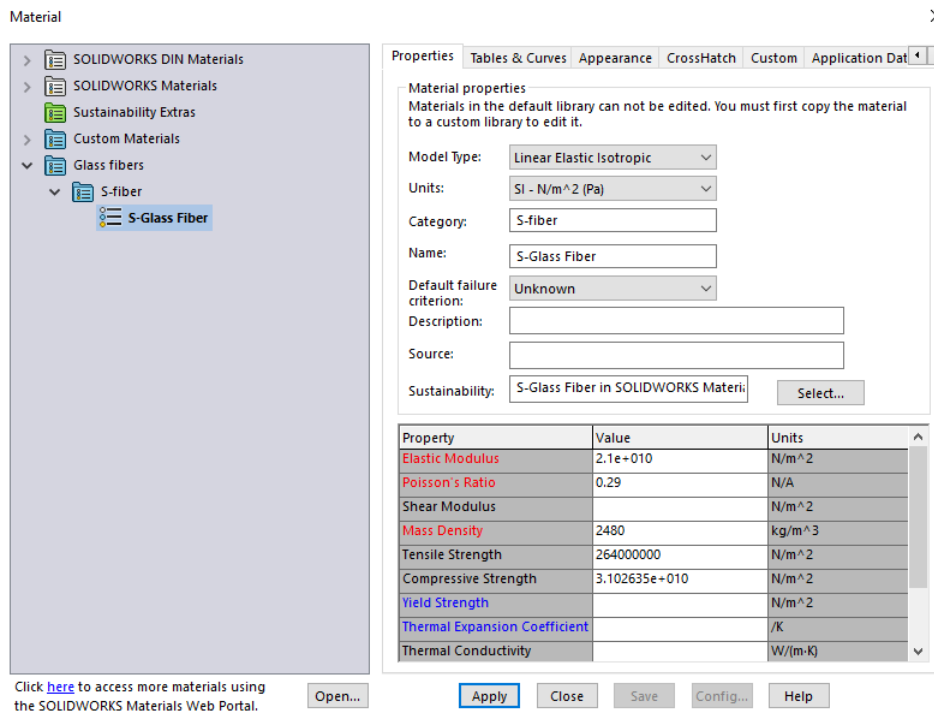


Figura 93 - Definição de material no bloco de atuadores

Aplicou-se apenas uma restrição que limita a base da tampa em seis movimentos, conforme demonstrado na imagem 94.

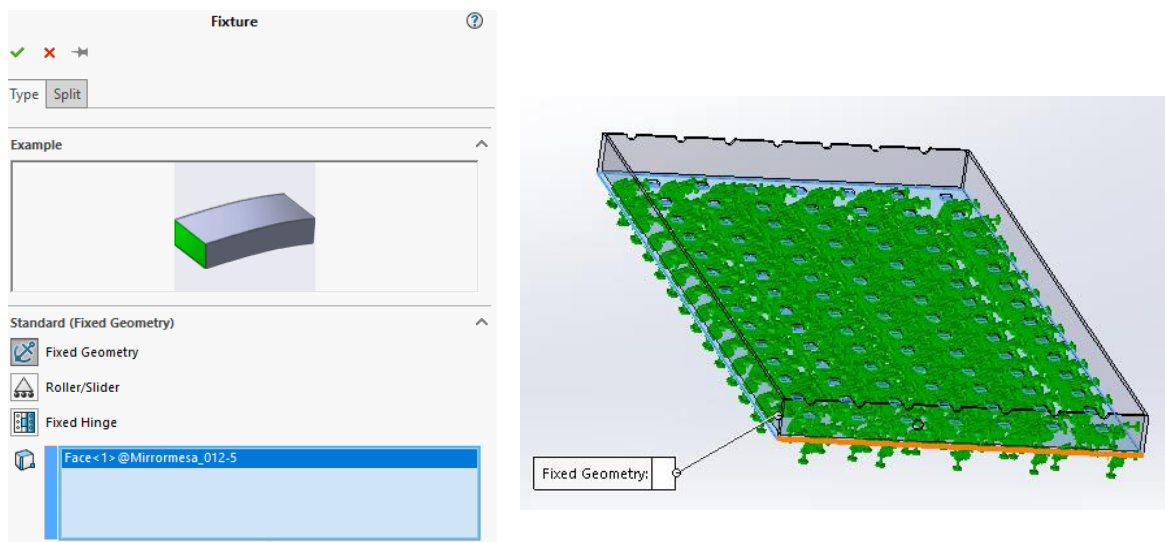


Figura 94 - Restrição aplicada à tampa do bloco de atuadores

Aplicaram-se os esforços nos apoios com uma força que equivale a metade do somatório de todos os esforços exercidos nos atuadores. Desta forma a reação transmitida aos apoios é dada por:

$$\text{Reação sentida nos apoios} = 3N \times 14 \text{ atuadores} / 2 = 21N$$

A imagem 95, ilustra a aplicação destes esforços nas concavidades onde, para fins de estudo, trabalham os veios. Num caso prático tem de ser acrescentados casquilhos ou chumaceiras.

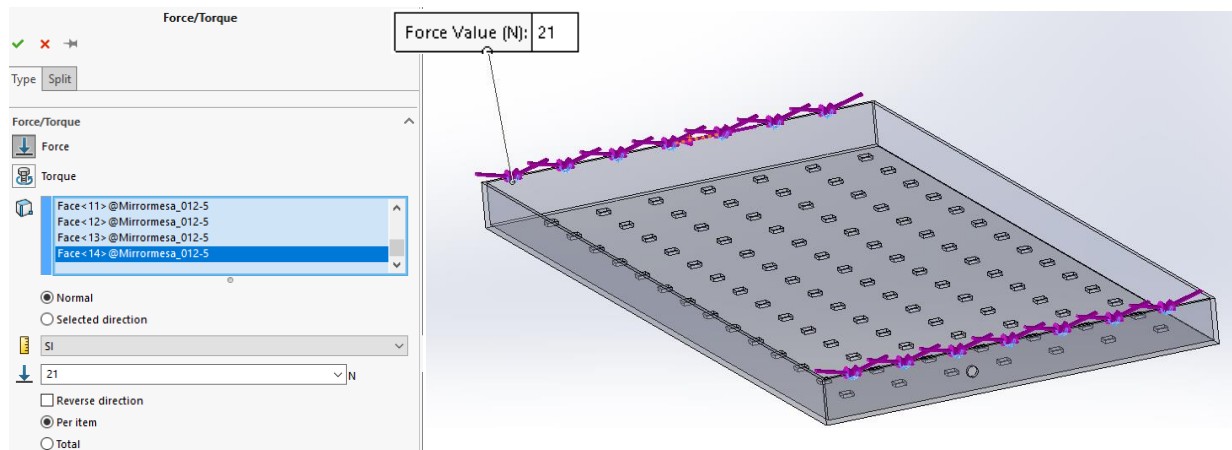


Figura 95 - Aplicação de esforços na tampa do bloco de atuadores

Procedeu-se à definição de uma malha média do tipo *solidmesh*, para tampa do bloco de atuadores que ficou com 10347 elementos, conforme explicita a figura 96.

Mesh Details	
Study name	Static 2 (-Default-)
Mesh type	Solid Mesh
Mesher Used	Standard mesh
Automatic Transition	Off
Include Mesh Auto Loops	Off
Jacobian points	4 points
Element size	10.2538 mm
Tolerance	0.51469 mm
Mesh quality	High
Total nodes	21333
Total elements	10347
Maximum Aspect Ratio	24.03
Percentage of elements with Aspect Ratio < 3	5.44
Percentage of elements with Aspect Ratio > 10	6.63
% of distorted elements (Jacobian)	0
Remesh failed parts with incompatible mesh	Off
Time to complete mesh(hh:mm:ss)	00:00:07

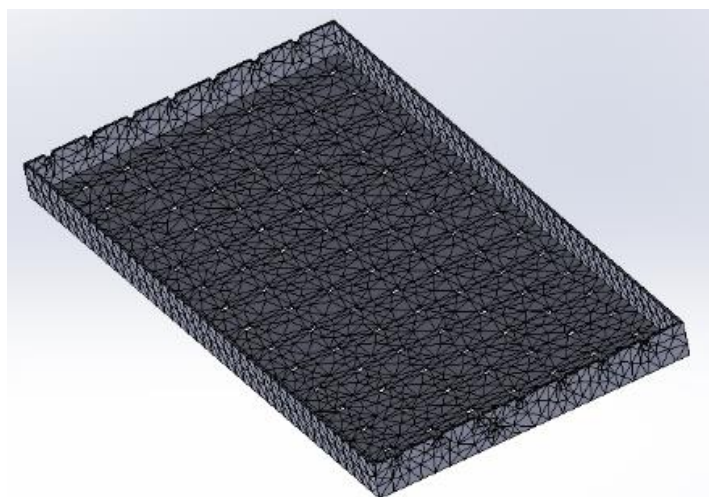


Figura 96 - Detalhe da malha aplicada da tampa do bloco de atuadores

Depois de corrido o estudo, os resultados são bastante satisfatórios, uma vez que a integridade do bloco de atuadores não é afetada nas condições configuradas anteriormente.

O valor máximo das tensões de von Mises obtido é de 1.6MPa o que está largamente abaixo da tensão de cedência do material, conforme se verifica na figura 97.

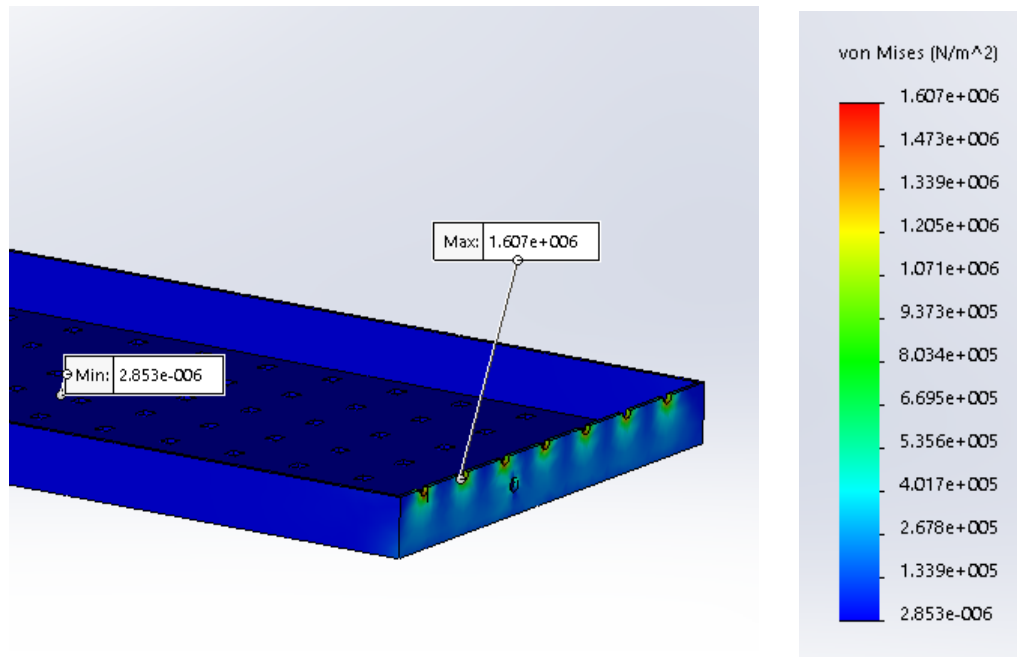


Figura 97 - Tensões de von Mises sofridas na tampa do bloco de atuadores

O estudo realizado corresponde a um dos piores cenários possíveis, uma vez que, na prática existe pelo menos um casquilho entre o veio e o bloco de atuadores, e que este aumenta a área de contacto e por isso diminui a pressão exercida no bloco de atuadores.

Este elemento pode ser otimizado, caso seja relevante.

4.5 Análise de mesa de suporte

O último elemento a ser estudado neste trabalho é a mesa de suporte. Este conjunto tem de ser capaz de suportar o paciente, daí a sua extrema importância.

Como se demonstra na figura 98, o tampo está bastante fragilizado pela furação imposta para permitir acomodação das guias dos atuadores.

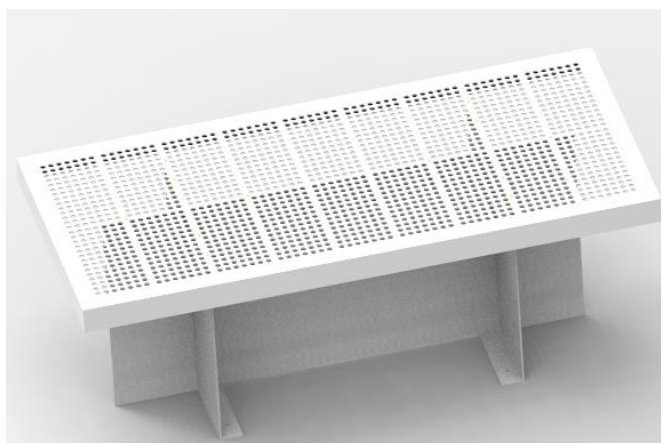


Figura 98 - Mesa de suporte

Como tem vindo a ser recorrente no decurso dos estudos elaborados, procedeu-se a simplificações no sistema, pelo que apenas irá ser alvo de estudo o tampo da mesa.

O material aplicado manteve-se o mesmo do bloco de atuadores, fibra de vidro do tipo estrutural.

Na figura 99 é possível verificar que foram aplicados constrangimentos do tipo *fixed* na localização dos parafusos.

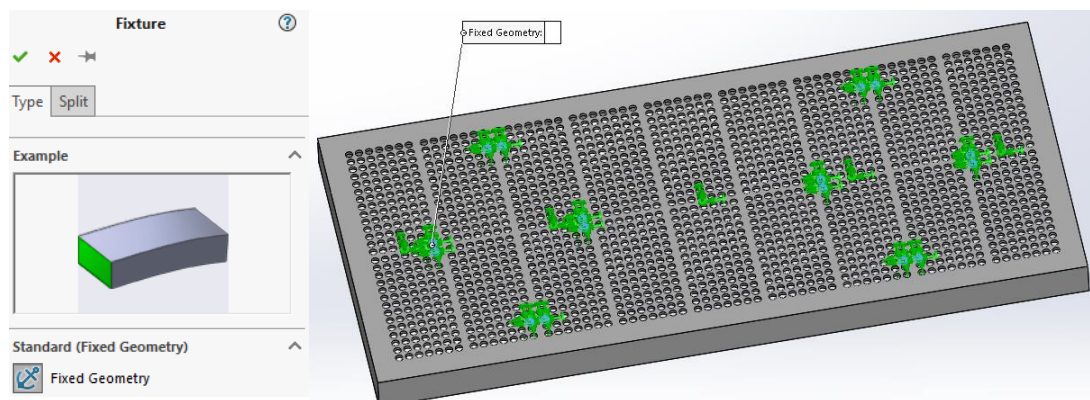


Figura 99 - Localização dos constrangimentos aplicados no tampo da mesa

A aplicação das forças foi realizada da extremidade da mesa, pois é a zona mais desfavorável e simula a subida do paciente para a mesa de Radioterapia com morfologia adaptável.

Como se pode verificar na figura 100, foi aplicada uma força de 1500 N na face da viga longitudinal, com sentido perpendicular ao tampo da mesa.

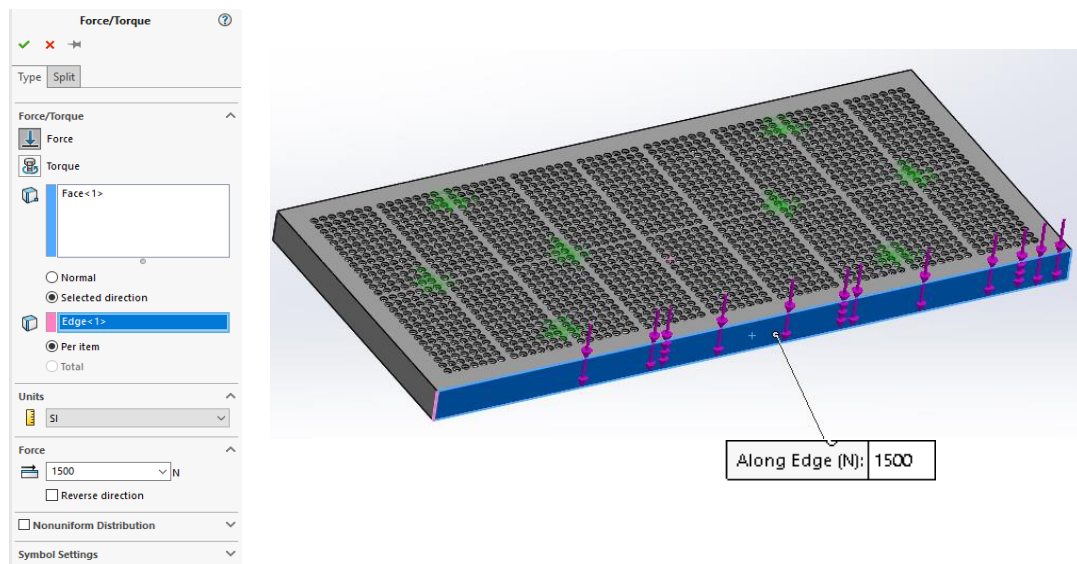


Figura 100 - Aplicação de esforços no tampo da mesa

Após corrido o estudo, os resultados obtidos são bastante satisfatórios, uma vez que as tensões de von Mises sofridas não ultrapassam valores críticos de cedência do material, para um peso de 1500N.

A figura 101, demonstra que as zonas críticas são as que estão nas imediações das fixações, apresentando tensões de von Mises de 57.8Mpa.

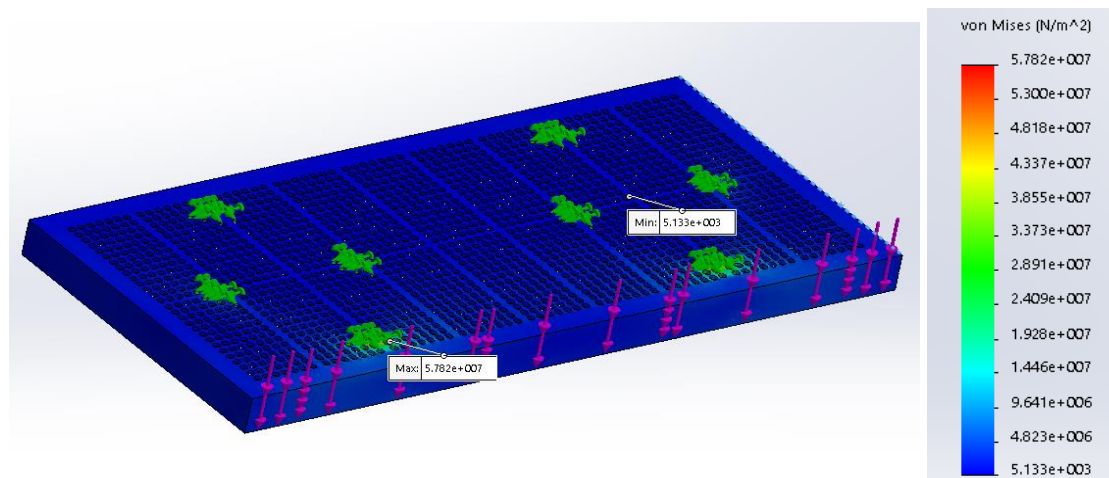


Figura 101 - Tensões de von Mises distribuídas no tampo da mesa.

O *SolidWorks Simulation* permite também retirar como resultados do estudo uma análise de fator de segurança (FOS), o qual está representado na figura 102.

No caso do tampo da mesa, o componente nas condições configuradas no estudo pode carregar com aproximadamente quatro vezes mais os esforços que lhe foram impostos.

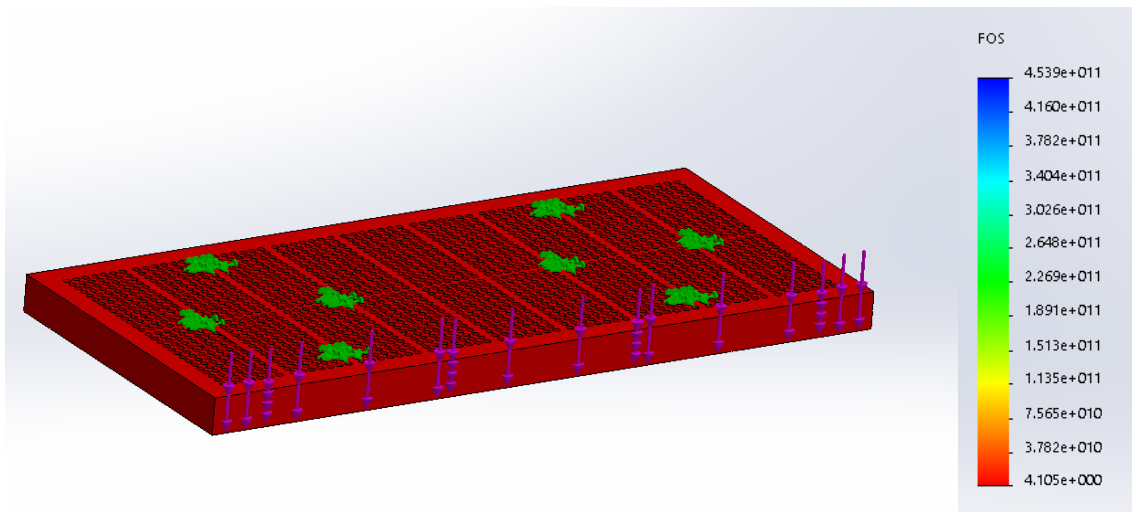


Figura 102 - Factor de segurança do tampo da mesa

5. Conclusão

Neste trabalho foi desenvolvido o projeto de uma mesa de Radioterapia com morfologia adaptável que permite uma conformação perfeita ao corpo do paciente, garantindo um tratamento mais confortável.

Com recurso à bibliográfica consultada percebeu-se que embora os equipamentos de Radioterapia (Aceleradores Lineares) tenham evoluído bastante, as mesas que acomodam os pacientes durante o tratamento não acompanharam o crescimento tecnológico. O tempo de preparação dos pacientes e equipamentos bem como a gestão de armazém dos elementos dos métodos utilizados atualmente são limitativos para pacientes e profissionais de saúde desta área.

Constatou-se que as posições de decúbito dorsal são as mais favoráveis para executar tratamentos de radioterapia e que de modo a garantir o conforto dos pacientes conseguiu investigar-se que o limiar de dor ronda os 50 kPa - este valor é obtido de pacientes cuja condição os deixa mais sensíveis.

Devido à natureza do tratamento e do ambiente onde é inserido existem várias restrições aos materiais que podem vir a fazer parte integrante de uma mesa de Radioterapia, pelo que, substâncias que possam vir a ser afetadas por radiações de baixos comprimentos de onda e altas frequências tem de ser desconsideradas, dando-se prioridade a materiais que sejam transparentes à radiação imposta pelo Acelerador Linear.

Deve ser realçada a limitação sentida na pesquisa de materiais relativamente às suas características de transparência à radiação, no entanto, já na fase final deste projeto surgiu um documento com informação pertinente sobre características de absorção de energia de radiação ionizante que embora não tenha chegado em tempo útil de ser considerada neste trabalho é disponibilizada em anexo para futuras considerações na secção de anexos em anexo 2.

Com recurso a software de desenho e engenharia assistida por computador (CAD/CAE) projetaram-se e analisaram-se alguns dos elementos críticos do sistema que compõe uma mesa de Radioterapia de morfologia adaptável. Foram consideradas as pressões que são impostas pela massa do corpo humano, garantindo que o projeto da mesa obtido é o mais confortável possível.

Um dos componentes principais da mesa desenvolvida neste trabalho é o atuador, porque para além de ser o elemento que está mais exposto é também o que entra em contacto com o paciente. Assim, tem de ser cumprir a função mecânica para o qual foi concebido, mas também tem de ser ter agradável ao toque e à vista, para que a sessão de tratamento seja menos penosa.

A solução desenvolvida para o atuador confere uma esbeltez à haste do atuador na posição máxima de trabalho do mesmo que compromete um pouco os fatores de segurança recomendados. Contudo o re-desenho ou a escolha de novos materiais agora é mais simples em relação às soluções iniciais estudadas e em caso de ser necessário podem ser alterados, considerando que foram desenvolvidos modelos paramétricos.

Outro elemento que se verificou estar inicialmente subdimensionado foi o veio das embraiagens, no entanto com recurso ao CAE, colmatou-se o problema detetado de rigidez estrutural.

Quanto ao bloco de embraiagens e a mesa de suporte dos mesmos todos os valores de tensões e deslocamento são aceitáveis no contexto de rigidez estrutural e resistência mecânica podendo de futuro vir a ser otimizados.

Para além da solução final de projeto da mesa de Radioterapia de morfologia adaptável desenvolvida neste trabalho, foram documentadas as vantagens e desvantagens das soluções iniciais propostas, que podem vir a ser utilizadas noutras circunstâncias de projeto.

Com a realização deste trabalho, pretende-se contribuir e assinalar um ponto de viragem no que diz respeito a mesas para tratamento de Radioterapia, mas também para outros tipos de tratamentos médicos e até mesmo camas de repouso.

6. Desenvolvimentos Futuros

Considerando o trabalho realizado, o mesmo poderá ser objeto de desenvolvimentos futuros nos seguintes tópicos:

1. Otimização de elementos - para veios poderão ser estudadas soluções de transmissão alternativas, para os blocos de atuadores e a estrutura da mesa poderão ser consideradas geometrias e dimensões que permitam otimizar o custo sem comprometer a integridade estrutural do sistema;

2. Energia motriz a utilizar e dimensionamento das devidas transmissões - podem-se definir soluções para fazer a energia chegar aos atuadores por intermédio de diferenciais, correias e rodas dentadas;

3. Elementos de fixação – definir os acessórios e equipamentos de ligação tais como parafusaria, chumaceiras, moentes entre outros;

4. Escolha de materiais – com base no anexo 2 definir materiais mais transparentes à radiação emitida pelos Aceleradores Lineares, como por exemplo substituir a Poliamida considerada no projeto por um tipo de teflon o politetrafluoretileno (PTFE).

7. Referencias bibliográficas

- [1] – Caetano, M. (2014), Estudo de três sistemas de imobilização utilizados em Radioterapia – perspetiva atual e futura (Dissertação de Mestrado, Escola Superior de Tecnologia de Saúde de Lisboa, Lisboa, Portugal). Lisboa: Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa/Instituto Politécnico de Lisboa.
- [2] – MorphingRT - Projecto de mesa de Radioterapia com morfologia adaptável, (2017) Proposta de projecto de investigação. Lisboa: IPI/IDI&CA, 2ª Edição;
- [3] – Furtado, A. (2012). Implementação do Protocolo ENAL num Serviço de Radioterapia: um estudo de caso (Dissertação de Mestrado, Escola Superior de Tecnologia de Saúde de Lisboa, Lisboa, Portugal). Lisboa: Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa/Instituto Politécnico de Lisboa.
- [4] – Reagen, Nov. 18, 1975, Inflatable body support, United States Patent 3919730;
- [5] – Byun, Apr. 23, 2013, Medical bed, United States Patent US 8424134 B2;
- [6] – Ogawa, et al (2015) Development and evaluation of an air mattress structure and function for reducing discomfort when elevating the head-of-bed, *Disabil Rehabil Assist Technol*, 2015; 10(1): 81–88;
- [7] – Greenhalgh et al, Apr. 20, 2004, Body support apparatus, United States Patent US 6721981 B1;
- [8] – Schaller et al, Aug. 7, 2007, Patient bed, and method for reproducibly positioning and supporting a patient therewith, United States Patent US 7251845 B2;
- [9] – Guigan, Jan. 16, 1979, Hospital bed, United States Patent 4134168;
- [10] – <http://www.anatge.com>. Acesso em: 2018
- [11] – <https://www.orfit.com>. Acesso em: 2018
- [12] – Maquet et al, 2004, Pressure pain thresholds of tender point sites in patients with fibromyalgia and in healthy controls, *Eur. J. Pain*, vol. 8, no. 2, pp. 111–117;
- [13] – E. Y. Chuang and V. Dorr, Jul.2016, “Principles of Radiation Therapy: What Hospitalists Need to Know,” *Hosp. Med. Clin.*, vol. 5, no. 3, pp. 439–451.
- [14] - <https://dynatect.com/product/clutches/mechanical-slip-clutches/>. Acesso em: 2018;
- [15] –Ribeiro, L. (2018), 5º Relatório da Bolsa de Iniciação Científica MorphingRT. Instituto Superior de Engenharia de Lisboa. Lisboa: IPI/IDI&CA, 2ª Edição;
- [16] – <http://www.resinex.pt/tipos-de-polimeros/pa.html>. Acesso em: 2018.

8. Anexos

Anexo 1

How to Select the Right Slip Clutch for Your Application

Three key factors in determining the right clutch are the **maximum shaft size**, **torque capacity** of the clutch, and **wattage capacity**. Please consider the limitations listed each Polyclutch product line.

- For torque adjustment while clutch is in use (remote torque adjustment), see the [Slip-Aire](#) clutches.
- For applications outside of these general limitations, please consult Dynatect

The clutch **capacity** is based on continuous operation at 50 RPM for over 25 million cycles. Torque, RPM, duty cycle and life are interdependent. A reduction of any of these will allow an increase in any other. (Running at 25 RPM will allow twice the torque, or running for only 10% of the cycle will allow higher RPM, etc.)

The limit is based on heat buildup measured in watts per:

Watts = Torque (inch pounds) x RPM x Duty Cycle* x 0.011.

*(% of the time the clutch is slipping, expressed as a decimal. For example, 0.5 = 50% of the time the clutch is slipping)

Design Advantages & Limitations

Design Advantages

- Smooth, reliable breakaway and continuous slip
- Proprietary burn-in process = no-stiction: static friction lower than dynamic friction
- No-break in period: Precise torque with consistent repeatability from day 1
- No sudden shock on sensitive paper/film/wire/thread, etc.
- Long life of 20 to 30 million revolutions in slip condition
- Torque range from 0.5 lb-in to 750 lb-in
- Fixed, adjustable and custom designs
- Clutches are bi-directional
- No lubrication needed
- Lower cost alternative to servo motors
- More compact/smaller and less expensive than magnetic clutches
- No reset required, no clicker (compare to ball detent)
- Offers mechanical safety in mechanically controlled systems
- American engineered and made in the USA

Design Limitations

- Max. 1.25" shaft size on a through-shaft
- Min. 1/8" (3mm) bore size
- Max. 750 lb-in torque limitation
- Not to be used as a universal joint or a spring coupler
- Does not de-couple at overload
- Cannot be exposed to radiation
- Contact a Polyclutch application specialist if slip clutch would be directly exposed to weather or wash down

SERIES 16



- Mechanical friction clutch
- Our most affordable slip clutch
- Can accommodate **shaft sizes up to 0.375 inch**
- **Torque capacities of up to 20 lb-in**
- Available in a fixed torque or adjustable torque configuration
- Go to [product specifications](#) >

SLIPPER CLUTCH



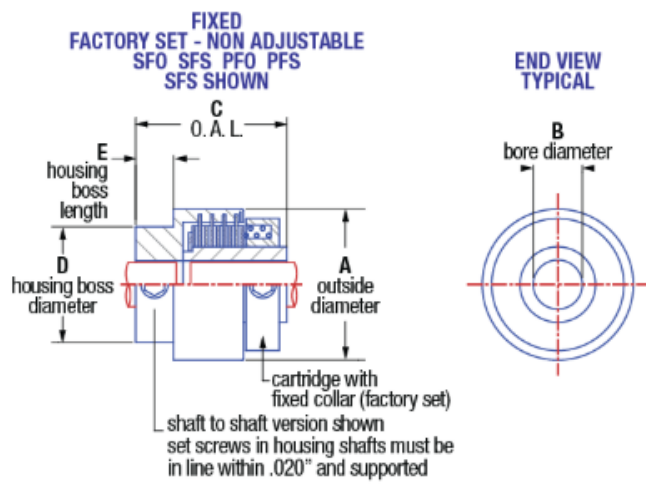
- Mechanical friction clutch
- Our standard-duty slip clutch
- Can accommodate **shaft sizes up to 1 inch**
- **Torque capacities of up to 500 lb-in**
- Available in a fixed torque or adjustable torque configuration
- Go to [product specifications](#) >

V-SERIES SLIPPER



- Mechanical friction clutch ideal for vertical mounting orientation
- Torque control for driving, capping and other applications where thrust loads are applied
- Can accommodate **shaft sizes up to 1 inch**
- Horizontal and vertical installation without driveshaft modifications
- Integrated ball bearing allows **thrust loads of 150 to 650 pounds**

Series 16 Sizes – Fixed Torque



- SFO/PFO models = Shaft-through Installation
- SFS/PFS models = Shaft-to-Shaft Installation

Model No.	Torque (lb-in)*	Watts*	B (std)**	B (max)	A	C	D	E
SFS 16 & SFO 16	1.2	6	8	10	25.40	25.40	19.30	6.35
PFS 16 & PFO 16	0.3	1	8	10	25.40	19.81	19.30	6.35

*Capacity at 50 RPM. Shown in Nm. Torque capacities are only guidelines. Higher torques and speeds are possible depending on operating conditions. Consult engineering for details.

**Bore diameters (B) other than standards shown are available up to the maximum diameter. Tolerance +.05 / -.00 mm

Anexo 2



Gamma Compatible Materials

Radiation Stability of Selected Medical Grade Polymers

MATERIAL	TOLERANCE LEVEL (KGY)	COMMENTS
Thermoplastics		
Acrylonitrile/Butadiene/Styrene (ABS)	1,000	Protected by Benzene ring structure. Avoid high dose on high Impact grades.
Aromatic Polyesters (PET, PETG)	1,000	Very stable, retains excellent clarity. Drying is essential. Good in luer connectors.
Cellulosics		
Esters and Ethers	100	
Paper, Card, Corrugated, Fibers	100-200	Paper and natural fibers scission, discolor and embrittle.
Cellulose Acetate Propionate and Butyrate	100	Retains good clarity and Impact.
Fluoropolymers		
Tetrafluoroethylene (PTFE)	5	Liberates fluorine gas, disintegrates to powder. Avoid use.
Polychlorotrifluoroethylene (ECTFE)	200	
Polyvinyl Fluoride	1,000	
Polyvinylidene Fluoride (PVDF)	1,000	
Ethylene-Tetrafluoroethylene (ETFE)	1,000	
Fluorinated Ethylene Propylene (FEP)	50	Avoid use.
Polyacetals (Delrin, Celcon)	5	Avoid use due to embrittlement.
Polyacrylics		
Polymethylmethacrylate	100	Yellows at 20-40 kGy; clarity recovers partially on aging.
Polyacrylonitrile	100	Yellows at 20-40 kGy.
Polyacrylate	100	Yellows at 20-40 kGy.
Polycyanoacrylate	200	Adhesives function at 100 kGy with less than 30% degradation.
Polyamides (Nylons)		
Aliphatic & Amorphous Grades	50	Discolours. Avoid thin films and fibers. Dry before molding.
Aromatic Polyamide/Polyimide	10,000	High heat/strength grade.
Polycarbonate	1,000	Discolours, clarity recovers after aging. Dry before molding.
Polyethylene (LDPE, LLDPE, HDPE, UHMPE, UHMWPE)	1,000	Crosslinks to gain strength, loses some elongation. All polyethylene radiation stable, low density most resistant.

Note: Physical properties of polymers that are irradiated may vary due to: section thickness; molecular weight distribution; morphology; moisture; oxygen levels; and either residual or functional stress. Each polymer must be tested in the specific application under consideration.

GAMMA COMPATIBLE MATERIALS REFERENCE GUIDE

MATERIAL	TOLERANCE LEVEL (KGY)	COMMENTS
Polyimides	10,000	
Polymethylpentene	20	Subject to oxidation degradation. Avoid use.
Polyphenylene Sulfide	1,000	
Polypropylene, Radiation Stabilized		
Homopolymer	20-50	Subject to orientation embrittlement. Validate with real time aging.
Copolymers of Propylene-Ethylene	25-60	More stable than Homopolymer.
Polypropylene, natural	20	Avoid use of unstabilized polypropylene.
Polystyrene	10,000	All styrenes are stabilized by Benzene ring structure.
Polysulfone	10,000	Amber colour before irradiation.
Polyurethane	10,000	Excellent clarity and chemical resistance to stress-cracking. Drying is essential.
Polyvinylbutyral	100	Yellows.
Polyvinylchloride (PVC)	100	Yellows, can be tinted for colour correction.
Polyvinylidene Chloride (PVDC)	100	Yellows, releases HCL.
Styrene/Acrylonitrile (SAN)	1,000	Yellows at 40 kGy.
Thermosets		
Allyl Diglycol Carbonate (Polyester)	5,000-10,000	All thermosets as a class are highly resistant.
Epoxies	1,000	Many good formulations available. Success depends on joint design and application process.
Phenolics	50,000	
Polyesters	100,000	
Polyurethanes	100-1,000	Wide formulation variations for urethanes.
Elastomers*		
Butyl	50	
Ethylene-Propylene Diene Monomer (EPDM)	100-200	Crosslinks, yellows slightly.
Fluoro Elastomer	50	Avoid multiple sterilization.
Natural Rubber (Isoprene)	100	Very stable with sulfur or resin cure systems.
Nitrile	200	Avoid multiple sterilization.
Polyacrylic	50-200	Avoid multiple sterilization.
Polychloroprene (Neoprene)	200	Avoid multiple sterilization.
Silicones (Peroxide & Platinum Catalyst Systems)	50-100	Crosslink density increases more in peroxide systems than in platinum systems.
Styrene-Butadiene	100	Avoid multiple sterilization.
Urethanes	100-200	Wide variations in urethane chemistry applied to medical devices.

*Elastomers: 1) Radiation tolerance is affected by the base polymer and the curing system used. Sulfur and resin cures are more durable.
 2) All elastomers are subject to cross-linking. Avoid folds, coils, curves in the shape packaged. Typical sterilization processing dose: 20-50 kGy (2.0-5.0 Mrads).

Although Nordion compiles this information, we do not verify radiation compatibility of the products listed. It is recommended that all materials should be tested thoroughly to verify the compounds' performance after irradiation. An excellent reference source is the Association for the Advancement of Medical Instrumentation web site at www.aami.org for a material qualification technical information report and sterilization standard.

