



**CATÓLICA**  
**ESCOLA SUPERIOR DE BIOTECNOLOGIA**

---

PORTO

**AVALIAÇÃO DOS TEMPOS DE  
RELAXAMENTO T1 MIOCÁRDICO DE  
VOLUNTÁRIOS SAUDÁVEIS EM  
RESSONÂNCIA MAGNÉTICA 3T**

por

Ana Rita Silva Gonçalves

Setembro 2023



**CATOLICA**  
**ESCOLA SUPERIOR DE BIOTECNOLOGIA**

---

PORTO

**AVALIAÇÃO DOS TEMPOS DE  
RELAXAMENTO T1 MIOCÁRDICO DE  
VOLUNTÁRIOS SAUDÁVEIS EM  
RESSONÂNCIA MAGNÉTICA 3T**

Relatório de estágio apresentado à Escola Superior de Biotecnologia da Universidade  
Católica Portuguesa para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica

por

Ana Rita Silva Gonçalves

Orientador (Universidade): Doutor António César Ferreira

Coorientador (Empresa): Dr. Tiago Teixeira

Setembro 2023



# Resumo

A Ressonância Magnética Cardíaca (RMC) é um exame que permite avaliar a estrutura do coração, vendo se os tecidos têm a constituição que deveriam ter. Algumas técnicas recentes que fazem parte do conjunto de imagens adquiridas durante uma ressonância cardíaca, ajudam a melhorar este último objetivo (**Técnicas de Mapping**, que permitem quantificar alterações das características do músculo cardíaco, através dos valores de relaxamento T1, T2 e T2\*).

Este estudo tem como objetivo determinar os valores de relaxamento T1 no músculo cardíaco de indivíduos saudáveis, utilizando o *scanner Discovery* 3T da GE, permitindo o uso da técnica de mapeamento T1 em pacientes de forma sustentada.

Foram submetidos ao mapeamento T1, 31 voluntários saudáveis, num equipamento de ressonância magnética 3T. Foi utilizada a sequência MOLLI 5(3)3, adquirindo um corte de eixo curto no nível médio-ventricular. Os valores nativos de T1 foram apresentados como médias ( $\pm$  desvio padrão), e o teste t de amostras independentes avaliou diferenças de género nos valores de T1.

Os resultados mostram um valor médio global de T1 nativo de  $1193 \pm 39$  ms, sendo os valores das mulheres estatisticamente superiores aos dos homens ( $1211 \pm 40$  vs  $1173 \pm 27$  ms, respetivamente,  $p < 0,006$ ). O sexo permaneceu o único determinante dos tempos nativos de T1, num modelo de regressão linear múltipla que incluiu idade, fração de ejeção e status de T2.

Este estudo estabeleceu valores de referência T1 nativos para valores de scanner 3T *GE Discovery*, que estão no mesmo nível daqueles já relatados por outros fornecedores, para uma sequência semelhante. Também encontramos correlação entre T1 nativo e género, com as mulheres a apresentarem valores mais elevados que os homens. Mais estudos são necessários para confirmar a influência do sexo nos valores nativos de T1.

**Palavras-chave:** Ressonância Magnética Cardíaca, mapeamento T1 nativo, MOLLI 5(3)3



# Abstract

Cardiac Magnetic Resonance Imaging (CMR) is an exam that allows the evaluation of the structure of the heart, seeing if the tissues are the way they should be. Some recent techniques that are part of a set of images acquired during a cardiac resonance, help to improve this last objective (Mapping Techniques, which allow quantify the changes in the characteristics of the cardiac muscle, through T1, T2 and T2\* relaxation values).

This study aims to determine T1 relaxation values in the cardiac muscle of healthy individuals, using GE's Discovery 3T scanner, allowing the use of the T1 mapping technique in patients in a sustained way.

31 healthy volunteers underwent T1 mapping in a 3T magnetic resonance equipment. MOLLI 5(3)3 sequence was used, acquiring a short-axis slice at mid-ventricular level. Native T1 values were presented as means ( $\pm$  standard deviation), and the independent samples t-test evaluated gender differences in T1 values.

Results show an overall mean native T1 value of  $1193 \pm 39$  ms, with women's values being statistically higher than men's ( $1211 \pm 40$  vs  $1173 \pm 27$  ms, respectively,  $p < 0.006$ ). Sex remained the sole determinant of native T1 times in a multiple linear regression model that included age, ejection fraction, and T2 status.

This study established native T1 reference values for 3T GE Discovery scanner values, which are on par with those already reported by other vendors, for a similar sequence. We also found a correlation between native T1 and gender, with women presenting higher values than men. More studies are needed to confirm the influence of sex on native T1 values.

**Keywords:** Cardiac Magnetic Resonance, Native T1 mapping, MOLLI 5(3)3

# Agradecimentos

Ao longo do meu percurso académico e pessoal destacaram-se pessoas que permitiram o meu crescimento e formação e aos quais devo deixar uma palavra de agradecimento no presente trabalho.

Ao **Dr. Tiago Teixeira**, coorientador do estágio e da presente dissertação, pela oportunidade, partilha de conhecimento científico, pela sua disponibilidade e apoio, compreensão e generosidade, sempre presentes e a quem nunca será demais agradecer.

Ao **Professor César Ferreira**, orientador do estágio desenvolvido, pela disponibilidade, boa disposição e tranquilidade ao longo deste processo.

Aos **Técnicos Esmeralda Moutinho e António Santos** pelo simpático acolhimento, pela companhia e ajuda, pela tolerância no decorrer da recolha de dados, pelas conversas e pela boa disposição.

A toda a restante equipa do **Centro Médico Avançado, Atrys**, por todo o carinho, simpatia, paciência, hospitalidade e competência profissional, e a todos os **voluntários** deste estudo que permitiram que a sua realização fosse possível.

Aos **Professores da Escola Superior de Biotecnologia da Universidade Católica Portuguesa**, pela aptidão pedagógica, disponibilidade e partilha de conhecimento, fundamentais na minha formação, ao longo destes dois anos do Mestrado.

Aos **Meus Pais (Conceição e José)**, as pessoas mais importantes da minha vida, que nunca desistiram de mim, pela dedicação, amor, carinho, amizade, apoio e suporte incondicional, e a quem terei mais dificuldade em conseguir agradecer tudo o que fizeram por mim.

Ao **Tiago Ferreira** pelo incansável apoio, pela paciência, pela procura incansável do meu bem-estar, pelo suporte nos momentos mais difíceis, pela tranquilidade e confiança.

Por último, mas com grande importância na minha vida, à **Minha Irmã Andreia**, por constituir um exemplo de resiliência e de admiração, pelas conversas e conselhos, pelo amor e amizade, pelo companheirismo, pela inspiração, pelo seu apoio e suporte incansáveis, por acreditar nas minhas capacidades e nunca me deixar desistir.

# Índice

<b>Resumo</b> .....	3
<b>Abstract</b> .....	5
<b>Agradecimentos</b> .....	6
<b>Lista de figuras</b> .....	9
<b>Lista de Tabelas</b> .....	10
<b><i>CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO</i></b> .....	<b>12</b>
1. Introdução .....	13
1.1. Motivação .....	13
1.2. Objetivo .....	14
1.3. Estrutura da dissertação .....	14
<b><i>CAPÍTULO 2: ENQUADRAMENTO TEÓRICO</i></b> .....	<b>15</b>
2.1. Anatomia e Fisiologia do Coração .....	16
2.2. Fundamentos de Ressonância Magnética .....	19
2.2.1. Princípio Físico.....	19
2.3. Ressonância Magnética Cardíaca (RMC).....	21
2.3.1. Princípios básicos da RMC: Planos de aquisição e Sequências .....	23
2.3.1.1. Planos de aquisição.....	23
2.3.1.2. Sequências em RMC .....	27
2.3.2. Considerações práticas de aquisição.....	27
2.3.3. Sincronização do ECG e posição do paciente .....	28

2.4. Técnicas paramétricas: Mapa T1 .....	29
<b><i>CAPÍTULO 3: METODOLOGIA E PROTOCOLO DO ESTUDO</i></b> .....	<b>31</b>
3.1. Método de estudo.....	32
3.2. Protocolo utilizado.....	33
3.3. Análise estatística .....	34
<b><i>CAPÍTULO 4: RESULTADOS</i></b> .....	<b>35</b>
5.1. Descrição da População em estudo .....	36
<b><i>CAPÍTULO 5: DISCUSSÃO</i></b> .....	<b>38</b>
<b><i>CAPÍTULO 6: CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS</i></b> .....	<b>42</b>
<b><i>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</i></b> .....	<b>44</b>
<b><i>ANEXOS</i></b> .....	<b>50</b>
<b>Registo Pulsado de Imagiologia Cardíaca</b> .....	<b>54</b>

# Lista de figuras

<b>Figura 2.1:</b> Representação do coração e das suas cavidades (Adaptado de Seeley (2003))...16	16
<b>Figura 2.2:</b> Circulação sistêmica e pulmonar .....17	17
<b>Figura 2.3:</b> Principais artérias que irrigam o coração: Artéria coronária direita e Artéria coronária esquerda. ....18	18
<b>Figura 2.4:</b> Componentes do Sistema de RM. A figura a) representa a localização das bobinas principal, das de gradiente x, y e z, das de recetor de radiofrequência e da bobina do corpo do transmissor de RF. A figura b) apresenta um arranjo típico para um sistema de RM com os eixos de coordenadas de referência e com a direção do campo magnético. ....20	20
<b>Figura 2.5:</b> Planos Anatômicos. Retirado de Ginat, D. T., Fong, M. W., Tuttle, D. J., Hobbs, S. K., & Vyas, R. C. (2011). Cardiac imaging: Part 1, MR pulse sequences, imaging planes, and basic anatomy.....24	24
<b>Figura 2.6:</b> Orientação dos planos cardíacos: eixo curto, eixo longo horizontal e eixo longo vertical. Retirado de Ginat, D. T., Fong, M. W., Tuttle, D. J., Hobbs, S. K., & Vyas, R. C. (2011). Cardiac imaging: Part 1, MR pulse sequences, imaging planes, and basic anatomy..25	25
<b>Figura 2.7:</b> Complexo QRS num ECG .....28	28
<b>Figura 2.8:</b> Mapa paramétrico T1. ....29	29

# Lista de Tabelas

<b>Tabela 1:</b> Principais eixos que se devem estudar em RMC. Informação retirada de Hernández, C., et al. (2007). .....	26
<b>Tabela 2:</b> Características da População em estudo. ....	36
<b>Tabela 3:</b> Avaliação dos tempos T1 e T2 em 3T .....	37
<i>Tabela 4: Dados de diferentes estudos e fornecedores utilizando a sequência MOLLI 5(3)3. Adaptado de Tribuna, L., et al. (2021) .....</i>	40

# ***CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO***

# 1. Introdução

A Ressonância Magnética Cardíaca (RMC) é um método não invasivo com importância comprovada no diagnóstico de doenças do sistema cardiovascular. Esta técnica permite a avaliação da morfologia, função ventricular, perfusão miocárdica e quantificação de fluxos, sendo útil também na caracterização tecidual miocárdica. Assim, a RMC tem sido progressivamente utilizada na cardiologia clínica, no diagnóstico de cardiopatias isquêmicas e congênitas, cardiomiopatias e miocardites (Assunção-Jr, A.N, *et al.* (2019), Delso, G., *et al.* (2021), Messroghli, D. R., *et al.* (2017)).

## 1.1. Motivação

Os constantes avanços na RMC permitiram o desenvolvimento de novas técnicas, incluindo o mapeamento paramétrico T1, que envolve múltiplas aquisições de imagens ponderadas em T1, cujas intensidades de sinal são ajustadas a um modelo de sequência de RM que descreve a curva de relaxamento T1 (Gottbrecht, M, *et al.* (2019), Graaf, W. L., *et al.* (2014)).

O mapeamento T1 tem sido amplamente utilizado devido ao seu potencial e à tendência crescente de redução do uso de contraste, e poderá ganhar cada vez mais importância no diagnóstico, acompanhamento e monitorização de algumas doenças cardiovasculares. Este contribui para a caracterização do miocárdio de forma não invasiva, sendo útil para identificar anormalidades no contexto de eventos agudos e crônicos, como edema e fibrose, bem como para detetar acumulação de gordura, ferro e amiloide (Graaf, W. L., *et al.* (2014), Kim, P. K., *et al.* (2017)).

Os valores anormais de T1, especialmente os de algumas doenças (por exemplo, amiloidose), são facilmente diferenciados dos saudáveis, mas para a maioria das doenças são difíceis de definir (Kim, P. K., *et al.* (2017)). A dificuldade é que, embora os valores nativos de T1 sejam reproduzíveis, eles variam por vários motivos: como força magnética (3T resultando em T1s nativos maiores que 1,5T), plataformas de fornecedores e sequência de aquisição. Assim sendo, é importante definir os valores de T1 nativos de indivíduos saudáveis numa RM 3T para diferentes fornecedores, uma vez que, esses dados são escassos (Kauermann, G., *et al.* (2010)).

## 1.2. Objetivo

A principal finalidade para o desenvolvimento deste projeto passa por ampliar o conhecimento científico existente em volta dos exames de imagiologia, usando técnicas avançadas de ressonância magnética aplicadas ao tecido miocárdico.

A avaliação dos mapas de T1 e T2 do miocárdio desempenham um papel central no estudo de cardiopatias estruturais e inflamatórias. Contudo, os valores de referência são variáveis em relação à população em estudo, e, especificidades técnicas, que levam à elaboração de diagramas para cada equipamento de ressonância magnética, antes da sua aplicabilidade clínica efetiva.

É nosso objetivo, com esta investigação, determinar os valores de relaxamento T1 no músculo cardíaco de pessoas saudáveis, no scanner *GE Discovery 3T*, o que permitirá, utilizar a Técnica de T1 *Mapping* em doentes de forma mais sustentada.

## 1.3. Estrutura da dissertação

A presente dissertação está organizada em sete capítulos que serão apresentados, em seguida, resumidamente.

O **capítulo 1**, correspondente à Introdução, com uma breve apresentação do tema em estudo, seguida da sua motivação, e posteriormente, o objetivo e a estrutura da mesma.

No **capítulo 2** é feito o enquadramento teórico, começando por abordar a anatomia e fisiologia do coração. Em seguida, são descritos os fundamentos da ressonância magnética e o seu princípio de funcionamento. E, por último, é abordado, também, o princípio de funcionamento da RMC, e tudo o que esta envolve.

O **capítulo 3** apresenta-nos a metodologia e o protocolo utilizados neste estudo. No **capítulo 4** são apresentados os resultados obtidos ao longo deste estudo, e no **capítulo 5** encontra-se a discussão sobre os mesmos.

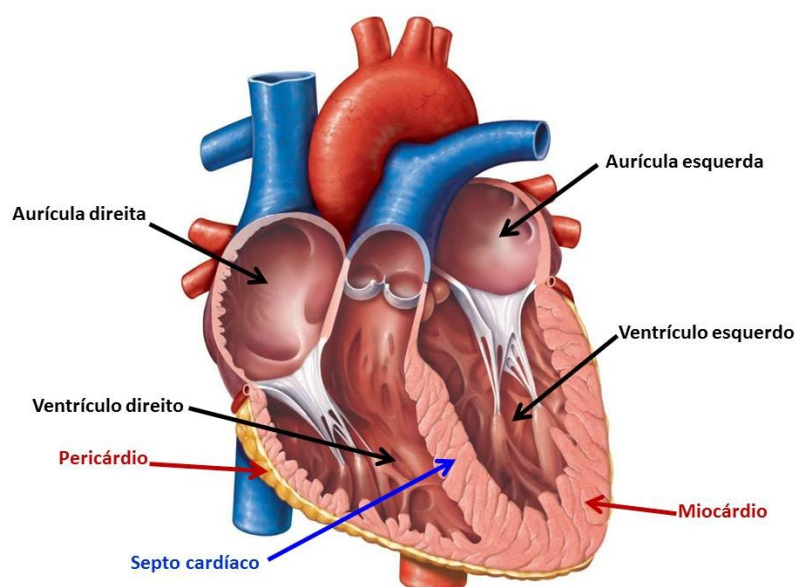
Por fim, o **capítulo 6** dedica-se às conclusões retiradas no presente estudo e aos trabalhos futuros que poderão ser aplicados.

***CAPÍTULO 2:***  
***ENQUADRAMENTO TEÓRICO***

## 2.1. Anatomia e Fisiologia do Coração

O coração é a base do funcionamento do sistema cardiovascular e, por sua vez, é um dos órgãos mais importantes do corpo humano que se localiza na parte inferior da cavidade torácica. É um órgão que funciona como uma “bomba” capaz de bombear o sangue, que através dos vasos sanguíneos chega às células dos órgãos e tecidos de todo o corpo (Corrêa, M. C. S. M. (2016), Seeley (2003)).

Este é constituído por quatro cavidades: dois ventrículos e duas aurículas, e encontra-se envolvido pelo pericárdio, que é formado por um saco fibroso (Seeley (2003)), como esquematizado na figura 1.



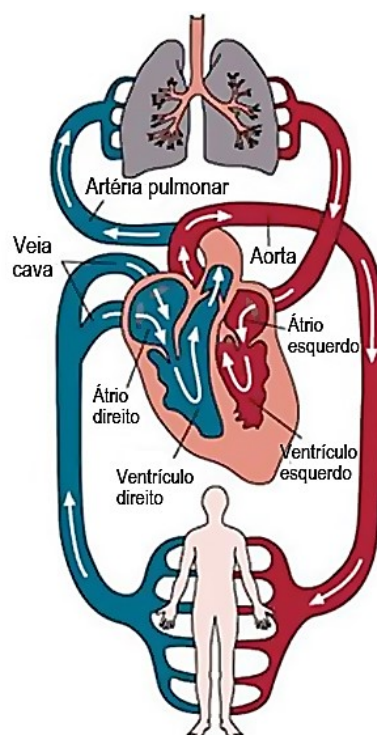
**Figura 2.1:** Representação do coração e das suas cavidades (Adaptado de Seeley (2003)).

A parede cardíaca é constituída por três tipos de tecidos: o epicárdio, o miocárdio e o endocárdio. O epicárdio reveste a superfície externa do coração; já o miocárdio, constituído por células musculares cardíacas, confere ao coração a capacidade de contração; por fim, a superfície interna e a última camada, o endocárdio, permite que o sangue flua através do coração (Corrêa, M. C. S. M. (2016)).

O coração tem quatro válvulas localizadas no miocárdio. As válvulas situadas entre as aurículas e os ventrículos, que se designam por válvulas auriculoventriculares podem ser divididas em: válvula tricúspide entre a aurícula direita e o ventrículo direito, e válvula

bicúspide entre a aurícula esquerda e o ventrículo esquerdo. As outras duas válvulas, que se encontram localizadas nas saídas dos ventrículos, são designadas por válvulas semilunares: válvula pulmonar, que fica entre o ventrículo esquerdo e a artéria pulmonar, e válvula aórtica, entre o ventrículo esquerdo e a artéria aorta (Corrêa, M. C. S. M. (2016), Seeley (2003)).

O coração é considerado uma “bomba” dupla, uma vez que a contração ocorre dos lados direito e esquerdo, simultaneamente. É necessária uma contração sincronizada das cavidades cardíacas para que o bombeamento do sangue seja eficiente, ocorrendo uma contração inicial das aurículas, e, posteriormente, dos ventrículos (Corrêa, M. C. S. M. (2016), Seeley (2003)). O sangue venoso chega à aurícula direita vindo dos diferentes órgãos, já o sangue arterial chega à aurícula esquerda proveniente dos pulmões, passando pelos respectivos ventrículos (direito e esquerdo). Um ciclo cardíaco compreende um período de sístole, no qual ocorre a contração ventricular, e um período de diástole, onde ocorre o relaxamento ventricular. Assim sendo, a sístole do ventrículo direito impulsiona o sangue venoso pela artéria pulmonar para os pulmões, regressando à aurícula esquerda pelas veias pulmonares. A sístole do ventrículo esquerdo impele o sangue através da artéria aorta para ser distribuído por todos os tecidos. A figura 2 representa esquematicamente ambas as circulações (sistêmica e pulmonar) (Seeley (2003), Mahadevan, V. (2018)).

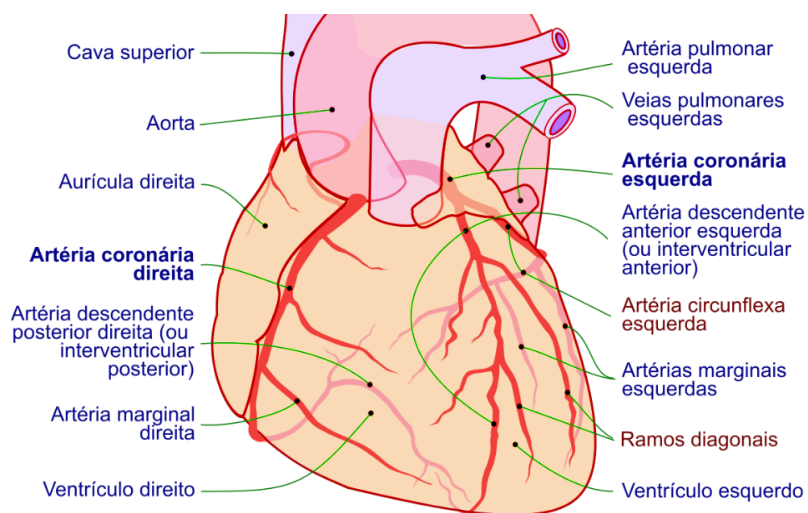


**Figura 2.2:** *Circulação sistêmica e pulmonar*

Os valores dos volumes de ejeção do sangue e do que permanece nas cavidades cardíacas após cada sístole e diástole são medidas importantes, que podem ser usadas na parte clínica para avaliação da função cardíaca. Uma das medidas que é possível acessar através de exames de diagnóstico, como, por exemplo, numa ressonância magnética cardíaca, ou numa cintigrafia de perfusão do miocárdio, é o valor da fração de ejeção que corresponde à percentagem de sangue que é ejetado dos ventrículos em cada sístole (Slawson, S. H. (1998); Fred A., *et al.* (2006); Lipke, C., *et al.* (2004)).

O ventrículo esquerdo, durante a sístole, diminui cerca de 20% no percurso do seu eixo longo, e 40% ao longo do seu eixo curto, à medida que as paredes deste contraem. Durante a diástole o miocárdio relaxa, sem que ocorra um declínio do seu volume, mas a pressão do ventrículo esquerdo diminui, sendo esta fase designada de relaxamento isovolumétrico (Fred A., *et al.* (2006)).

O coração para além de ser responsável por bombear o sangue, permitindo a irrigação de todos os órgãos do corpo, é também responsável pela sua própria irrigação. Assim, quando o ventrículo esquerdo contrai, a válvula aórtica abre, sendo que o sangue é ejetado através da artéria aorta. A artéria aorta divide-se formando as artérias coronárias direita e esquerda, que são responsáveis pela irrigação miocárdica (Fred A., *et al.* (2006); Mahadevan, V. (2018)). A figura 3 ilustra as principais artérias que irrigam o coração.



**Figura 2.3:** Principais artérias que irrigam o coração: Artéria coronária direita e Artéria coronária esquerda.

Perante situações fisiológicas que exijam um aumento de aporte sanguíneo aos tecidos, o coração necessita de aumentar a sua função, o que leva a um aumento da sua própria irrigação e aporte de oxigénio, assim para o coração responder de forma positiva são necessárias alterações no fluxo coronário (Marcu, C. B., *et al.* (2006); Souto, A. L. M., *et al.* (2017)).

As artérias coronárias, ao sofrerem alterações patológicas no seu diâmetro, são capazes de limitar o fornecimento de sangue ao miocárdio, causando um comprometimento da viabilidade e fisiologia miocárdicas (Souto, A. L. M., *et al.* (2017)).

## **2.2. Fundamentos de Ressonância Magnética**

A ressonância magnética é um fenómeno físico de troca de energia que ocorre quando a frequência periódica das ondas eletromagnéticas é igual à frequência de movimento dos corpos. Esta troca de energia dá-se entre núcleos de átomos de hidrogénio e ondas eletromagnéticas, com origem em campos magnéticos oscilatórios, e ocorre sempre que a frequência oscilatória dos campos aplicados coincidir com a frequência de rotação dos núcleos de hidrogénio. Contudo, para este fenómeno ocorrer é necessário que os núcleos de hidrogénio estejam alinhados, sendo que o responsável por este alinhamento é o campo magnético. Quanto maior for o campo magnético estático, mais prótons estão alinhados paralelamente ao campo. O campo magnético ( $B_0$ ) vai criar uma excitação aos prótons de hidrogénio alinhados naquele plano para que eles passem para o plano transversal, desta forma, alguns hidrogénios vão absorver energia das ondas eletromagnéticas externas e mudar a orientação do campo magnético. Os hidrogénios que mudaram a sua orientação assumem um estado de energia, e, conseqüentemente, irão libertar essa energia na forma de sinal de ressonância magnética (Westbrook, C., & Kaut, C. (2000); McRobbie, D. W., *et al.* (2017); Hanson, L. G. (2009)).

### **2.2.1. Princípio Físico**

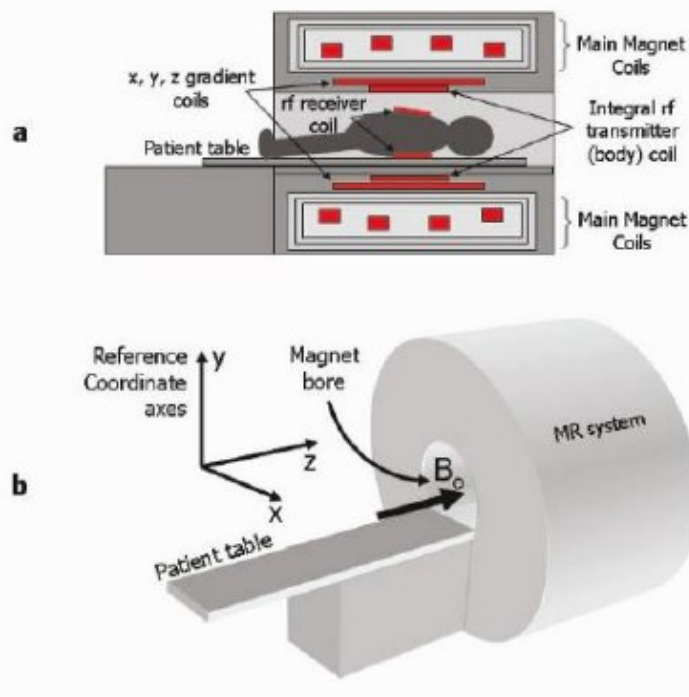
Um sistema de imagem por ressonância magnética compreende três componentes eletromagnéticos principais (Ridgway, J. P. (2010)):

- Um conjunto de bobinas magnéticas principais;
- Três bobinas de gradiente;
- Uma bobina transmissora de radiofrequência.

Estes componentes originam diferentes campos magnéticos que, quando, aplicados a um paciente produzem sinais de ressonância magnética codificados, sendo usados para formar

imagens. Os três tipos diferentes de campo magnético são definidos da seguinte forma: um campo magnético forte e constante é gerado pelas bobinas magnéticas principais, e um sistema de coordenadas de referência de três eixos ortogonais, x, y e z é usado para definir a direção do campo magnético, com o eixo z escolhido para ser paralelo à direção de  $B_0$  (Ridgway, J. P. (2010); Hanson, L. G. (2009)).

O  $B_0$  é medido em unidades de Tesla (T), e os sistemas de RM típicos apresentam principalmente campos magnéticos de 1,5T ou 3T (Ridgway, J. P. (2010)).



**Figura 2.4:** Componentes do Sistema de RM. A figura a) representa a localização das bobinas principal, das de gradiente x, y e z, das de recetor de radiofrequência e da bobina do corpo do transmissor de RF. A figura b) apresenta um arranjo típico para um sistema de RM com os eixos de coordenadas de referência e com a direção do campo magnético. Retirado de Ridgway, J. P. (2010): *Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians: part I*.

O corpo humano é constituído por uma grande quantidade de átomos de hidrogénio distribuídos, essencialmente, pelo tecido adiposo e pelo conteúdo corporal de água. Os núcleos de hidrogénio consistem num único próton de carga positiva, e apresentam uma propriedade intrínseca conhecida como *spin* nuclear, que dá origem a um campo magnético pequeno para cada próton designado de momento magnético. Os *spins* são orientados aleatoriamente, no

entanto, quando sujeitos a um campo magnético externo fixo ( $B_0$ ) tendem a alinhar-se na mesma direção. Quanto maior a força do campo magnético aplicado ( $B_0$ ), maior o excesso de prótons alinhados com o campo magnético, e maior o tamanho da magnetização (Ridgway, J. P. (2010); McRobbie, D. W., *et al.* (2017)).

Os pulsos de radiofrequência (RF) podem ser aplicados através de uma bobina de transmissão de RF aos prótons, perturbando o seu alinhamento no estado de equilíbrio. Assim sendo, estes sofrem um desvio do eixo z e adquirem um movimento de rotação em torno deste. Quanto maior for a amplitude do pulso de RF, maior é o desvio do eixo z em direção ao plano formado pelos eixos x e y, originando um maior ângulo (Mazzola, A. A. (2009); Ridgway, J. P. (2010)).

Após o pulso de radiofrequência, o sistema de *spin* começa a retornar ao seu estado original - o equilíbrio. Este processo é conhecido como relaxamento. Existem dois processos de relaxamento distintos: o primeiro processo de relaxamento, relaxamento longitudinal, normalmente referido como relaxamento T1, é responsável pela recuperação do componente z ao longo do eixo longitudinal (z) e do seu valor no estado de equilíbrio; o segundo processo de relaxamento designado de relaxamento transversal, é responsável pelo decaimento do componente xy, causando um decaimento correspondente do sinal de RM observado. O relaxamento longitudinal e transversal ocorre ao mesmo tempo, contudo, o relaxamento transversal é, por norma, um processo mais rápido para o tecido humano. O sinal decai muito antes do *spin* retornar ao seu estado de equilíbrio (Mazzola, A. A. (2009); Ridgway, J. P. (2010); McRobbie, D. W., *et al.* (2017)).

O equipamento de ressonância magnética apresenta bobinas com gradientes orientados nos planos x, y e z, assim como uma antena de receção de sinal que permite captar a energia emitida pelos átomos de hidrogénio, localizando-a espacialmente, e convertendo-a, através da transformada de Fourier numa imagem (Ridgway, J. P. (2010)).

### **2.3. Ressonância Magnética Cardíaca (RMC)**

Uma das maiores vantagens da ressonância magnética cardíaca é a caracterização tecidual de diversas estruturas e doenças cardíacas. Com os mais recentes avanços nesta área, a caracterização deixou de ser apenas qualitativa, e passou a ser quantitativa sendo medida através de mapas paramétricos dos valores de T1 e T2. Os mapas paramétricos permitem a mensuração de áreas de edema, inflamação, cicatrizes e, principalmente, a avaliação de

alterações miocárdicas sistémicas que ocorrem no espaço extracelular (Fernandes, J. L. (2015)).

A RMC é um exame cada vez mais utilizado na prática clínica de um cardiologista, devido às suas características para avaliação morfológica e funcional do coração, quanto para pesquisa de isquemia e de cicatrizes miocárdicas. A caracterização e diferenciação tecidual são um dos fatores de maior impacto diagnóstico da RMC (Kim, P. K., *et al.* (2017); Fernandes, J. L. (2015)).

A diferenciação tecidual desenvolvida pela RMC baseia-se, essencialmente, na distinção qualitativa entre um tecido considerado patológico e o tecido normal. Nos últimos anos, foi possível uma mudança na forma de se fazer essas avaliações e promover o recurso a novas técnicas que se designam de mapas paramétricos (Aherne, E., Chow, K., & Carr, J. (2020); Kim, P. K., *et al.* (2017)).

Neste tipo de avaliação quantitativa são usadas técnicas que permitem avaliar os tempos de relaxamento T1 ou T2. Estas técnicas baseiam-se na aquisição de imagens sincronizadas com o eletrocardiograma (ECG) (Xanthis, *et al.* (2018)). Na avaliação quantitativa, um corte do miocárdio pode ser avaliado através da aquisição da mesma imagem com diferentes modulações de variáveis que permitem obter vários pontos e realizar um ajuste da curva apropriada para se obter um valor objetivo. Os parâmetros medidos pelos mapas paramétricos incluem os valores de T1, T2 e T2\* (Messroghli, D. R., *et al.* (2017); Xanthis, *et al.* (2018)).

De acordo com a *American Heart Association* (AHA), realizam-se aquisições do eixo curto basal, médio e apical, em planos de 2, 3 e 4 câmaras. Para quantificar o valor de T1 e T2, os contornos endocárdico e epicárdico podem ser delimitados manualmente, segmentando-os, ou desenhando regiões de interesse (ROIs), que incluem cada segmento miocárdico, seguindo-se, posteriormente, o cálculo da média T1 e T2 dos valores obtidos (American Heart Association (2023)).

A principal vantagem destes métodos serem quantitativos é o facto de permitirem realizar uma monitorização evolutiva e poderem ser utilizados em doenças difusas, pois não necessitam de comparação com segmentos normais (Kim, P. K., *et al.* (2017); Fernandes, J. L. (2015)).

Os mapas miocárdicos em T1 e T2, na RMC, permitem melhorar a caracterização tecidual e a detecção precoce da doença cardíaca. Através das propriedades de relaxamento T1 e T2, é possível quantificar e visualizar, de modo não invasivo as alterações patológicas do tecido devido a processos como edema, doença infiltrativa e fibrose. A caracterização tecidual baseada no mapeamento T1 e T2 atravessa uma fase de transição de uma ferramenta de pesquisa para uma modalidade clínica, já que a sua utilidade foi demonstrada por diversas doenças como miocardite, amiloidose, *Anderson-Fabry* e deposição de ferro, relativamente a doenças cardíacas (Kim, P. K., *et al.* (2017)).

As técnicas de imagem do miocárdio T1 e T2 tornam-se cada vez mais utilizadas na prática clínica. Contudo, os valores normais para os tempos T1 e T2 estão estabelecidos para RMC de 1,5T. Para 3T os dados permanecem escassos (Fernandes, J. L. (2015)).

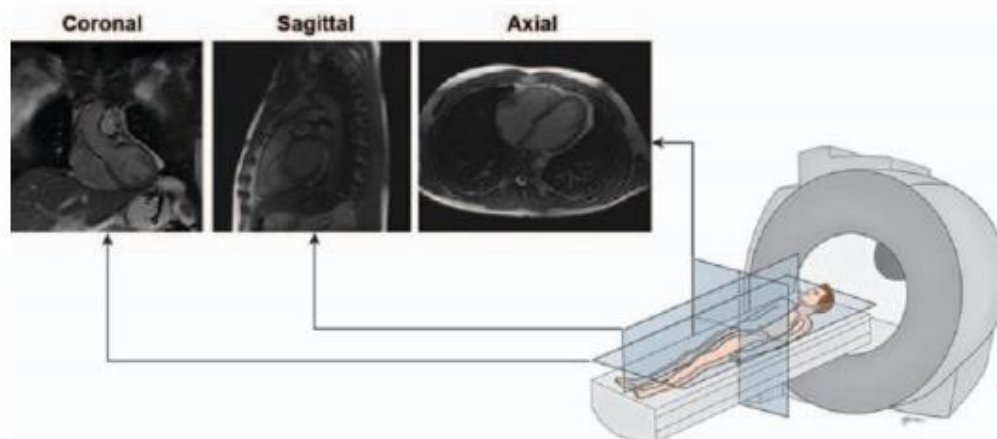
Os mapas paramétricos miocárdicos T1 e T2, sem a utilização de contraste endovenoso, são técnicas promissoras para a avaliação quantitativa de patologias miocárdicas difusas, no entanto, devido a dados conflitantes em relação aos valores normais, a implementação clínica de rotina desse método ainda é um desafio (Souto, A. L. M., *et al.* (2017)).

## **2.3.1. Princípios básicos da RMC: Planos de aquisição e Sequências**

### **2.3.1.1. Planos de aquisição**

Atualmente, a avaliação do sistema cardíaco por ressonância magnética afirmou-se, clinicamente, como uma das mais importantes aplicações desta técnica de diagnóstico, visto que a RMC permite um estudo alargado do funcionamento do coração e da sua anatomia, assim como dos grandes vasos. A localização anatômica, a orientação das estruturas cardiovasculares, a aquisição dos planos de estudo e as sequências específicas da RMC a serem utilizadas tornam esta técnica complexa (Bellenger, N. G., *et al.* (2000); Grothues, F., *et al.* (2004)).

Em ressonância magnética cardíaca os dois principais sistemas de coordenadas usados incluem os planos do corpo e os cardíacos. Os planos anatômicos estão orientados, ortogonalmente, ao eixo longo do corpo e podem ser: axial, sagital e coronal (figura 2.5). Estes planos são usados para obter imagens da morfologia cardíaca (Bellenger, N. G., *et al.* (2000); Hernández, C., *et al.* (2007)).

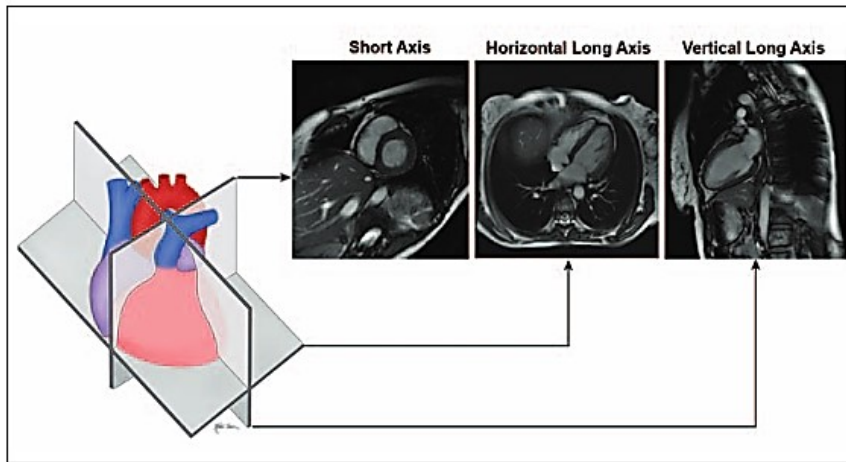


**Figura 2.5:** Planos Anatômicos. Retirado de Ginat, D. T., Fong, M. W., Tuttle, D. J., Hobbs, S. K., & Vyas, R. C. (2011). *Cardiac imaging: Part 1, MR pulse sequences, imaging planes, and basic anatomy.*

As sequências *cine* avaliam e quantificam a anatomia, a função e a contractilidade cardíaca. A sequência utilizada, atualmente, é a SSFP (*Steady-State Free Precession*), porque possui uma maior resolução temporal e espacial, e melhor contraste entre o sangue circulante e o miocárdio. As imagens obtidas com estas sequências são visíveis durante o ciclo cardíaco (Hernández, C., *et al.* (2007)).



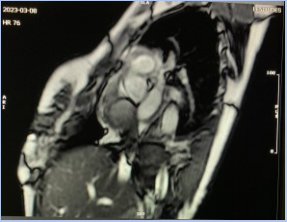
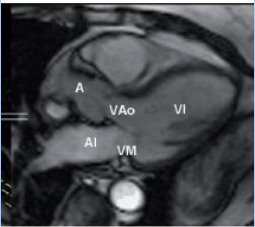
Os planos cardíacos são definidos ao longo de uma linha que se estende desde o ápice cardíaco até ao centro da válvula mitral - eixo longo do coração, usando as imagens do plano axial do corpo (Ginat, D. T., *et al.* (2011)).

Os eixos que se devem estudar em qualquer estudo de RMC são: duas câmaras (eixo largo do ventrículo esquerdo); quatro câmaras; eixo curto e três câmaras (via de saída do ventrículo esquerdo) que estão apresentados na figura 2.6 e descritos na tabela 1. As quatro câmaras do coração e o pericárdio podem ser observados através do plano axial, os grandes vasos pelo plano sagital e o plano coronal pode avaliar a saída ventricular, a aurícula esquerda e as veias pulmonares (Bellenger, N. G., *et al.* (2000); Ginat, D. T., *et al.* (2011)).



**Figura 2.6:** Orientação dos planos cardíacos: eixo curto, eixo longo horizontal e eixo longo vertical. Retirado de Ginat, D. T., Fong, M. W., Tuttle, D. J., Hobbs, S. K., & Vyas, R. C. (2011). *Cardiac imaging: Part 1, MR pulse sequences, imaging planes, and basic anatomy.*

*Tabela 1: Principais eixos que se devem estudar em RMC. Informação retirada de Hernández, C., et al. (2007).*

<p><b>Duas câmaras</b></p> 	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Este plano obtém-se traçando um eixo paralelo ao septo interventricular, demonstrando o maior diâmetro do ventrículo esquerdo.</li> <li>• Este eixo está alinhado com o de quatro câmaras, passando pelo centro da válvula mitral e pelo ápice cardíaco.</li> <li>• Este plano define o eixo mais longo do ventrículo esquerdo.</li> </ul>
<p><b>Quatro câmaras</b></p> 	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Este plano pode ser verificado no eixo curto.</li> <li>• É usado um plano perpendicular que corta a parede livre do ventrículo direito e que se localiza na parte inferior do músculo papilar anterior do ventrículo esquerdo.</li> <li>• Este plano passa pelas válvulas mitral e tricúspide.</li> </ul>
<p><b>Eixo curto</b></p> 	<ul style="list-style-type: none"> <li>• O eixo curto consegue-se, traçando um plano perpendicular ao eixo longo do ventrículo esquerdo.</li> <li>• É usado para avaliar a contratilidade e quantificar a função cardíaca (massa miocárdica, volume cardíaco, fração de ejeção).</li> <li>• Para quantificar os parâmetros da função cardíaca todo o ventrículo deve ser incluído.</li> </ul>
<p><b>Três câmaras</b></p> 	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Este plano é obtido pela via de saída da artéria aorta e do ápice do ventrículo esquerdo.</li> <li>• É útil para avaliar a porção anterior do septo interventricular, a parede posterolateral do ventrículo esquerdo e do ápice cardíaco.</li> </ul>

### 2.3.1.2. Sequências em RMC

Em estudos de RMC as sequências mais utilizadas na prática clínica podem ser divididas em (Pennell, D. J., *et al.* (2004); Bastarrika, G., *et al.* (2004)):

- Sequências de pulso (anatômicas);
- Sequências gradiente-eco (anatômicas e cine);
- Sequências de fluxo;
- Sequências 3D gradiente-eco.

A informação clínica do paciente e as anormalidades detetadas durante o estudo de RMC indicam o tipo de sequência a ser utilizada, pois num único exame é possível obter informações anatômicas e funcionais com maior precisão, resolução espacial e reprodutibilidade do que em outras técnicas comuns utilizadas para o diagnóstico de cardiopatias, como, por exemplo, a ecocardiografia e exames de medicina nuclear (Pennell, D. J., *et al.* (2004); Bastarrika, G., *et al.* (2004)).

As sequências de pulso usadas em RMC podem ser divididas em sequências “sangue escuro” (*dark-blood*) e sequências “sangue claro” (*bright-blood*). Nas sequências de “sangue escuro”, o sangue circula com um fluxo elevado e apresenta baixo sinal, ou seja, é hipotenso em relação ao miocárdio normal. Este grupo inclui sequências spin-eco convencionais (SE), sequências spin-eco rápidas (turbo-spin-echo-TSE) e sequências spin-eco com duplo pulso de inversão recuperação (HASTE), e são utilizadas para obter informação anatômica do coração e grandes vasos (Finn, J. P., & Edelman, R. R. (1993)). As sequências de “sangue claro” são sequências gradiente-eco (*Gradient-Echo-Sequences-GRE*), e o sangue que circula é hipertenso em relação ao miocárdio normal (Pereles, F. S., *et al.* (2001)).

### 2.3.2. Considerações práticas de aquisição

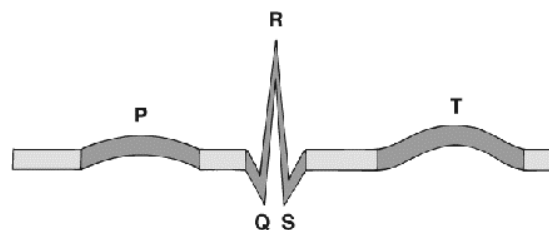
Para além da escolha da sequência de mapeamento T1 e dos parâmetros do protocolo é importante definir a fase cardíaca e a orientação da aquisição da imagem, assim como, a cobertura do ventrículo esquerdo. De forma a minimizar o movimento miocárdico durante a aquisição de imagens de disparo único é recomendável que os mapas T1 sejam obtidos numa fase cardíaca diastólica média a final. Se adquiridos no final da sístole, os mapas T1 beneficiam dos efeitos de volume parcial reduzido das estruturas circundantes. Em contraste com uma

qualidade de imagem limitada durante a sístole, alguns estudos demonstraram que os mapas T1 apresentavam menos artefactos, um maior número de segmentos avaliáveis e forneciam estimativas miocárdicas T1 mais robustas em pacientes com variações do intervalo RR durante a apneia ou batimentos cardíacos arrítmicos. Os valores sistólicos nativos de T1 e ECV são ligeiramente menores do que os diastólicos, o que pode ser explicado por valores diferentes de volume sanguíneo no miocárdio (Reiter, G., *et al.* (2018); Ginat, D. T., *et al.* (2011)).

O mapeamento T1 na orientação do eixo curto normalmente representa a primeira escolha de aquisição, principalmente nas regiões basais e médio-ventriculares do ventrículo esquerdo, por causa do comportamento favorável em relação aos efeitos do volume parcial (Reiter, G., *et al.* (2018)).

### 2.3.3. Sincronização do ECG e posição do paciente

A colocação dos eléctrodos cardíacos na superfície corporal depende da orientação do coração. Em RMC é necessário sincronizar o estudo com o eletrocardiograma (ECG) para melhorar a qualidade das imagens obtidas. Os eléctrodos do ECG devem ser colocados cuidadosamente de modo a se obter um intervalo QRS mais amplo com ondas R atingir o pico e ondas T de baixa amplitude (figura 2.7), sendo que, a aquisição de imagens baseia-se numa correcta identificação das ondas R (Poustchi-Amin, M., *et al.* (2003); Hernández, C., *et al.* (2007)).



**Figura 2.7:** Complexo QRS num ECG

Para se obter o sinal é necessário que os eléctrodos estejam colocados próximos do coração, tentando evitar-se estruturas que dificultem a captação deste, como, por exemplo, a mama e o esterno. Por sua vez, o facto do sinal que se origina no coração ser fraco, deve-se evitar interposições entre os eléctrodos. A corrente eléctrica detetada é amplificada e transmitida,



ao campo magnético. Por meio dessas imagens, a diferentes tempos depois do pulso de radiofrequência inicial, pode-se medir a mudança da intensidade de sinal das imagens, e, assim, o tempo que os núcleos de hidrogênio do miocárdio levam para recuperar o sinal. Isto é, o tempo de relaxamento longitudinal ou T1 do miocárdio. Para a sua perfeita execução são necessárias aquisições em momentos idênticos de diferentes ciclos cardíacos (Perea Palazón *et al.* (2016); Hamlin, *et al* (2014)).

A maioria dos equipamentos de RM já inclui a capacidade de executar uma sequência que pode ser usada para o mapeamento de T1, chamada de sequência *Look-Locker* (LL). A sequência LL é limitada pela variabilidade da frequência cardíaca e aquisição durante as diferentes fases do ciclo cardíaco. Portanto, o contorno dos limites epicárdico e endocárdico é limitado por efeitos de volume parciais (Hamlin, *et al* (2014)).

Para as imagens de T1, a primeira sequência que permitiu a produção de mapas em tempos de pausa respiratória razoável foi identificada como *Modified Look-Locker Inversion* (MOLLI), em 2004. Essa técnica é baseada em pulsos de inversão da magnetização longitudinal, que são aplicados repetidamente ao longo de diversos batimentos cardíacos. O esquema inicialmente introduzido 5(3)3(3)3 apresenta seis batimentos cardíacos entre os pulsos de inversão. Uma vez que o período de recuperação é curto, essencialmente, para altas frequências cardíacas, o esquema de aquisição depende da frequência cardíaca das estimativas de tempos T1 nativos do miocárdio normal. A sequência MOLLI 5(3)3 promove uma melhoria na sensibilidade da frequência cardíaca, prolongando o período entre os pulsos de inversão para oito batimentos cardíacos (Fernandes, JL (2015)).

Uma variação da sequência MOLLI, desenvolvida em Oxford, foi apresentada em 2010 recebendo o nome de *Shortened MOLLI* (shMOLLI). Na técnica de shMOLLI também são utilizadas aquisições com inversão de pulso, com apenas nove batimentos cardíacos e, portanto, de forma mais rápida que as outras combinações anteriores. Como é bastante curta não há tempo para recuperação total da magnetização longitudinal, mas o algoritmo usa uma interpretação condicional utilizando os dois últimos pontos de aquisição apenas em casos em que o T1 é mais curto (Fernandes, JL (2015)).

No entanto, novas técnicas estão a ser estudadas, como por exemplo, a sequência *Saturation Recovery single-Shot* (SASHA) e *Saturation-Pulse Prepared Heart-rate Independent Inversion-Recovery* (SAPPHIRE) (Hamlin, *et al.* (2014)).

# ***CAPÍTULO 3: METODOLOGIA E PROTOCOLO DO ESTUDO***

## 3.1. Método de estudo

O presente estudo desenvolveu-se em torno de um estudo científico clínico, sendo avaliadas variáveis como idade, gênero e patologias. Por fim, foi realizada uma análise estatística com a ocultação dos dados identificativos dos voluntários. Os dados foram recolhidos de forma indireta e manual pelos profissionais de saúde autorizados, sendo analisados de forma anonimizada e registados num local protegido acessível, exclusivamente, aos investigadores do estudo, não comprometendo a sua confidencialidade. Cada participante assinou um consentimento informado com informação relativa aos objetivos do estudo, da confidencialidade e do anonimato dos dados fornecidos.

Trinta e um voluntários saudáveis, sem fatores de risco cardiovascular, definidos pelos padrões recomendados foram selecionados a partir de publicidade local. Após assinatura do termo de consentimento interno, aprovado pelo comitê de ética da instituição, foi realizada ressonância magnética cardíaca sem contraste.

Dos indivíduos que realizaram a ressonância magnética cardíaca, foram selecionados os que seriam representativos de uma população saudável. Os critérios de exclusão basearam-se na presença dos seguintes fatores de risco cardiovascular:

- Hipertensão arterial, definida como valores tensionais sem medicação superiores a 135/90 mmHg;
- Dislipidemia, definida como valores de colesterol LDL superiores a 130 mg/dl;
- Diabetes mellitus, definida como presença de 2 valores de glicémia em jejum superior a 120 mg/dl ou hemoglobina glicosilada superior a 6%;
- Tabagismo ativo ou com suspensão há menos de 5 anos;
- Doença cardiovascular familiar prematura (antes dos 65 anos nas mulheres e antes dos 55 nos homens).

Este baseia-se na realização de exames de ressonância magnética cardíaca a voluntários saudáveis (31) de ambos os sexos, com o objetivo de determinar um valor que apresente boa correlação com as aquisições, de forma que a avaliação quantitativa seja eficiente para apenas um segmento miocárdico, com a finalidade de comparar os valores normativos do mesmo, para o equipamento utilizado.

O estudo foi realizado no Centro Médico Avançado - Atrys, em Santa Maria da Feira, entre fevereiro e junho de 2023, visto que este dispõe de um equipamento de ressonância magnética 3T, uma sala operacional para análise das imagens adquiridas, de softwares para processamento das imagens adquiridas (*Circle*) e um sistema de arquivo de imagens, para além do serviço incluir o médico cardiologista especialista em ressonância magnética cardíaca (coorientador deste estudo).

Todos os exames foram realizados num equipamento 3T *GE Discovery*, que é constituído por uma bobina cardíaca para receção do sinal, uma bobina de radiofrequência para a transmissão do sinal e monitorização e sincronização do ECG e captura de imagens com pausa expiratória para minimizar os artefactos causados pelos movimentos respiratórios.

## 3.2. Protocolo utilizado

O protocolo utilizado na realização do nosso estudo baseou-se no protocolo previamente definido no Centro Médico Avançado. Os valores de T1 e T2 foram definidos segundo o protocolo vigente na instituição, recolhendo os parâmetros de imagem como:

- Tempo de Eco (TE);
- Tempo de Repetição (TR);
- *Flip Angle* (FA);
- Tamanho do campo (FOV);
- Matriz;
- Largura da banda (BW);
- Espessura de corte;
- Tempo de inversão;
- *Trigger Time*.

Os planos transversal, sagital e coronal (ortogonais) foram utilizados para a realização da aquisição das imagens e para a localização do coração, recorrendo a sequências SSFP e MOLLI durante repetidas suspensões em três eixos longos (2, 4 e 3 câmaras) e num eixo curto (basal, médio e apical) cobrindo o ventrículo esquerdo para avaliar o movimento da parede e quantificação da câmara cardíaca.

Para a aquisição de T2 foi utilizada a sequência T2FatSat, resultando em três imagens que são obtidas a partir de intervalos RR, que dependem da frequência cardíaca.

Para a análise do mapa T1 a aquisição dos dados foi feita nos planos basal, médio-ventricular e apical. As sequências deste mapa são conseguidas através de sincronização eletrocardiográfica. Assim, a sequência MOLLI foi a técnica utilizada para se obter o mapa T1.

As imagens obtidas foram posteriormente, processadas no software *Circle Cardiovascular Imaging* (*client version 5.13.9*, Canada). Os volumes sistólico e diastólico e a massa do ventrículo esquerdo foram determinados pelos contornos endocárdico e epicárdico do VE.

As imagens analisadas foram avaliadas pelos técnicos de imagiologia e pelo médico cardiologista. A avaliação das imagens foi feita em relação aos artefactos causados por efeitos de suscetibilidade, movimento cardíaco ou respiratório. A presença de algum tipo de artefacto levou à exclusão de todos os segmentos miocárdicos afetados.

Para a obtenção do Mapa T1, o ventrículo esquerdo do miocárdio foi delineado através do contorno endocárdico e epicárdico, garantindo que a ROI está definitivamente dentro do miocárdio.

### **3.3. Análise estatística**

Os dados foram analisados por meio da estatística IBM SPSS (software versão 25). As variáveis contínuas são apresentadas como médias ( $\pm$  desvio padrão), comparadas pelo teste t de amostras independentes. Variáveis categóricas são apresentadas como percentagens.

Os valores miocárdicos de T1 foram avaliados com base num modelo de regressão linear múltipla que incluiu idade, sexo e fração de ejeção.

## ***CAPÍTULO 4: RESULTADOS***

# Resultados

Neste capítulo é apresentada a caracterização dos indivíduos participantes no estudo, bem como a avaliação do tempo de relaxamento T1 e T2 miocárdico. Relativamente à análise estatística, procura-se compreender se as variáveis, como a idade e o sexo, têm influência significativa nos diferentes valores nativos de T1.

## 5.1. Descrição da População em estudo

Dos 31 voluntários que completaram o estudo, três deles foram excluídos, uma vez que, dois apresentavam descobertas incidentais, como pequenos derrames pericárdicos, nas imagens *cine* adquiridas, e outro voluntário por apresentar valores nativos de T1 elevados, sem sinais de doença cardíaca. A população de estudo ficou assim composta por 28 voluntários saudáveis.

As características da população estudada são apresentadas na tabela 2, a média de idade foi de  $39,2 \pm 13,9$  anos, composta por 54% de mulheres (n=15).

*Tabela 2: Características da População em estudo.*

	Mulheres	Homens	População geral	<i>p-value</i>
<b>N (N %)</b>	15 (54%)	13 (46%)	28	-----
<b>Idade (anos)*</b>	$39,2 \pm 13,9$	$40,1 \pm 17,7$	$38,1 \pm 8,0$	0,690

\*Média e desvio padrão em percentagem

Os exames realizados usando a técnica T1 *mapping* para o miocárdio foram examinados e os tempos de relaxamento globais são apresentados na tabela 3.

**Tabela 3: Avaliação dos tempos T1 e T2 em 3T**

	<b>Mulheres</b>	<b>Homens</b>	<b>População geral</b>	<b>p-value</b>
<b>T1 nativo (ms)<sup>x</sup></b>	1211 ± 40	1173 ± 27	1193 ± 39	0.006
<b>T2<sup>x</sup></b>	1,4 ± 0,3	1.5 ± 0,2	1,5 ± 0.2	0.540

<sup>x</sup> Média e desvio padrão em percentagem

A população apresentou um tempo T1 nativo médio de 1193 ± 39 ms. O T1 miocárdico nativo foi maior nas mulheres (1211 ± 40 vs 1173 ± 27 ms, p < 0,006). O sexo permaneceu o único determinante dos tempos nativos de T1.

# ***CAPÍTULO 5: DISCUSSÃO***

## Discussão

Até ao momento, o nosso estudo é o primeiro a estabelecer os valores de referência nativos de T1 em voluntários saudáveis num scanner 3T *GE Discovery*. Esses valores obtidos foram de  $1193 \pm 39$  ms.

As variações nos valores normais de T1, segundo artigos já publicados, estão associadas a diferentes intensidades de campo e sequências de mapeamento. Diversos fatores contribuem para esta variabilidade, tais como: fornecedores, intensidade de campo do scanner e sequência do mapeamento T1. Porém, existem variáveis que estão relacionadas com o paciente, sendo elas: idade, sexo e valor do hematócrito (Gottbrecht, M., *et al.* (2019)).

Em vista de estabelecer os valores de referência nativos de T1 para ressonância magnética de 1,5T e 3T, vários estudos têm sido publicados ao longo dos últimos anos. A Siemens e a Philips são dos fornecedores mais estudados nesta temática. Um estudo realizado num equipamento Siemens 3T, usando a sequência MOLLI 5(3)3, em 9 voluntários saudáveis obteve uma média de  $1208 \pm 18$  ms (Teixeira, T., *et al.* (2016)). Outro estudo com o mesmo equipamento, mas uma amostra populacional maior (69 voluntários) conseguiu um resultado semelhante de  $1202 \pm 45$  ms (Dong., *et al.* (2018)).

Um estudo realizado num scanner Philips com sequência MOLLI 5(3)3 e um *flip angle* de  $35^\circ$  avaliou 58 voluntários que apresentaram uma média de  $1184 \pm 38$  ms referente ao valor de T1 nativo (Granitz, M., *et al.* (2019)). Mais recentemente, um grupo que estudou o scanner Canon 3T publicaram os resultados que mostravam um valor médio de T1 nativo de  $1124,9 \pm 55,2$  ms, e obtiveram valores estatisticamente maiores em mulheres do que em homens,  $1163 \pm 30,5$  vs.  $1077,9 \pm 39,5$  ms, respetivamente (Tribuna, L., *et al.* (2021)).

Os valores de T1 nativos do miocárdio podem definir melhor indivíduos saudáveis se um conjunto de valores normais for estabelecido, contudo, devido à variação desses valores os intervalos podem ser melhor definidos através de intervalos de tolerância, como esquematiza a tabela 4.

**Tabela 4:** Dados de diferentes estudos e fornecedores utilizando a sequência MOLLI 5(3)3. Adaptado de Tribuna, L., et al. (2021)

Estudos	n	T1 nativo	Intervalo de confiança
<i>Dong et al.</i> <i>Siemens</i>	69	1202 ± 45 ms	1150,4–1253,6
<i>Granitz et al.</i> <i>Philips</i>	58	1184 ± 38 ms	1139,4–1228,6
<i>Tribuna et al.</i> <i>Canon</i>	20	1125 ± 55 ms	1042,4–1207,4

É importante referir os valores nativos de outros fornecedores, e compará-los com o nosso estudo, para que se possam estabelecer valores de referência para equipamentos de ressonância magnética 3T. Isto faz com que a técnica seja mais utilizada em pacientes independentemente do fornecedor.

A *Society for Cardiovascular Magnetic Resonance* (SCMR) recomenda que as instituições estabeleçam protocolos otimizados para aquisição de imagens de mapeamento T1, reduzindo a variabilidade indesejada dos valores de T1 como resultado da aquisição de imagens, a fim de tentar padronizar os valores de T1 entre sequências e fornecedores (Schulz-Menger, J., et al. (2020)).

Relativamente, às principais variáveis que podem afetar os valores nativos de T1 nos voluntários, sexo e idade, diferentes resultados são encontrados na literatura. A idade depende da definição dos grupos etários e do tamanho da amostra, a incerteza domina. Já para o género é cada vez mais claro que transmite diferenças reais nos valores nativos de T1.

As razões conclusivas para esta diferença de género são desconhecidas. O sistema cardiovascular apresenta diferenças entre homens e mulheres, como, por exemplo, na estrutura e função cardíaca, na pressão arterial e no volume. O reconhecimento dessas diferenças entre os géneros permite o uso de equipamentos de diagnóstico apropriados (Lam, C. S., et al. (2015); VanPutte, C., Regan, J., & Russo, A. (2016)).

Anatomicamente, sabe-se que o tamanho do coração e dos principais vasos sanguíneos são menores nas mulheres e maiores nos homens, mesmo tendo os mesmos elementos constituintes do sangue, os vasos serem compostos pelo mesmo tipo de células e realizarem as

mesmas funções. Porém, é a forma como esses componentes atuam para atingir a homeostase do sistema cardíaco que difere entre os géneros, e a manifestação dessas diferenças tem um resultado real. O facto de o coração ser mais pequeno nas mulheres traduzir-se-á num menor volume sistólico, resultando assim numa diminuição do débito cardíaco. Por outro lado, a frequência cardíaca é maior nas mulheres do que nos homens. A função sistólica do ventrículo esquerdo é influenciada pela sua anatomia, que é diferente em homens e mulheres. Este tipo de dados específicos de género é útil para definir a função cardíaca normal e fisiopatológica. Além das diferenças no tamanho do coração entre homens e mulheres, a atividade elétrica dos miócitos também é diferente, no ECG o intervalo QT é maior nas mulheres. A composição sanguínea também apresenta diferenças específicas de género, com as mulheres a terem menos glóbulos vermelhos circulantes por unidade de volume de plasma, o que resulta num valor de hematócrito mais baixo. O valor da fração de ejeção do ventrículo esquerdo também difere entre homens e mulheres, sendo maior nas mulheres. Não se espera que a composição do tecido conjuntivo cardíaco nem as características hormonais influenciem estas diferenças, uma vez que o volume extracelular, que traduziria melhor essas características, é semelhante entre homens e mulheres. Contudo mais trabalhos são necessários para compreender melhor esta descoberta (Leite, C. D. F. C. (2020); Campos, M. D. S. B., et al. (2019); Yamada, A. T., *et al.* (2007); Lam, C. S., *et al.* (2015); Huxley, V. H. (2007); VanPutte, C., Regan, J., & Russo, A. (2016)).

A distribuição por sexo na nossa amostra foi equilibrada, assim como a idade, que compôs parte de uma faixa etária saudável dos 18 aos 66 anos. Os valores nativos de T1 apresentados acima são apenas uma indicação geral, e serão utilizados na nossa instituição, e ainda recomendamos que o mesmo seja realizado em todas as instituições.

# ***CAPÍTULO 6: CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS***

## **Conclusão**

O presente estudo estabelece os primeiros valores de referência nativos de T1 para indivíduos saudáveis usando uma sequência MOLLI (5(3)3) em um scanner de ressonância magnética GE *Discovery 3T*.

Os resultados obtidos estão de acordo com outros estudos publicados anteriormente de diferentes fornecedores. No entanto, os valores nativos de T1 são influenciados por vários fatores, e a caracterização dos valores normais é essencialmente determinada pelo tamanho da amostra, que se beneficia de tamanhos amostrais maiores. Na nossa amostra, os valores relacionaram-se de forma independente com o género, sendo mais elevados nas mulheres do que nos homens, facto importante a considerar na interpretação clínica.

A futura padronização dos protocolos de mapeamento T1 é justificada, visto que pode reduzir parte da variabilidade de valores entre scanners ou fornecedores. A comunidade científica deve trabalhar em colaboração com todos os fornecedores para regulamentar ainda mais os melhores protocolos.

## **Trabalhos Futuros**

Este estudo será publicado, posteriormente, em forma de artigo científico.

***REFERÊNCIAS  
BIBLIOGRÁFICAS***

Aherne, E., Chow, K., & Carr, J. (2020). Cardiac T1 mapping: techniques and applications. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 51(5), 1336-1356.

American Heart Association, 13 de Abril de 2023, Disponível em: <https://cpr.heart.org/en/health-topics/heart-attack/diagnosing-a-heart-attack/magnetic-resonance-imaging-mri> [consultado em 2 de junho de 2023].

Assuncao-Jr, A.N, et al. (2019). Clinical evaluation of left ventricular function and morphology using an accelerated kt sensitivity encoding method in cardiovascular magnetic resonance. *Insights into Imaging*, 10, 62.

Bastarrika, G., Cano, D., Becker, C. R., Wintersperger, B. J., & Reiser, M. F. (2004, April). TC multicorte (TCMC) cardiaca: aplicaciones clínicas. In *Anales del Sistema Sanitario de Navarra* (Vol. 27, No. 1, pp. 63-72). Gobierno de Navarra. Departamento de Salud.

Bellenger, N. G., Davies, L. C., Francis, J. M., Coats, A. J., & Pennell, D. J. (2000). Reduction in sample size for studies of remodeling in heart failure by the use of cardiovascular magnetic resonance. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 2(4), 271-278.

Campos, M. D. S. B., Buglia, S., Miola, A. P. B., & Colombo, C. S. S. S. (2019). As particularidades da investigação da doença arterial coronariana pelo teste exercício na mulher. *Revista DERC*, 25(2), 50-3.

Corrêa, M. C. S. M. (2016). *Anatomia e Fisiologia*.

Delso, G., et al. (2021). Improving the robustness of MOLLI T1 maps with a dedicated motion correction algorithm. *Scientific Reports*, 11(1), 18546.

Dong, Y., Yang, D., Han, Y., Cheng, W., Sun, J., Wan, K., ... & Chen, Y. (2018). Age and gender impact the measurement of myocardial interstitial fibrosis in a healthy adult Chinese population: a cardiac magnetic resonance study. *Frontiers in physiology*, 9, 140.

Fernandes, J. L. (2015). Cardiac Magnetic Resonance Imaging Perspectives-T1 and T2 Maps: Fundamentals and Clinical Utility. *Arq Bras Cardiol: Imagem cardiovasc*, 28(3), 175-184.

Finn, J. P., & Edelman, R. R. (1993). Black-blood and segmented k-space magnetic resonance angiography. *Magnetic resonance imaging clinics of North America*, 1(2), 349-357.

Fred A., Milton J., (2006) – Essentials of Nuclear Medicine Imaging, Saunders Elsevier, Fifth Edition.

Ginat, D. T., Fong, M. W., Tuttle, D. J., Hobbs, S. K., & Vyas, R. C. (2011). Cardiac imaging: Part 1, MR pulse sequences, imaging planes, and basic anatomy. *American Journal of Roentgenology*, 197(4), 808-815.

Gottbrecht, M., Kramer, C. M., & Salerno, M. (2019). Native T1 and extracellular volume measurements by cardiac MRI in healthy adults: a meta-analysis. *Radiology*, 290(2), 317-326.

Graaf, W. L., Vandoorne, K., Arslan, F., Nicolay, K., & Strijkers, G. J. (2014). Contrast-enhanced T1-mapping MRI for the assessment of myocardial fibrosis. *Current Cardiovascular Imaging Reports*, 4(7), 1-12.

Granitz, M., Motloch, L. J., Granitz, C., Meissnitzer, M., Hitzl, W., Hergan, K., & Schlattau, A. (2019). Comparison of native myocardial T1 and T2 mapping at 1.5 T and 3T in healthy volunteers: reference values and clinical implications. *Wiener Klinische Wochenschrift*, 131, 143-155.

Grothues, F., Moon, J. C., Bellenger, N. G., Smith, G. S., Klein, H. U., & Pennell, D. J. (2004). Interstudy reproducibility of right ventricular volumes, function, and mass with cardiovascular magnetic resonance. *American heart journal*, 147(2), 218-223.

Hamlin, et al (2014). Mapping the Future of Cardiac MR Imaging: Case-based Review of T1 and T2 Mapping Techniques. *RadioGraphics*, 34(6), 1594–1611.

Hanson, L. G. (2009). Introduction to magnetic resonance imaging techniques.

Hernández, C., Zudaire, B., Castaño, S., Azcárate, P., Villanueva, A., & Bastarrika, G. (2007, September). Basic principles of cardiovascular magnetic resonance (CMR): sequences, acquisition planes and study protocol. In *Anales Del Sistema Sanitario de Navarra* (Vol. 30, No. 3, pp. 405-418).

Huxley, V. H. (2007). Sex and the cardiovascular system: the intriguing tale of how women and men regulate cardiovascular function differently. *Advances in physiology education*, 31(1), 17-22.

Kauermann, G., & Kuechenhoff, H. (2010). *Stichproben: Methoden und praktische Umsetzung mit R*. Springer-Verlag.

Kim, P. K., Hong, Y. J., Im, D. J., Suh, Y. J., Park, C. H., Kim, J. Y., ... & Choi, B. W. (2017). Myocardial T1 and T2 mapping: techniques and clinical applications. *Korean journal of radiology*, 18(1), 113-131.

Lam, C. S., McEntegart, M., Claggett, B., Liu, J., Skali, H., Lewis, E., ... & Solomon, S. (2015). Sex differences in clinical characteristics and outcomes after myocardial infarction: insights from the Valsartan in Acute Myocardial Infarction Trial (VALIANT). *European journal of heart failure*, 17(3), 301-312.

Leite, C. D. F. C. (2020). Saúde cardiovascular das mulheres do século XXI. *Brazilian Journal of Development*, 6(11), 90673-90687.

Lipke, C., Kühl, H., Nowak, B., Kaiser, H., Reinartz, P., Koch, K., Buell, U., Schaefer W., (2004) – Validation of 4D-MSPECT and QGS for Quantification of Left Ventricular Volumes and Ejection Fraction from Gated 99mTc-MIBI SPET: Comparison With Cardiac Magnetic resonance Imaging.

Mahadevan, V. (2018). *Anatomy of the heart*. Surgery (Oxford), 36(2), 43-47.

Marcu, C. B., Beek, A. M., & Van Rossum, A. C. (2006). Clinical applications of cardiovascular magnetic resonance imaging. *Cmaj*, 175(8), 911-917.

Mazzola, A. A. (2009). Magnetic resonance: principles of image formation and applications in functional imaging. *Revista Brasileira de Física Médica*, 3(1), 117-118.

Messroghli, D. R., Niendorf, T., Schulz-Menger, J., Dietz, R., & Friedrich, M. G. (2003). T1 mapping in patients with acute myocardial infarction: myocardial infarction and scar. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 5(2), 353-359.

Messroghli, D. R., et al. (2017). Clinical recommendations for cardiovascular magnetic resonance mapping of T1, T2, T2\* and extracellular volume: a consensus statement by the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance (SCMR) endorsed by the European Association for Cardiovascular Imaging (EACVI). *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 19(1), 1-24.

McRobbie, D. W., Moore, E. A., Graves, M. J., & Prince, M. R. (2017). MRI from Picture to Proton. Cambridge university press.

Pennell, D. J., Sechtem, U. P., Higgins, C. B., Manning, W. J., Pohost, G. M., Rademakers, F. E., ... & Yucel, E. K. (2004). Clinical indications for cardiovascular magnetic resonance (CMR): Consensus Panel report. *European heart journal*, 25(21), 1940-1965.

Perea Palazón, R. J., Ortiz Pérez, J. T., Prat González, S., de Caralt Robira, T. M., Cibeira López, M. T., & Solé Arqués, M. (2016). Técnicas paramétricas de caracterización tisular del miocardio mediante resonancia magnética (parte 1): mapas de T1. *Radiología*, 58(3), 164–177.

Perea Palazón, R. J., Ortiz Pérez, J. T., Prat González, S., de Caralt Robira, T. M., Cibeira López, M. T., & Solé Arqués, M. (2015). Técnicas paramétricas de caracterización tisular del miocardio mediante resonancia magnética (parte 2): mapas de T2. *Radiología*, 57(6):471-479.

Pereles, F. S., Kapoor, V., Carr, J. C., Simonetti, O. P., Krupinski, E. A., Baskaran, V., & Finn, J. P. (2001). Usefulness of segmented trueFISP cardiac pulse sequence in evaluation of congenital and acquired adult cardiac abnormalities. *American journal of roentgenology*, 177(5), 1155-1160.

Poustchi-Amin, M., Gutierrez, F. R., Brown, J. J., Mirowitz, S. A., Narra, V. R., Takahashi, N., & Woodard, P. K. (2003). Performing cardiac MR imaging: an overview. *Magnetic Resonance Imaging Clinics*, 11(1), 1-18.

Reiter, G., Reiter, C., Kräuter, C., Fuchsjäger, M., & Reiter, U. (2018). Cardiac magnetic resonance T1 mapping. Part 1: Aspects of acquisition and evaluation. *European journal of radiology*, 109, 223-234.

Ridgway, J. P. (2010). Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians: part I. *Journal of cardiovascular magnetic resonance*, 12(1), 1-28.

Slawson, S. H. (1998). Nuclear Medicine: Technology and Techniques. *Radiology*, 207(1), 90-90.

Schulz-Menger, J., Bluemke, D. A., Bremerich, J., Flamm, S. D., Fogel, M. A., Friedrich, M. G., ... & Nagel, E. (2020). Standardized image interpretation and post-processing in cardiovascular magnetic resonance-2020 update. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 22(1), 1-22.

Seeley, Atephens, Tate (2003) – *Anatomia & Fisiologia*, Lusociência, sexta edição.

Souto, A. L. M., Souto, R. M., Teixeira, I. C. R., & Nacif, M. S. (2017). Myocardial viability on cardiac magnetic resonance. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, 108, 458-469.

Teixeira, T., Hafyane, T., Stikov, N., Akdeniz, C., Greiser, A., & Friedrich, M. G. (2016). Comparison of different cardiovascular magnetic resonance sequences for native myocardial T1 mapping at 3T. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 18(1), 1-12.

Tribuna, L., Oliveira, P. B., Iruela, A., Marques, J., Santos, P., & Teixeira, T. (2021). Reference Values of Native T1 at 3T Cardiac Magnetic Resonance—Standardization Considerations between Different Vendors. *Diagnostics*, 11(12), 2334.

VanPutte, C., Regan, J., & Russo, A. (2016). *Anatomia e Fisiologia de Seeley-10ª Edição*. McGraw Hill Brasil.

Xanthis, et al. (2018). Simulation-based quantification of native T1 and T2 of the myocardium using a modified MOLLI scheme and the importance of Magnetization Transfer. *Magnetic Resonance Imaging*, 48, 96–106.

Westbrook, C., & Kaut, C. (2000). *Ressonância magnética prática*. Editora Guanabara.

Yamada, A. T., Campos Neto, G. D. C., Soares Júnior, J., Giorgi, M. C. P., Araújo, F., Meneghetti, J. C., & Mansur, A. J. (2007). Diferenças relacionadas ao sexo nos volumes ventriculares e na fração de ejeção do ventrículo esquerdo estimados por cintilografia de perfusão miocárdica: comparação entre os programas Quantitative Gated SPECT (QGS) e Segami. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, 88, 285-290.

# ***ANEXOS***



**CONSENTIMENTO INFORMADO, ESCLARECIDO E LIVRE PARA PARTICIPAÇÃO EM ESTUDOS DE INVESTIGAÇÃO (de acordo com a Declaração de Helsínquia e a Convenção de Oviedo)**

**Título do estudo:** Avaliação dos tempos de relaxamento T1 miocárdico de voluntários saudáveis em ressonância 3T GE Discovery.

**Enquadramento:** Atrys Centro Médico Avançado

**Explicação do estudo:** A Ressonância Magnética Cardíaca (RMC) é um exame que permite avaliar a estrutura do seu coração, vendo se os tecidos têm a constituição que deveriam ter. Algumas técnicas recentes que fazem parte do conjunto de imagens adquiridas durante uma ressonância cardíaca, ajudam a melhorar este último objectivo (**Técnicas de Mapping**, que permitem quantificar alterações das características do músculo cardíaco, através dos valores de relaxamento T1, T2 e T2\*).

É nosso objectivo com esta investigação determinar os valores de relaxamento T1 no músculo cardíaco de pessoas saudáveis, no *scanner GE Discovery 3T*, o que permitirá, utilizar a Técnica de T1 *Mapping* em doentes de forma mais sustentada.

**Protocolo:** Convidámo-lo a participar neste estudo porque é um adulto saudável, sem factores de risco cardiovascular conhecidos. Para o confirmar solicitamos que preencha a tabela abaixo:

	Sim	Não
Fumador (a),		
Diabético (a)		
Hipertensão		
Dislipidemia		
Doença Cardiovascular prematura familiar (Homens $\leq 55$ A / Mulheres $\leq 65$ A)		

Vamos-lhe pedir que, após trocar de roupa, para uma compatível com a realização da ressonância, entre para a máquina, sempre auxiliado pelos nossos técnicos de diagnóstico e

terapêutica e auxiliares de ação médica. Depois terá apenas que colaborar com alguns períodos de suspensão de respiração, enquanto um conjunto de imagens do seu coração são adquiridas. Isto não irá tomar mais do que 30 minutos do seu tempo, ao todo. Em nenhuma altura será necessária a injeção de produto de contraste.

**Efeitos adversos:** Este estudo não trará complicações para a sua saúde nem prejuízos para si, à exceção do tempo gasto na sua realização.

NOTA: Durante a aquisição das imagens podem ser identificados achados imagiológicos, cardíacos ou extra-cardíacos, que, assim seja a sua vontade, serão devidamente encaminhados.

**Condições e financiamento:** No caso de existirem despesas específicas dos voluntários diretamente relacionados com a participação neste estudo, os mesmos poderão ser devidamente compensados.

**Confidencialidade e anonimato:** Compromisso de assegurar a confidencialidade e uso exclusivo dos dados recolhidos para a presente investigação, mantendo o anonimato (não registo de dados de identificação) e garantia de que a identificação dos participantes nunca será tornada pública.

Desde já, gratos pela colaboração e disponibilidade.

**Tiago Teixeira** – Médico Cardiologista, diretor clínico da Atrys Centro Médico Avançado; endereço eletrónico: [tteixeira@atryshealth.com](mailto:tteixeira@atryshealth.com);

**Esmeralda Moutinho** - Técnica Superior de Diagnóstico e Terapêutica (Radiologia), a exercer funções na Atrys Centro Médico Avançado; endereço eletrónico: [moutinho.esmeralda@gmail.com](mailto:moutinho.esmeralda@gmail.com);

**António Santos** - Técnico Superior de Diagnóstico e Terapêutica (Radiologia), a exercer funções na Atrys Centro Médico Avançado; endereço eletrónico: [amiguel.santos@hotmail.com](mailto:amiguel.santos@hotmail.com);

Por favor, leia com atenção a seguinte informação. Se achar que algo está incorreto ou que não está claro, não hesite em solicitar mais informações. Se concorda com a proposta que lhe foi feita, queira assinar este documento.

**Assinatura/s de quem pede consentimento:**

---

---

---

Declaro ter lido e compreendido este documento, bem como as informações verbais que me foram fornecidas pela/s pessoa/s que acima assina/m. Desta forma, aceito participar neste estudo e permito a utilização dos dados que de forma voluntária forneço, confiando em que apenas serão utilizados para esta investigação e nas garantias de confidencialidade e anonimato que me são dadas pelo/a investigador/a.

**Nome:**

---

Deseja ser informado caso exista algum achado imagiológico? (Assinale com um X a sua opção)

**Sim:**\_\_ **Não:**\_\_

**Assinatura:** \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

**Data:** \_\_\_ / \_\_\_ / \_\_\_\_

# **Registo Pulsado de Imagiologia Cardíaca**

O estudo do Registo Pulsado de Imagiologia Cardíaca foi um estudo observacional prospetivo, com duração de 1 mês, e com iniciativa do Grupo de Estudo de Cardiologia Nuclear, Ressonância Magnética e Tomografia Computadorizada Cardíaca da Sociedade Portuguesa de Cardiologia.

O objetivo principal deste registo foi caracterizar os padrões de uso das três técnicas de imagem (Cardiologia Nuclear, Ressonância Magnética e Tomografia Computadorizada Cardíaca) no nosso País. O estudo pressupõe que, aquando da realização de um destes três exames, seja recolhido um conjunto de variáveis clínicas que permitissem fornecer um retrato da forma como estes métodos de imagem estão a ser usados em Portugal. Esta informação pode posteriormente servir de base a recomendações que visem o uso racional, justo e equitativo destas técnicas.

O estudo decorreu num consórcio de instituições públicas e privadas que oferecem estes serviços à população. A instituição onde realizei o estágio curricular, Centro Médico Avançado, participou neste registo, e eu enquanto estagiária tive a oportunidade de realizar estes registos e depois introduzi-los na plataforma online. A inclusão do doente foi facultativa e careceu de prestação formal de consentimento informado, livre e esclarecido. Na altura da realização dos exames eram recolhidos os dados clínicos necessários, que mais tarde foram partilhados de forma totalmente anónima com o Centro Nacional de Coleção de Dados em Cardiologia da SPC. A confidencialidade dos dados foi assegurada, e os resultados serão posteriormente apresentados em reuniões científicas nacionais e internacionais, e submetidos para publicação sobre a forma de artigo original.

## **Fundamentação Científica**

As técnicas não-ultrassonográficas de imagem cardíaca não invasiva têm vindo a ser crescentemente usadas na prática clínica devido ao aumento das indicações para o seu uso e a melhorias no acesso a estes exames. Embora o nosso País não seja provavelmente exceção no panorama internacional, não existem dados nacionais que permitam caracterizar com fiabilidade a frequência com que estes exames são requisitados, qual o perfil de doentes em que são utilizados, para que finalidade clínica, e quais os resultados mais frequentes.

## Objetivos do estudo

O estudo teve como principal objetivo retratar a realidade nacional na área da Imagiologia Cardíaca, nomeadamente no que diz respeito à disponibilidade e aos padrões de utilização de cada uma das técnicas. Conhecer a frequência com que estes exames foram utilizados, em que tipo de doentes e para que fins clínicos concretos pode ser útil para identificar necessidades de formação dos profissionais de saúde e assimetrias no acesso. O conhecimento da realidade portuguesa será sobretudo importante para que se possam incentivar e promover as boas práticas no uso dos exames de imagem cardíaca.

## Critérios de inclusão e exclusão

Tratou-se de um Registo Pulsado, a incluir os doentes que realizavam um ou mais destes exames durante o período de inclusão de um mês (de 1 a 31 de março de 2023).

### Critérios de inclusão:

- Doentes referenciados para realização de um dos seguintes exames:
  - Cintigrafia de perfusão miocárdica;
  - Tomografia de emissão de positrões (PET) cardíaca;
  - TC cardíaca (incluindo Score de cálcio coronário);
  - Ressonância Magnética Cardíaca.

### Critérios de exclusão:

- Recusa de participação ou incapacidade para fornecer consentimento informado;
- Realização do exame de referência no contexto de ensaio clínico / outro estudo.

## Variáveis a recolher

- **Variáveis comuns aos vários exames:**
  - Sexo do examinado(a)
  - Mês e ano de nascimento do examinado(a)
  - Peso e altura do examinado(a)

- Data do pedido do exame
- Data de realização do exame
- Especialidade requisitante
- Entidade financeira responsável
- Presença de fatores de risco cardiovascular (hipertensão arterial, diabetes mellitus, tabagismo, hipercolesterolemia, história familiar de doença aterosclerótica precoce)
- Antecedentes cardiovasculares (história de enfarte do miocárdio, angioplastia coronária, cirurgia de revascularização miocárdica, angina instável, angina estável sob terapêutica médica, insuficiência cardíaca, doença valvular moderada ou grave, arritmias)
- Presença de sintomas (dor torácica, dispneia, cansaço fácil)
- Tipicidade da dor torácica (típica, atípica, inespecífica)
- Alterações electrocardiográficas, se ECG de repouso disponível
- Realização de exames relacionados nos 6 meses prévios (prova de esforço, ecocardiograma de sobrecarga, tomografia computadorizada, angiografia coronária invasiva, RMcardíaca, SPECT ou tomografia de emissão de positrões)
- Reações adversas ou intolerância ao exame e/ou fármacos administrados
- Duração do exame
- Tempo de realização do relatório
- Intervalo exame-relatório (em dias)
- Qualidade do estudo
- Conclusão principal

## **Variáveis a recolher apenas nos doentes que realizem exames de Cardiologia Nuclear**

- ✓ Objetivo principal do exame (avaliação de isquemia, avaliação de viabilidade, avaliação da função sistólica ventricular esquerda, avaliação de metabolismo, avaliação de inflamação, avaliação da inervação simpática, suspeita de amiloidose cardíaca, outro)
- ✓ Modalidade (PET ou SPECT)

- ✓ Radiofármaco administrado
- ✓ Dose estimada de radiação
- ✓ Tipo de sobrecarga utilizado
- ✓ Protocolo usado
- ✓ Forma de pesquisa de viabilidade miocárdica (se aplicável)

## **Variáveis a colher apenas nos doentes que realizem TC Cardíaca**

- Tipo de exame
- Indicação principal para o exame (de acordo com classificação da *society for cardiovascular computed tomography*)
- Dose estimada total de radiação efetiva
- Medicação administrada
- Tipo e volume de contraste administrado (se aplicável)
- Score de cálcio
- Classificação cad-rads
- Presença de origem anómala das artérias coronárias
- Presença de trajeto intramiocárdico das artérias coronárias
- Presença de achados extra-coronários ou extra-cardíacos relevantes

## **Variáveis a recolher apenas nos doentes que realizem RM Cardíaca**

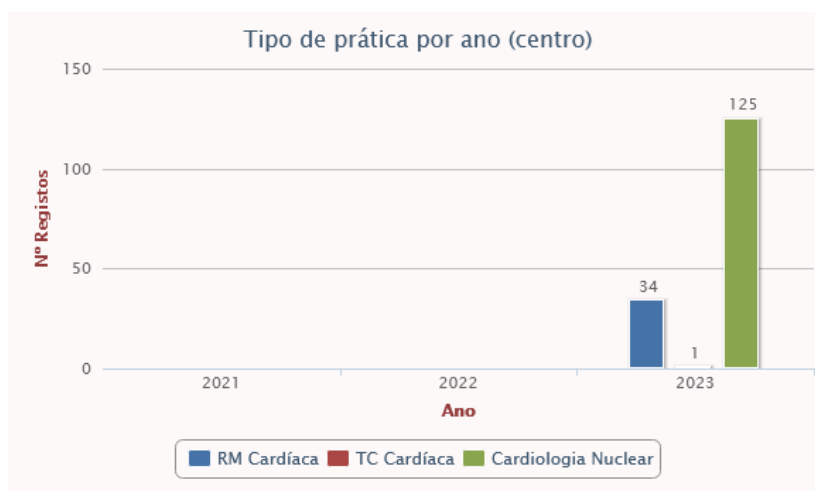
- Tipo de estudo (finalidade principal do exame)
- Tipo e volume de contraste administrado (se aplicável)
- Módulos de exame realizados
- Sequências utilizadas
- Tipo de sobrecarga farmacológica usada (se aplicável)
- Presença de achados extra-cardíacos
- Presença/ausência de dispositivo cardíaco eletrónico implantado
- Diagnóstico novo ou insuspeitado.

## Recolha e Análise de dados

Após o consentimento informado, livre e esclarecido, os dados foram recolhidos em cada Hospital participante pelo Investigador Principal e seus colaboradores. Os dados foram inseridos de forma anonimizada num *case report form* eletrónico criado para o efeito e mantido pelo Centro Nacional de Coleção de Dados em Cardiologia da Sociedade Portuguesa de Cardiologia. Os dados ficaram alojados num servidor localizado em Portugal, de acesso restrito e com tecnologia de encriptação forte. Não foram transmitidas quaisquer imagens dos exames em questão.

## Resultados do número de registos

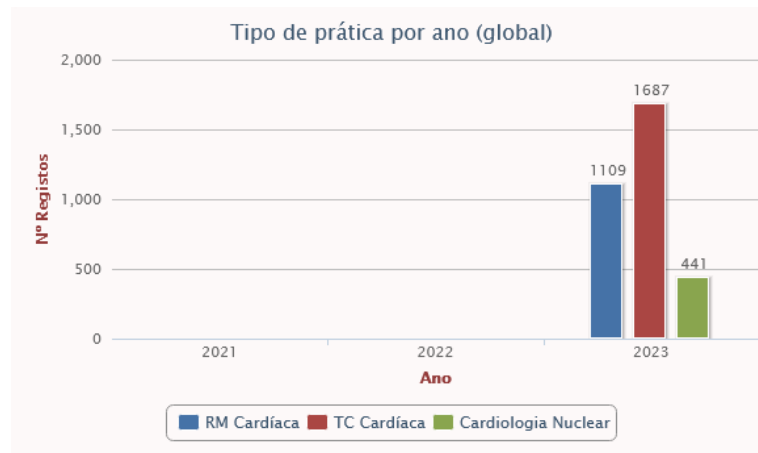
No Centro Médico Avançado foram realizados 160 exames cardíacos, dos quais 125 correspondem a exames de Cardiologia Nuclear, 34 a exames de Ressonância Magnética Cardíaca e apenas um exame de Tomografia Computorizada Cardíaca. A figura 8 apresenta-nos esses resultados.



**Figura 8:** Número total de Registos efetuados.

A figura 9 apresenta o número de exames realizados a nível global durante o presente ano. O exame mais requisitado, até ao momento de escrita da tese, foi o de Tomografia Computorizada Cardíaca. Este exame permite avaliar, principalmente, a doença arterial coronária, uma vez que é possível avaliar a presença ou não de placas calcificadas nas artérias do paciente, permitindo analisar o grau em que se encontra a doença arterial coronária e a probabilidade de ocorrer um enfarte ou estreitamento das artérias.

A doença arterial coronária é uma das principais causas de morte no mundo, sem grande manifestação de sintomas. Por esta razão, a TC cardíaca é indicada essencialmente para pacientes com riscos e complicações cardiovasculares associadas, como por exemplo, com diabetes, obesidade, hipertensão e colesterol elevado..



**Figura 9:** Dados dos Registos de Imagem Cardíaca a nível global.