

# DESENVOLVIMENTO DE TESTES UNITÁRIOS PARA UM SOFTWARE DA BIOMECÂNICA CARDÍACA BASEADO EM ELEMENTOS FINITOS

## *UNIT TEST FRAMEWORK FOR FINITE ELEMENT BASED COMPUTATIONAL BIOMECHANICS SOFTWARE*

Gilmar Ferreira da Silva filho<sup>1</sup>

Joventino Oliveira Campos<sup>2</sup>

Bernardo Martins Rocha<sup>3</sup>

**Resumo:** O desenvolvimento de softwares científicos, como por exemplo para simulações computacionais de biomecânica baseadas no método dos elementos finitos, se dá habitualmente com o objetivo de atingir metas específicas de uma pesquisa de interesse. Com isso, práticas pertinentes de engenharia de software, como o teste unitário, são desconsideradas e o produto final é uma aplicação que provê a resposta esperada, porém é suscetível a falhas, erros e sobretudo de pobre manutenibilidade. Este trabalho tem como objetivo aplicar e avaliar técnicas de teste unitário no desenvolvimento de um software que simula a atividade mecânica cardíaca baseado no método dos elementos finitos, de forma a garantir um software mais flexível, de fácil manutenção, reuso e depuração, e que assegure resultados mais confiáveis. A biblioteca para testes unitários automatizados CppTest foi utilizada em um software de elementos finitos desenvolvido em C++ para solução de problemas de mecânica computacional. Problemas com solução analítica e com soluções de referência do tipo benchmark foram utilizados como base para o desenvolvimento de rotinas de teste. Além disso, outras rotinas de teste unitário dos módulos fundamentais do software (módulos de álgebra linear, entrada e saída de dados, entre outros) foram desenvolvidas. A aplicação de técnicas de teste unitário mostrou-se importante para esse tipo de software permitindo gerar relatórios e identificar erros na etapa de desenvolvimento e extensão do software. Verificou-se que esta abordagem de testes para o software científico apresenta desafios que não são encontrados em outras aplicações, dada a natureza dos softwares científicos. Ainda assim, tais técnicas se mostraram pertinentes e justificáveis, visto que o seu emprego possibilitou a obtenção de um software de fácil extensibilidade e depuração, tornando possível, por exemplo, a inclusão de algoritmos mais eficientes ou novos modelos matemáticos sem danificar o funcionamento do software.

**Palavras-chave:** elementos finitos. biomecânica. teste unitário de software.

<sup>1</sup>Mestrando em Modelagem Computacional, Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF), Brasil, fsfilho.gilmar@gmail.com.

<sup>2</sup>Doutorando em Modelagem Computacional, Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF), Brasil, joventinoo@gmail.com.

<sup>3</sup>Doutor em Modelagem Computacional, Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF), Brasil, bernardomartinsrocha@ice.ufjf.br.

**Abstract:** Scientific software development, such as for computational simulations of biomechanics based on the finite elements method, is usually done in order to achieve specific goals of a research. Therefore, pertinent practices of software engineering, such as unit testing, are not considered and the final product is an application that provides the expected answer, but is susceptible to failures, errors and of poor maintenance. The present work aims to apply and evaluate unit testing techniques in the development of a software that simulates cardiac mechanical activity based on the finite elements method, in order to guarantee a more flexible software that provides easy maintenance, reuse and debug, and that ensures reliable results. The CppTest library for automated unit testing was used in a finite elements software developed in C++ for solving computational mechanics problems. Benchmark problems with analytical solution and reference solutions were used as a basis for the development of testing routines. In addition, other unit testing routines of the fundamental modules of the software (linear algebra modules, data input and output, among others) have been developed. The application of unit testing techniques proved to be important for this type of software, allowing to generate logs and identify errors in the stage of software development and extension. It has been found that this testing approach to scientific software presents challenges that are not encountered in other types of applications, given the nature of scientific software. Nevertheless, such techniques have proved to be relevant and justifiable, since their use made it possible to obtain a software that is easier to extend and debug, making it possible, for example, to include more efficient algorithms or new mathematical models without damaging the software.

**Keywords:** finite elements. biomechanics. software unit testing.

# 1 Introdução

A eletrofisiologia e mecânica do coração são alvos de amplo estudo, e com esforços direcionados ao entendimento da complexa natureza da atividade cardíaca, tem-se atualmente modelos matemáticos robustos e modelos computacionais correspondentes bastante avançados. Modelos com alto nível de complexidade para a simulação tanto da atividade elétrica (VIGMOND et al., 2008) quanto do funcionamento mecânico e eletromecânico acoplado (KERCKHOFFS et al., 2006) do coração compõem um cenário amadurecido dotado dos mais variados softwares científicos que os implementam se aproveitando das arquiteturas computacionais de alto desempenho.

Neste sentido, dada a complexidade e magnitude destes modelos, a verificação da precisão e confiabilidade dos mesmos se dificulta, visto que os códigos das aplicações tendem a ficar progressivamente intrincados e que os modelos matemáticos resolvidos por estes softwares raramente apresentam soluções analíticas. Aliado a isto, softwares científicos que simulam a atividade do coração produzem resultados críticos, que podem eventualmente contribuir para o avanço da saúde humana. Desta forma, aplicações deste tipo devem possuir código confiável que assegure resultados aceitáveis.

A confiabilidade e segurança de softwares científicos são comumente avaliadas por meio de processos de verificação, que visam determinar a precisão de um programa ao resolver os modelos matemáticos de interesse, bem como processos de validação e quantificação da incerteza, que tentam respectivamente, apontar a capacidade de um modelo matemático de representar o fenômeno de interesse e quantificar incertezas associadas ao cálculo do resultado de um modelo (COUNCIL et al., 2012). Por outro lado, apesar de poucas práticas de engenharia de software serem realmente utilizadas no escopo científico, a aplicação destas pode ser efetiva na garantia de qualidade de softwares científicos (KELLY; HOOK; SANDERS, 2009), e apesar disto desenvolvedores de aplicações científicas negligenciam práticas como o teste automatizado de software (KOTESKA; PEJOV; MISHEV, 2015), incluindo a comunidade biomédica, como sugere (KANE et al., 2006).

Testes unitários automatizados buscam dividir o código em unidades individuais que podem ser vistas como a menor parte testável de um código. Um framework de testes unitários é capaz então de executar diversos testes nestas unidades mínimas de código e gerar relatórios que apontam os erros encontrados. O emprego de testes automatizados de software no desenvolvimento de programas científicos pode atacar problemas que não são detectados pelos métodos de verificação e validação e, portanto, trazer benefícios como a garantia de reusabilidade e extensibilidade de código tal como facilidade de depuração e manutenção do código, além de um desenvolvimento otimizado (KANEWALA; BIEMAN, 2014). O

desenvolvimento orientado a testes se mostra benéfico inclusive em meio à modelagem cardíaca, possibilitando a obtenção de códigos mais maleáveis e extensíveis (PITT-FRANCIS et al., 2008).

Os métodos de verificação e validação dos modelos computacionais também não devem ser negligenciados, posto que são essenciais para a análise de precisão de confiabilidade de programas científicos (HATTON; ROBERTS, 1994). Como não existem soluções analíticas para os modelos matemáticos que governam a atividade elétrica e mecânica cardíaca, simulações do tipo benchmark constituem bons aparatos para a verificação de softwares neste contexto, pois definem problemas padronizados que ao serem simulados devem convergir para a mesma solução. (NIEDERER et al., 2011) avaliaram a simulação da eletrofisiologia cardíaca por meio da definição de um benchmark verificado em 11 diferentes plataformas de simulação desenvolvidas por diferentes grupos de pesquisa, obtendo soluções referência. Por outro lado, para a verificação da atividade mecânica cardíaca, (LAND et al., 2015) fornecem 3 problemas do tipo benchmark simulados em outras 11 plataformas computacionais e geram soluções de referência para verificação.

Diante deste contexto, onde testes de software se mostram benéficos ao desenvolvimento de aplicações científicas e a verificação e validação de modelos computacionais são essenciais para que se assegure a precisão do resultado, o presente trabalho aplica as técnicas de teste unitário de software para um simulador baseado no método dos elementos finitos que modela a atividade mecânica cardíaca, se aproveitando de um framework de testes unitários.

## **2 Revisão Bibliográfica**

### **2.1 Teste Unitário e Verificação de Código**

A modelagem computacional da atividade cardíaca resulta em códigos complexos por conta das características multi-escala e multi-físicas, dos fenômenos envolvidos. Softwares desta natureza normalmente empregam técnicas computacionais como o método dos elementos finitos (HUGHES, 2000) para a resolução das equações dos modelos matemáticos que representam o fenômeno, implicando na necessidade da utilização de métodos numéricos e estruturas de dados eficientes para a implementação computacional. Tal implementação é custosa do ponto de vista computacional, e deve portanto, estar constantemente buscando novos modelos e algoritmos numéricos mais eficientes. Desta forma, é desejável que o código destes softwares seja de fácil depuração e manutenção, garantindo extensibilidade, e também confiabilidade. Estas características podem ser obtidas através de testes automatizados de software e verificação de código.

O teste unitário de software (ZHU; HALL; MAY, 1997) é uma avaliação conduzida de maneira

a garantir a qualidade e o correto funcionamento do software. O teste unitário de um software se dá através da definição de unidades mínimas do sistema, as quais são avaliadas por meio de testes automatizados que serão capazes de localizar os problemas na implementação do código. A implementação de bons testes garantirá que cada funcionalidade do sistema seja avaliada, de forma que defeitos no software serão capturados por uma pequena quantidade de testes, e os testes serão capazes de indicar a localização do erro no código. Com isto, é possível restringir o sistema de tal forma que a detecção de modificações indesejadas se dá facilmente, os defeitos ficam localizados e o risco da introdução de erros no software diminui. Estas propriedades ajudam na obtenção das características almejadas de manutenibilidade, extensibilidade e facilidade de depuração de código.

Em softwares científicos, operações de álgebra linear, estruturas de dados específicas, malhas computacionais e modelos numéricos com soluções analíticas podem ser considerados unidades de código facilmente testáveis. Existem, no entanto, certos desafios quanto ao teste unitário de determinados aspectos de uma aplicação científica (PITT-FRANCIS et al., 2008). Na simulação da atividade cardíaca, descrita por equações diferenciais parciais, alguns dos principais problemas encontrados são a dificuldade de testar modelos numéricos cujas soluções analíticas são inexistentes, a dificuldade de elaborar testes para rotinas de código que possuem muitas operações e decisões acopladas ou que podem apresentar falhas relacionadas à aritmética de ponto flutuante e erros de truncamento e arredondamento, a difícil determinação de tolerâncias razoáveis para algoritmos numéricos, e a escolha de parâmetros adequados.

Uma forma de testar o código de modelos com soluções analíticas inexistentes é por meio da verificação de código. A verificação de código se dá através da avaliação das propriedades de convergência em tempo e espaço para um problema benchmark padronizado. O uso de um problema padronizado significa que todos os códigos de simulações devem convergir, em algum sentido, para a mesma solução à medida que o espaçamento e os passos de tempo são reduzidos, independentemente do método numérico, arquitetura de computador ou linguagem de programação (NIEDERER et al., 2011). Soluções de referência são obtidas através da avaliação de múltiplos sistemas simultaneamente para um único problema. Esta estratégia é chamada avaliação de código N-version (HATTON; ROBERTS, 1994).

## **2.2 Framework de Testes Unitários**

Uma rotina de teste unitário de software se inicia com o estabelecimento de parâmetros e a configuração de recursos (arquivos de entrada, objetos, entre outros). Em seguida a unidade de código a ser testada é chamada e submetida aos parâmetros e recursos previamente obtidos. O retorno da unidade de código testada é então averiguado por meio de certas condições de teste e caso o código atenda aos requisitos do teste a rotina libera os recursos e termina, caso

contrário um alerta é sinalizado, indicando que o código falhou no teste. A Figura 1 ilustra este procedimento.

Normalmente, realizam-se diversos testes unitários que devem ser executados em sequência sem que uma eventual falha termine a execução dos testes. Linguagens de programação costumam possuir frameworks de testes unitários que realizam estas tarefas. Estes frameworks fornecem uma estrutura que simplifica a criação e execução de rotinas de teste, permitindo a organização lógica dos testes e fornecendo um conjunto de métodos de testificação dos resultados das chamadas às unidades de código. Ao fim da execução dos testes, um sumário com os resultados é gerado, possibilitando a fácil verificação dos defeitos encontrados no código.

### **3 Métodos**

#### **3.1 Problemas Benchmark Para Mecânica Cardíaca**

Testes capazes de verificar as soluções do simulador para a mecânica cardíaca são uns dos mais importantes a serem executados tendo em vista a complexidade do problema descrito por um sistema de equações diferenciais parciais não-linear e com outras propriedades que dificultam sua solução. Em alguns casos simplificados, pode-se encontrar solução analítica para as equações da mecânica não-linear, mas quando se considera o material do tecido cardíaco e a anisotropia das fibras não existem soluções analítica para o problema. Nesse caso, a verificação através de problemas de benchmark, em particular os da mecânica cardíaca propostos por (LAND et al., 2015), é extremamente importante para verificar a implementação do software que simula este fenômeno. Nesse sentido, a implementação desses problemas benchmark da atividade mecânica cardíaca foi embutida nos testes unitários implementados neste trabalho. A Figura 1 mostra a geometria dos problemas e exemplos de soluções para os benchmarks.

Cada um dos 3 problemas propostos testam aspectos importantes para simuladores da mecânica cardíaca. O primeiro problema consiste da deformação de uma barra retangular. O problema testa a aplicação de carregamento do tipo pressão para as quais a direção muda de acordo com a orientação da superfície deformada, a implementação correta da mudança das direções de fibras com a deformação, a lei constitutiva transversalmente isotrópica e as condições de contorno de Dirichlet. O segundo problema é a dilatação de um elipsoide representando um ventrículo esquerdo com propriedades de material isotrópico. O problema simula, até certo ponto, a pressão exercida pela sangue na superfície interna da cavidade ventricular. O terceiro problema descreve a pressão exercida pelo sangue e a contração ativa do ventrículo esquerdo. O problema testa a reprodutibilidade de padrões de fibras complexos e a implementação da contração ativa (LAND et al., 2015).

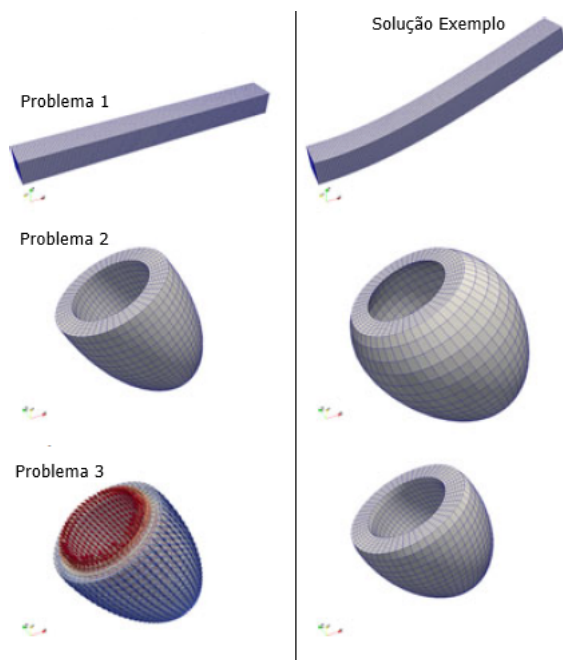


Figura 1: Problemas do benchmark da mecânica cardíaca e suas soluções.

### 3.2 Modelos Matemáticos

O tecido cardíaco também deve obedecer as leis da mecânica clássica quando sujeito à alguma força. Partindo da generalização da segunda lei de Newton pode-se derivar a equação de equilíbrio de forças a partir do princípio de conservação de momento linear. Desconsiderando os efeitos inerciais, as equações governantes usadas para descrever a deformação do tecido cardíaco se resumem ao problema de encontrar o campo de deslocamentos  $\mathbf{u}$ , tal que

$$\begin{cases} \nabla \cdot (\mathbf{F}\mathbf{S}) + \mathbf{B} = 0, & \text{em } \Omega_0, \\ \mathbf{u} = \bar{\mathbf{u}}, & \text{sobre } \partial\Omega_0^D, \\ \mathbf{F}\mathbf{S}\mathbf{N} = \bar{\mathbf{T}}, & \text{sobre } \partial\Omega_0^N. \end{cases}$$

onde  $\bar{\mathbf{u}}$  são os deslocamentos prescritos no contorno  $\partial\Omega_0^D$  e  $\bar{\mathbf{T}}$  é a tensão aplicada no contorno  $\partial\Omega_0^N$ , que tem vetor normal  $\mathbf{N}$ .  $\mathbf{F}$  representa o tensor gradiente de deformação,  $\mathbf{S}$  é o segundo tensor de Piola-Kirchhoff, e  $\mathbf{B}$  são as forças de corpo.

### 3.3 Modelo Constitutivo do Tecido Cardíaco

O tecido cardíaco é composto por fibras, que estão organizadas em camadas denominadas folhas, o que resulta em rigidez anisotrópica. Na direção da fibra, por exemplo, a deformação do tecido é maior do que nas outras direções, então modelos constitutivos tentam descrever esta deformação anisotrópica.

O modelo constitutivo para o tecido cardíaco proposto por (GUCCIONE; COSTA; MCCULLOCH, 1995) foi utilizado neste trabalho. Este modelo é transversalmente isotrópico, ou seja, considera que a deformação do tecido é diferente na direção paralela à fibra e na direção transversa à mesma. A função energia de deformação deste modelo é definida como

$$\Psi = \frac{c}{2}(e^Q - 1), \quad Q = b_f E_{11}^2 + b_t(E_{22}^2 + E_{33}^2 + E_{23}^2 + E_{32}^2) + b_{fs}(E_{12}^2 + E_{21}^2 + E_{13}^2 + E_{31}^2), \quad (1)$$

onde  $c$ ,  $b_f$ ,  $b_t$  e  $b_{fs}$  são parâmetros relacionados com o material e  $E_{ij}$  são as componentes do tensor de deformação de Green-Lagrange.

Quando se considera a contração do tecido cardíaco, uma abordagem consiste em dividir o segundo tensor de Piola-Kirchhoff em suas componentes ativa e passiva  $\mathbf{S} = \mathbf{S}_p + \mathbf{S}_a$ , onde a parte passiva  $\mathbf{S}_p$  descreve o comportamento passivo do coração e é derivado do modelo constitutivo, enquanto a parte ativa  $\mathbf{S}_a$  descreve a cinética da contração celular e, em geral, é definida como  $\mathbf{S}_a = T_a \mathbf{f} \otimes \mathbf{f}$ , sendo  $T_a$  um valor escalar representando a tensão ativa aplicada na direção da fibra  $\mathbf{f}$ .

### 3.4 Métodos Numéricos e Implementação Computacional

As equações governantes foram resolvidas usando o método dos elementos finitos, através de uma formulação variacional mista de três campos. O domínio foi dividido em hexaedros com o campo de deslocamentos sendo aproximado por funções lineares por partes, enquanto os demais campos são aproximados por funções constantes, que é a aproximação denominada  $Q1 - Q0 - Q0$ . Esta discretização resulta em um sistema não linear, o qual foi resolvido usando o método de Newton. Mais detalhes sobre a solução das equações governantes podem ser encontrados em (CAMPOS et al., 2018).

Para a implementação dos testes unitários neste trabalho optou-se pelo framework de testes unitários para a linguagem C++ denominado CppTest (LUNDELL, 2017). O CppTest é um framework simples, focado na usabilidade e extensibilidade. Nele as rotinas de teste devem ser agrupadas em classes de teste que provêm macros para a testificação das unidades de código e geram relatórios de testes em diversos formatos, incluindo HTML.

## 4 Experimentos Computacionais

### 4.1 Detalhes da Implementação

Os testes unitários implementados foram embutidos no código do simulador da atividade eletromecânica cardíaca baseado no método dos elementos finitos chamado Cardiax (CAMPOS et al., 2018). O simulador é implementado com a linguagem C++ e utiliza bibliotecas de álgebra linear como o PETSc (BALAY et al., 2017) e o Armadillo (SANDERSON et al., 2010), e os



testes foram implementados com o uso do framework de testes unitários CppTest.

O código do Cardiax se aproveita das ferramentas de orientação a objetos da linguagem C++ e implementa classes organizadas logicamente em módulos que abstraem as diversas componentes do simulador, como mostra a Figura 2.

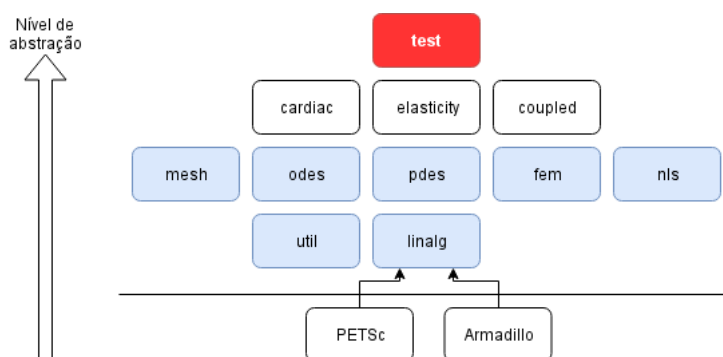


Figura 2: Módulos do Cardiax: em vermelho representa o módulo de teste implementado e em azul os módulos testados.

Os testes unitários foram organizados em um novo módulo desacoplado do resto do código, garantindo que o funcionamento do simulador se mantenha independente dele. Neste módulo, através das ferramentas do framework, foram implementadas classes de teste para cada módulo testado, cada uma com suas rotinas de teste. A Tabela 1 apresenta uma breve descrição de cada módulo testado e explicita os testes realizados em cada um. Além disto, recursos e objetos de teste também foram agrupados dentro do módulo de teste. Uma classe geral agrupa as classes de teste de cada módulo e permite a organização das rotinas de teste, possibilitando por exemplo, a execução dos testes de apenas um módulo do software. Desta forma, a cada modificação no código do simulador, o módulo de teste pode ser acionado e conduzir a execução dos testes, resultando no fim em um relatório que sumariza os detalhes de cada teste, apontando as falhas e os sucessos de cada teste unitário. A Tabela 1 descreve de forma sucinta os módulos do Cardiax e destaca o módulo elasticity, o qual foi o principal objeto de estudo do presente trabalho.

A verificação do código para os problemas de elasticidade não-linear e atividade mecânica cardíaca por meio dos problemas benchmark foi embutida nas rotinas de teste unitários. Para o problema 1 foram avaliadas malhas de  $50 \times 5 \times 5$  e  $100 \times 10 \times 10$  elementos. finitos, enquanto que para os problemas 2 e 3 foram avaliadas malhas de  $12 \times 27 \times 2$  e  $24 \times 54 \times 6$  elementos.

## 4.2 Resultados

Com a implementação, através do uso do framework CppTest, dos testes unitários automatizados para o software Cardiax, tornou-se possível a avaliação do funcionamento código como um todo.

Tabela 1: Módulos do simulador e os testes unitários realizados.

Módulos	Descrição	Testes
util	Abstrai os parâmetros passados para algoritmos numéricos.	Testes das operações dos objetos de parâmetros, como atribuição, busca e aninhamento.
linalg	Implementa operações de álgebra linear computacional.	Testes das operações básicas de álgebra linear.
mesh	Abstrai malhas computacionais e implementa operações de entrada e saída de malhas.	Teste na criação e operações dos objetos que abstraem malhas e testes de entrada e saída dos formatos suportados.
odes	Implementa métodos implícitos e explícitos para a solução numérica de modelos celulares representados através de sistemas de equações diferenciais ordinárias.	Testa os objetos que representam modelos celulares e suas operações e os resolvedores numéricos.
pdes	Implementa modelos de equações diferenciais parciais como o modelo de Poisson, elasticidade linear e mecânica cardíaca.	Testa a ordem de convergência da resolução do modelo de Poisson e a adequação da resolução dos problemas de benchmark cardíaco.
fem	Implementa as operações para a solução de modelos de equações diferenciais parciais utilizando o método dos elementos finitos.	Testa a convergência do algoritmo da quadratura de Gauss para a integração numérica.
nls	Implementa algoritmos para a resolução de sistemas não lineares.	Testa a convergência dos algoritmos para a resolução de sistemas não lineares.

O uso do framework CppTest permitiu a execução de baterias de testes para todo o código ou para um módulo em específico. Com os sumários dos testes em formato HTML a avaliação dos resultados e localização de falhas se dá de maneira simples e objetiva, proporcionando um processo de testagem eficiente. As Figuras 3 e 4 ilustram exemplos de sumários para os testes de alguns módulos do simulador.

Nos problemas de benchmark, buscou-se avaliar a solução do simulador por meio da comparação do resultado com os resultados de referência, permitindo-se uma tolerância. Para o problema 1 comparou-se a deflexão de um ponto no fim da barra avaliada na coordenada do eixo z. Para os problemas 2 e 3 comparou-se deformação de dois pontos na região apical do ventrículo esquerdo avaliada na coordenada z. As coordenadas de referência para os problemas são dadas pela solução média e são descritas em (CAMPOS et al., 2018).

A coordenada de referência para a solução do problema 1 é 4,161, as coordenadas de referência para os pontos da solução do problema 2 são -28,196 e -26,482, e as coordenadas de referência para o problema 3 são -15,405 e -12,098. Portanto, para os testes foram designadas tolerâncias para a diferença absoluta entre as coordenadas de referência e as coordenadas da solução. Com uma tolerância de 0,05 para o problema 1 e de 0,5 para as duas coordenadas dos problemas 2 e 3, todos os testes passaram para todas as malhas testadas.

## Summary

Tests	Errors	Success	Time (s)
5	0	100%	5127.174383

## Test suites

Name	Tests	Errors	Success	Time (s)
<a href="#">PoissonTestSuite</a>	2	0	100%	2.249565
<a href="#">NonlinearElasticityTestSuite</a>	3	0	100%	5124.924818

### Suite: PoissonTestSuite

Name	Errors	Success	Time (s)
tri_convergence_test	0	true	1.211556
quad_convergence_test	0	true	1.038009

[Back to top](#)

### Suite: NonlinearElasticityTestSuite

Name	Errors	Success	Time (s)
benchmark_prob1_mesh1_test	0	true	276.755179
benchmark_prob2_mesh1_test	0	true	1424.641398
benchmark_prob3_mesh1_test	0	true	3423.528241

Figura 3: Relatório para o teste do módulo “pdes”, envolvendo o teste do problema de Poisson e dos problemas benchmark. Neste estudo os testes passaram.

## 5 Considerações Finais

Foram aplicadas técnicas de teste unitário ao simulador da atividade mecânica do coração baseado no método dos elementos finitos. O framework CppTest para testes unitários em C++ foi utilizado para a implementação de testes unitários automatizados e para a verificação dos resultados dos modelos de elasticidade não-linear do coração através da execução de problemas benchmark.

Com testes envolvendo o escopo de cada módulo do simulador, a detecção de falhas se tornou mais fácil, sendo possível a localização de erros e discordâncias diretamente no código. Com a implementação dos testes unitários para o problema benchmark da mecânica cardíaca foi possível verificar que a metodologia implementada pelo simulador foi capaz de resolver os problemas de forma satisfatória. Além disso, com a implementação dos testes, cada nova modificação ou manutenção do software será submetida aos testes de forma que assim obtém-se uma maior confiabilidade nos resultados e uma maior facilidade na depuração do código, uma vez que os testes são capazes de localizar os defeitos introduzidos por uma eventual modificação no código. Portanto, conclui-se que testes unitários constituem uma prática de engenharia de software importante no contexto de softwares científicos complexos como é o caso estudado no presente trabalho.

## Summary

Tests	Errors	Success	Time (s)
5	1	80%	5137.233717

## Test suites

Name	Tests	Errors	Success	Time (s)
<a href="#">PoissonTestSuite</a>	2	0	100%	2.327763
<a href="#">NonlinearElasticityTestSuite</a>	3	1	66%	5134.905954

### Suite: PoissonTestSuite

Name	Errors	Success	Time (s)
tri_convergence_test	0	true	1.223570
quad_convergence_test	0	true	1.104193

[Back to top](#)

### Suite: NonlinearElasticityTestSuite

Name	Errors	Success	Time (s)
<a href="#">benchmark_prob1_mesh1_test</a>	1	false	279.339745
benchmark_prob2_mesh1_test	0	true	1428.342913
benchmark_prob3_mesh1_test	0	true	3427.223296

## Test results

### NonlinearElasticityTestSuite::benchmark\_prob1\_mesh1\_test

<b>Test</b>	NonlinearElasticityTestSuite::benchmark_prob1_mesh1_test
<b>File</b>	/home/bmo/Projetos/cardiax/test/test_pdes/nonlinear_elasticity_test.cpp:85
<b>Message</b>	delta(def_coord, 4.161, 0.02)

[Back to NonlinearElasticityTestSuite](#)

Figura 4: Relatório para o teste do módulo “pdes” ilustrando um caso que o teste para o benchmark do problema 1 falhou devido à tolerância muito baixa.

## ***Agradecimentos***

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001, do CNPq, UFJF e FAPEMIG APQ-02537-15

## **Referências**

- BALAY, S. et al. *Petsc users manual revision 3.8*. [S.l.], 2017. 8
- CAMPOS, J. O. et al. Preconditioned augmented lagrangian formulation for nearly incompressible cardiac mechanics. *International journal for numerical methods in biomedical engineering*, Wiley Online Library, v. 34, n. 4, p. e2948, 2018. 8, 10
- COUNCIL, N. R. et al. *Assessing the reliability of complex models: mathematical and statistical foundations of verification, validation, and uncertainty quantification*. [S.l.]: National Academies Press, 2012. 3
- GUCCIONE, J. M.; COSTA, K. D.; MCCULLOCH, A. D. Finite element stress analysis of left ventricular mechanics in the beating dog heart. *Journal of biomechanics*, Elsevier, v. 28, n. 10, p. 1167–1177, 1995. 8
- HATTON, L.; ROBERTS, A. How accurate is scientific software? *IEEE Transactions on Software Engineering*, IEEE, v. 20, n. 10, p. 785–797, 1994. 4, 5
- HUGHES, T. J. *The finite element method: linear static and dynamic finite element analysis*. [S.l.]: Courier Corporation, 2000. 4
- KANE, D. W. et al. Agile methods in biomedical software development: a multi-site experience report. *Bmc Bioinformatics*, BioMed Central, v. 7, n. 1, p. 273, 2006. 3
- KANEWALA, U.; BIEMAN, J. M. Testing scientific software: A systematic literature review. *Information and software technology*, Elsevier, v. 56, n. 10, p. 1219–1232, 2014. 3
- KELLY, D.; HOOK, D.; SANDERS, R. Five recommended practices for computational scientists who write software. *Computing in Science & Engineering*, IEEE Computer Society, v. 11, n. 5, p. 48, 2009. 3
- KERCKHOFFS, R. C. et al. Computational methods for cardiac electromechanics. *Proceedings of the IEEE*, IEEE, v. 94, n. 4, p. 769–783, 2006. 3
- KOTESKA, B.; PEJOV, L.; MISHEV, A. Scientific software testing: A practical example. In: *SQAMIA*. [S.l.: s.n.], 2015. p. 27–34. 3
- LAND, S. et al. Verification of cardiac mechanics software: benchmark problems and solutions for testing active and passive material behaviour. *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, The Royal Society Publishing, v. 471, n. 2184, p. 20150641, 2015. 4, 6

LUNDELL. *CppTest*. 2017. Disponível em: <<http://sourceforge.net/projects/cppptest/>>. Acesso em: 22 ago. 2018. 8

NIEDERER, S. A. et al. Verification of cardiac tissue electrophysiology simulators using an n-version benchmark. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, The Royal Society Publishing, v. 369, n. 1954, p. 4331–4351, 2011. 4, 5

PITT-FRANCIS, J. et al. Chaste: using agile programming techniques to develop computational biology software. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, The Royal Society London, v. 366, n. 1878, p. 3111–3136, 2008. 4, 5

SANDERSON, C. et al. *Armadillo: An open source C++ linear algebra library for fast prototyping and computationally intensive experiments*. [S.l.], 2010. 8

VIGMOND, E. et al. Solvers for the cardiac bidomain equations. *Progress in biophysics and molecular biology*, Elsevier, v. 96, n. 1-3, p. 3–18, 2008. 3

ZHU, H.; HALL, P. A.; MAY, J. H. Software unit test coverage and adequacy. *Acm computing surveys (csur)*, ACM, v. 29, n. 4, p. 366–427, 1997. 4

**Edição especial** - XXI ENMC (Encontro Nacional de Modelagem Computacional)  
e IX ECTM (Encontro de Ciência e Tecnologia dos Materiais)

**Enviado em:** 15 mar. 2019

**Aceito em:** 22 mai. 2019

**Editores responsáveis** - Bianca Neves Machado / Mateus das Neves Gomes