
*A visão sistêmica e integrada das **engenharias** e sua **integração com a sociedade***

2

*Carlos Augusto Zilli
(Organizador)*



Atena
Editora
Ano 2021

A visão sistêmica e integrada das engenharias e sua integração com a sociedade

2

*Carlos Augusto Zilli
(Organizador)*



Atena
Editora
Ano 2021

Editora chefe

Profª Drª Antonella Carvalho de Oliveira

Assistentes editoriais

Natalia Oliveira

Flávia Roberta Barão

Bibliotecária

Janaina Ramos

Projeto gráfico

Natália Sandrini de Azevedo

Camila Alves de Cremona

Luiza Alves Batista

Maria Alice Pinheiro

Imagens da capa

iStock

Edição de arte

Luiza Alves Batista

Revisão

Os autores

2021 by Atena Editora

Copyright © Atena Editora

Copyright do Texto © 2021 Os autores

Copyright da Edição © 2021 Atena Editora

Direitos para esta edição cedidos à Atena Editora pelos autores.

Open access publication by Atena Editora



Todo o conteúdo deste livro está licenciado sob uma Licença de Atribuição Creative Commons. Atribuição-Não-Comercial-NãoDerivativos 4.0 Internacional (CC BY-NC-ND 4.0).

O conteúdo dos artigos e seus dados em sua forma, correção e confiabilidade são de responsabilidade exclusiva dos autores, inclusive não representam necessariamente a posição oficial da Atena Editora. Permitido o *download* da obra e o compartilhamento desde que sejam atribuídos créditos aos autores, mas sem a possibilidade de alterá-la de nenhuma forma ou utilizá-la para fins comerciais.

Todos os manuscritos foram previamente submetidos à avaliação cega pelos pares, membros do Conselho Editorial desta Editora, tendo sido aprovados para a publicação com base em critérios de neutralidade e imparcialidade acadêmica.

A Atena Editora é comprometida em garantir a integridade editorial em todas as etapas do processo de publicação, evitando plágio, dados ou resultados fraudulentos e impedindo que interesses financeiros comprometam os padrões éticos da publicação. Situações suspeitas de má conduta científica serão investigadas sob o mais alto padrão de rigor acadêmico e ético.

Conselho Editorial

Ciências Humanas e Sociais Aplicadas

Prof. Dr. Alexandre Jose Schumacher – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Paraná

Prof. Dr. Américo Junior Nunes da Silva – Universidade do Estado da Bahia

Profª Drª Andréa Cristina Marques de Araújo – Universidade Fernando Pessoa

Prof. Dr. Antonio Carlos Frasson – Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof. Dr. Antonio Gasparetto Júnior – Instituto Federal do Sudeste de Minas Gerais

Prof. Dr. Antonio Isidro-Filho – Universidade de Brasília

Prof. Dr. Arnaldo Oliveira Souza Júnior – Universidade Federal do Piauí
Prof. Dr. Carlos Antonio de Souza Moraes – Universidade Federal Fluminense
Prof. Dr. Crisóstomo Lima do Nascimento – Universidade Federal Fluminense
Prof^a Dr^a Cristina Gaio – Universidade de Lisboa
Prof. Dr. Daniel Richard Sant'Ana – Universidade de Brasília
Prof. Dr. Deyvison de Lima Oliveira – Universidade Federal de Rondônia
Prof^a Dr^a Dilma Antunes Silva – Universidade Federal de São Paulo
Prof. Dr. Edvaldo Antunes de Farias – Universidade Estácio de Sá
Prof. Dr. Elson Ferreira Costa – Universidade do Estado do Pará
Prof. Dr. Eloi Martins Senhora – Universidade Federal de Roraima
Prof. Dr. Gustavo Henrique Cepolini Ferreira – Universidade Estadual de Montes Claros
Prof. Dr. Humberto Costa – Universidade Federal do Paraná
Prof^a Dr^a Ivone Goulart Lopes – Istituto Internazionale delle Figlie de Maria Ausiliatrice
Prof. Dr. Jadson Correia de Oliveira – Universidade Católica do Salvador
Prof. Dr. José Luis Montesillo-Cedillo – Universidad Autónoma del Estado de México
Prof. Dr. Julio Candido de Meirelles Junior – Universidade Federal Fluminense
Prof^a Dr^a Lina Maria Gonçalves – Universidade Federal do Tocantins
Prof. Dr. Luis Ricardo Fernandes da Costa – Universidade Estadual de Montes Claros
Prof^a Dr^a Natiéli Piovesan – Instituto Federal do Rio Grande do Norte
Prof. Dr. Marcelo Pereira da Silva – Pontifícia Universidade Católica de Campinas
Prof^a Dr^a Maria Luzia da Silva Santana – Universidade Federal de Mato Grosso do Sul
Prof. Dr. Miguel Rodrigues Netto – Universidade do Estado de Mato Grosso
Prof. Dr. Pablo Ricardo de Lima Falcão – Universidade de Pernambuco
Prof^a Dr^a Paola Andressa Scortegagna – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Prof^a Dr^a Rita de Cássia da Silva Oliveira – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Prof. Dr. Rui Maia Diamantino – Universidade Salvador
Prof. Dr. Saulo Cerqueira de Aguiar Soares – Universidade Federal do Piauí
Prof. Dr. Urandi João Rodrigues Junior – Universidade Federal do Oeste do Pará
Prof^a Dr^a Vanessa Bordin Viera – Universidade Federal de Campina Grande
Prof^a Dr^a Vanessa Ribeiro Simon Cavalcanti – Universidade Católica do Salvador
Prof. Dr. William Cleber Domingues Silva – Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro
Prof. Dr. Willian Douglas Guilherme – Universidade Federal do Tocantins

Ciências Agrárias e Multidisciplinar

Prof. Dr. Alexandre Igor Azevedo Pereira – Instituto Federal Goiano
Prof. Dr. Arinaldo Pereira da Silva – Universidade Federal do Sul e Sudeste do Pará
Prof. Dr. Antonio Pasqualetto – Pontifícia Universidade Católica de Goiás
Prof^a Dr^a Carla Cristina Bauermann Brasil – Universidade Federal de Santa Maria
Prof. Dr. Cleberton Correia Santos – Universidade Federal da Grande Dourados
Prof^a Dr^a Diocléa Almeida Seabra Silva – Universidade Federal Rural da Amazônia
Prof. Dr. Écio Souza Diniz – Universidade Federal de Viçosa
Prof. Dr. Fábio Steiner – Universidade Estadual de Mato Grosso do Sul
Prof. Dr. Fágner Cavalcante Patrocínio dos Santos – Universidade Federal do Ceará
Prof^a Dr^a Girlene Santos de Souza – Universidade Federal do Recôncavo da Bahia
Prof. Dr. Jael Soares Batista – Universidade Federal Rural do Semi-Árido
Prof. Dr. Jayme Augusto Peres – Universidade Estadual do Centro-Oeste
Prof. Dr. Júlio César Ribeiro – Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro
Prof^a Dr^a Lina Raquel Santos Araújo – Universidade Estadual do Ceará
Prof. Dr. Pedro Manuel Villa – Universidade Federal de Viçosa
Prof^a Dr^a Raissa Rachel Salustriano da Silva Matos – Universidade Federal do Maranhão
Prof. Dr. Ronilson Freitas de Souza – Universidade do Estado do Pará
Prof^a Dr^a Talita de Santos Matos – Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro

Prof. Dr. Tiago da Silva Teófilo – Universidade Federal Rural do Semi-Árido
Prof. Dr. Valdemar Antonio Paffaro Junior – Universidade Federal de Alfenas

Ciências Biológicas e da Saúde

Prof. Dr. André Ribeiro da Silva – Universidade de Brasília
Profª Drª Anelise Levay Murari – Universidade Federal de Pelotas
Prof. Dr. Benedito Rodrigues da Silva Neto – Universidade Federal de Goiás
Profª Drª Daniela Reis Joaquim de Freitas – Universidade Federal do Piauí
Profª Drª Débora Luana Ribeiro Pessoa – Universidade Federal do Maranhão
Prof. Dr. Douglas Siqueira de Almeida Chaves – Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro
Prof. Dr. Edson da Silva – Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri
Profª Drª Elizabeth Cordeiro Fernandes – Faculdade Integrada Medicina
Profª Drª Eleuza Rodrigues Machado – Faculdade Anhanguera de Brasília
Profª Drª Elane Schwinden Prudêncio – Universidade Federal de Santa Catarina
Profª Drª Eysler Gonçalves Maia Brasil – Universidade da Integração Internacional da Lusofonia Afro-Brasileira
Prof. Dr. Ferlando Lima Santos – Universidade Federal do Recôncavo da Bahia
Profª Drª Fernanda Miguel de Andrade – Universidade Federal de Pernambuco
Prof. Dr. Fernando Mendes – Instituto Politécnico de Coimbra – Escola Superior de Saúde de Coimbra
Profª Drª Gabriela Vieira do Amaral – Universidade de Vassouras
Prof. Dr. Gianfábio Pimentel Franco – Universidade Federal de Santa Maria
Prof. Dr. Helio Franklin Rodrigues de Almeida – Universidade Federal de Rondônia
Profª Drª Iara Lúcia Tescarollo – Universidade São Francisco
Prof. Dr. Igor Luiz Vieira de Lima Santos – Universidade Federal de Campina Grande
Prof. Dr. Jefferson Thiago Souza – Universidade Estadual do Ceará
Prof. Dr. Jesus Rodrigues Lemos – Universidade Federal do Piauí
Prof. Dr. Jônatas de França Barros – Universidade Federal do Rio Grande do Norte
Prof. Dr. José Max Barbosa de Oliveira Junior – Universidade Federal do Oeste do Pará
Prof. Dr. Luís Paulo Souza e Souza – Universidade Federal do Amazonas
Profª Drª Magnólia de Araújo Campos – Universidade Federal de Campina Grande
Prof. Dr. Marcus Fernando da Silva Praxedes – Universidade Federal do Recôncavo da Bahia
Profª Drª Maria Tatiane Gonçalves Sá – Universidade do Estado do Pará
Profª Drª Mylena Andréa Oliveira Torres – Universidade Ceuma
Profª Drª Natiéli Piovesan – Instituto Federaci do Rio Grande do Norte
Prof. Dr. Paulo Inada – Universidade Estadual de Maringá
Prof. Dr. Rafael Henrique Silva – Hospital Universitário da Universidade Federal da Grande Dourados
Profª Drª Regiane Luz Carvalho – Centro Universitário das Faculdades Associadas de Ensino
Profª Drª Renata Mendes de Freitas – Universidade Federal de Juiz de Fora
Profª Drª Vanessa da Fontoura Custódio Monteiro – Universidade do Vale do Sapucaí
Profª Drª Vanessa Lima Gonçalves – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Profª Drª Vanessa Bordin Viera – Universidade Federal de Campina Grande
Profª Drª Welma Emidio da Silva – Universidade Federal Rural de Pernambuco

Ciências Exatas e da Terra e Engenharias

Prof. Dr. Adélio Alcino Sampaio Castro Machado – Universidade do Porto
Profª Drª Ana Grasielle Dionísio Corrêa – Universidade Presbiteriana Mackenzie
Prof. Dr. Carlos Eduardo Sanches de Andrade – Universidade Federal de Goiás
Profª Drª Carmen Lúcia Voigt – Universidade Norte do Paraná
Prof. Dr. Cleiseano Emanuel da Silva Paniagua – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás
Prof. Dr. Douglas Gonçalves da Silva – Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia
Prof. Dr. Eloi Rufato Junior – Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Profª Drª Érica de Melo Azevedo – Instituto Federal do Rio de Janeiro

Prof. Dr. Fabrício Menezes Ramos – Instituto Federal do Pará
Profª Dra. Jéssica Verger Nardeli – Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho
Prof. Dr. Juliano Carlo Rufino de Freitas – Universidade Federal de Campina Grande
Profª Drª Luciana do Nascimento Mendes – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio Grande do Norte
Prof. Dr. Marcelo Marques – Universidade Estadual de Maringá
Prof. Dr. Marco Aurélio Kistemann Junior – Universidade Federal de Juiz de Fora
Profª Drª Neiva Maria de Almeida – Universidade Federal da Paraíba
Profª Drª Natiéli Piovesan – Instituto Federal do Rio Grande do Norte
Profª Drª Priscila Tessmer Scaglioni – Universidade Federal de Pelotas
Prof. Dr. Sidney Gonçalo de Lima – Universidade Federal do Piauí
Prof. Dr. Takeshy Tachizawa – Faculdade de Campo Limpo Paulista

Linguística, Letras e Artes

Profª Drª Adriana Demite Stephani – Universidade Federal do Tocantins
Profª Drª Angeli Rose do Nascimento – Universidade Federal do Estado do Rio de Janeiro
Profª Drª Carolina Fernandes da Silva Mandaji – Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Profª Drª Denise Rocha – Universidade Federal do Ceará
Profª Drª Edna Alencar da Silva Rivera – Instituto Federal de São Paulo
Profª Drª Fernanda Tonelli – Instituto Federal de São Paulo,
Prof. Dr. Fabiano Tadeu Grazioli – Universidade Regional Integrada do Alto Uruguai e das Missões
Prof. Dr. Gilmei Fleck – Universidade Estadual do Oeste do Paraná
Profª Drª Keyla Christina Almeida Portela – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Paraná
Profª Drª Miranilde Oliveira Neves – Instituto de Educação, Ciência e Tecnologia do Pará
Profª Drª Sandra Regina Gardacho Pietrobon – Universidade Estadual do Centro-Oeste
Profª Drª Sheila Marta Carregosa Rocha – Universidade do Estado da Bahia

A visão sistêmica e integrada das engenharias e sua integração com a sociedade 2

Diagramação: Camila Alves de Cremo
Correção: Flávia Roberta Barão
Indexação: Gabriel Motomu Teshima
Revisão: Os autores
Organizador: Carlos Augusto Zilli.

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

V822 A visão sistêmica e integrada das engenharias e sua integração com a sociedade 2 / Organizador Carlos Augusto Zilli. – Ponta Grossa - PR: Atena, 2021.

Formato: PDF

Requisitos de sistema: Adobe Acrobat Reader

Modo de acesso: World Wide Web

Inclui bibliografia

ISBN 978-65-5983-399-3

DOI: <https://doi.org/10.22533/at.ed.993211308>

1. Engenharia. I. Zilli, Carlos Augusto (Organizador). II. Título.

CDD 620

Elaborado por Bibliotecária Janaina Ramos – CRB-8/9166

Atena Editora

Ponta Grossa – Paraná – Brasil

Telefone: +55 (42) 3323-5493

www.atenaeditora.com.br

contato@atenaeditora.com.br

DECLARAÇÃO DOS AUTORES

Os autores desta obra: 1. Atestam não possuir qualquer interesse comercial que constitua um conflito de interesses em relação ao artigo científico publicado; 2. Declaram que participaram ativamente da construção dos respectivos manuscritos, preferencialmente na: a) Concepção do estudo, e/ou aquisição de dados, e/ou análise e interpretação de dados; b) Elaboração do artigo ou revisão com vistas a tornar o material intelectualmente relevante; c) Aprovação final do manuscrito para submissão.; 3. Certificam que os artigos científicos publicados estão completamente isentos de dados e/ou resultados fraudulentos; 4. Confirmam a citação e a referência correta de todos os dados e de interpretações de dados de outras pesquisas; 5. Reconhecem terem informado todas as fontes de financiamento recebidas para a consecução da pesquisa; 6. Autorizam a edição da obra, que incluem os registros de ficha catalográfica, ISBN, DOI e demais indexadores, projeto visual e criação de capa, diagramação de miolo, assim como lançamento e divulgação da mesma conforme critérios da Atena Editora.

DECLARAÇÃO DA EDITORA

A Atena Editora declara, para os devidos fins de direito, que: 1. A presente publicação constitui apenas transferência temporária dos direitos autorais, direito sobre a publicação, inclusive não constitui responsabilidade solidária na criação dos manuscritos publicados, nos termos previstos na Lei sobre direitos autorais (Lei 9610/98), no art. 184 do Código penal e no art. 927 do Código Civil; 2. Autoriza e incentiva os autores a assinarem contratos com repositórios institucionais, com fins exclusivos de divulgação da obra, desde que com o devido reconhecimento de autoria e edição e sem qualquer finalidade comercial; 3. Todos os e-book são *open access*, desta forma não os comercializa em seu site, sites parceiros, plataformas de *e-commerce*, ou qualquer outro meio virtual ou físico, portanto, está isenta de repasses de direitos autorais aos autores; 4. Todos os membros do conselho editorial são doutores e vinculados a instituições de ensino superior públicas, conforme recomendação da CAPES para obtenção do Qualis livro; 5. Não cede, comercializa ou autoriza a utilização dos nomes e e-mails dos autores, bem como nenhum outro dado dos mesmos, para qualquer finalidade que não o escopo da divulgação desta obra.

APRESENTAÇÃO

Esta obra, intitulada “A Visão Sistêmica e Integrada das Engenharias e sua Integração com a Sociedade”, em seu segundo volume, apresenta 22 capítulos que abordam pesquisas relevantes que fazem emergir esta visão completa e abrangente típica das engenharias, revelando de que forma ela pode se integrar à sociedade para solucionar os desafios que surgem mundo afora, trazendo pesquisas relacionados à fluxo de potência, prevenção de ansiedade, reconstrução anatômica, modelagem energética, otimização de vigas mistas, composição de séries dodecafônicas, ruídos, entre outras.

Desta forma, esta obra se mostra potencialmente disponível para contribuir com discussões e análises aprofundadas acerca de assuntos atuais e relevantes, servindo como base referencial para futuras investigações relacionadas às engenharias em suas mais diversas instâncias.

Deixo, aos autores dos capítulos, um agradecimento especial, e aos futuros leitores, anseio que esta obra sirva como fonte inspiradora e reflexiva.

Esta obra é indicada para os mais diversos leitores, tendo em vista que foi produzida por meio de linguagem fluída e abordagem prática, o que favorece a compreensão dos conceitos apresentados pelos mais diversos públicos, sendo indicada, em especial, aos amantes da área de engenharia.

Carlos Augusto Zilli

SUMÁRIO


CAPÍTULO 1..... 1

ANÁLISE COMPARATIVA DA SATISFAÇÃO ENTRE DISCENTES E EGRESSOS DE ENGENHARIA: UM ESTUDO DE CASO

Cristiano Geraldo Teixeira Silva

Eduardo Georges Mesquita

Maria Giselle Marques Bahia

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.9932113081>

CAPÍTULO 2..... 13


COMMODITIES AMBIENTAIS E A IV REVOLUÇÃO INDUSTRIAL - O POTENCIAL BRASILEIRO DE INOVAÇÃO SUSTENTÁVEL

Diego da Silva Pereira

Zulmara Virgínia de Carvalho

Maria Eduarda Medeiros Monteiro


Heloysa Helena Nunes de Oliveira

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.9932113082>

CAPÍTULO 3..... 27

ESTUDO DA INTEGRAÇÃO DE SENSORES AOS TÊXTEIS ESPORTIVOS

Larissa Stephanie de Souza Malago

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.9932113083>

CAPÍTULO 4..... 37

COMPARAÇÃO DE MÉTODOS PARA SUPRESSÃO DE RUÍDOS EM SINAL DE VOZ UTILIZANDO TRANSFORMADA WAVELET

Gustavo dos Santos Cardoso

Gustavo Peglow Kuhn

Samuel dos Santos Cardoso

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.9932113084>


CAPÍTULO 5..... 52

RECONSTRUÇÃO ANATÔMICA BASEADA EM IMAGENS, MAPEAMENTO DE DENSIDADES E ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS DE UM FÊMUR COM FRATURA ATÍPICA

Miguel Tobias Bahia

Emílio Graciliano Ferreira Mercuri

Mildred Ballin Hecke

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.9932113085>

CAPÍTULO 6..... 68


SAFE WHEELCHAIR

Luís Eduardo Lima da Costa

Marcia Ferreira Cristaldo

Sóstenes Renan de Jesus Carvalho Santos

Lucas Hermann Negri


 <https://doi.org/10.22533/at.ed.9932113086>

CAPÍTULO 7..... 78

MODELACIÓN ENERGÉTICA, UNA HERRAMIENTA ANALÍTICA, GRÁFICA Y ACTUAL PARA EL DISEÑO DE EDIFICIOS EFICIENTES ENERGÉTICAMENTE

Agustín Torres Rodríguez

David Morillón Gálvez

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.9932113087>


CAPÍTULO 8..... 92

NUMERICAL ANALYSIS OF BLOCKAGE EFFECT ON AN INNOVATIVE VERTICAL TURBINE (VAACT)

Rodrigo Batista Soares

Antonio Carlos Fernandes

Joel Sena Sales Junior


 <https://doi.org/10.22533/at.ed.9932113088>

CAPÍTULO 9..... 108

APLICAÇÃO DE HEURÍSTICAS E METAHEURÍSTICAS NA COMPOSIÇÃO DE SÉRIES DODECAFÔNICAS

Déborah Baptista Pilato

Paulo Henrique Siqueira

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.9932113089>

CAPÍTULO 10..... 119

A MODELAGEM DIGITAL COMO AUXÍLIO DA PERCEPÇÃO DO OBJETO ARQUITETÔNICO EM ENSINO DE PROJETO

Luis Gustavo de Souza Xavier

Pedro Miguel Gomes Januário

Janine Fonseca Matos Xavier

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.99321130810>

CAPÍTULO 11..... 132

MAPEAMENTO DE FERRAMENTAS COMPUTACIONAIS APLICADAS AO ENSINO DA ENGENHARIA ELÉTRICA COM ÊNFASE EM ELETROTÉCNICA

Wellington Alex dos Santos Fonseca

Fabiola Graziela Noronha Barros

Dariele da Costa Sousa


 <https://doi.org/10.22533/at.ed.99321130811>






CAPÍTULO 12..... 144


OTIMIZAÇÃO DE VIGAS MISTAS DE AÇO E CONCRETO

Franz Augenthaler Avelino Coelho

João Batista Marques de Sousa Junior

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.99321130812>

CAPÍTULO 13	161
PROTÓTIPO: BRACELETE DETECTOR DE OBSTÁCULOS PARA DEFICIENTES VISUAIS	
Eloiziane Barbosa Pessoa	
José Augusto Albuquerque Rabelo	
Luiz Felipe de Souza Jimenez	
 https://doi.org/10.22533/at.ed.99321130813	
CAPÍTULO 14	177
THE NUMBER OF STORMS MODELED AS A POISSON RANDOM VARIABLE AT NORTHEAST COAST OF SOUTH AMERICA	
Lazaro Nonato Vasconcellos de Andrade	
 https://doi.org/10.22533/at.ed.99321130814	
CAPÍTULO 15	190
APLICAÇÃO DA TÉCNICA DE SOMA DE CORRENTES PARA O CÁLCULO DO FLUXO DE POTÊNCIA CA	
Evandro José dos Santos	
Carlos Roberto Mendonça da Rocha	
 https://doi.org/10.22533/at.ed.99321130815	
CAPÍTULO 16	196
CARTILHA INFORMATIVA COMO FERRAMENTA DE PREVENÇÃO DA ANSIENIDADE INFANTIL	
Bruna Meneses da Silva Araújo	
Helton Camilo Teixeira	
Amanda Cris Prestes das Neves Maia	
Joana D'arc Araújo de Souza Rolim	
Dyovana Raissa de Souza Barros	
 https://doi.org/10.22533/at.ed.99321130816	
CAPÍTULO 17	206
A APLICAÇÃO DAS FERRAMENTAS DA QUALIDADE PARA A MELHORIA DE UM PROCESSO INDUSTRIAL	
Ananda Santa Rosa Santos	
Denise Simões Dupont Bernini	
Suzana Araujo de Azevedo	
Rodrigo Aldo Bazoni Scaquetti	
 https://doi.org/10.22533/at.ed.99321130817	
CAPÍTULO 18	224
DISPOSITIVO DE FRICÇÃO CONTROLADA	
Jader Flores Schmidt	
Leonardo Haerter dos Santos	
Lucas Vinicius Capistrano de Souza	
Aginaldo Rosso	
Federico Rodriguez Gonzalez	

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.99321130818>

CAPÍTULO 19.....238


LICENCIAMENTO AMBIENTAL DE ATERROS SANITÁRIOS NO ESTADO DO CEARÁ:
EXIGÊNCIAS TÉCNICAS E LEGAIS NO ÂMBITO DA SUPERINTENDÊNCIA ESTADUAL
DO MEIO AMBIENTE – SEMACE

Carlos Alberto Mendes Júnior

Edilson Holanda Costa Filho

Marilângela da Silva Sobrinho


Liliane Farias Guedes Lira

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.99321130819>

CAPÍTULO 20.....245

INDÚSTRIA AVANÇADA E LOT

Paulo César Rezende de Carvalho Alvim


 <https://doi.org/10.22533/at.ed.99321130820>

CAPÍTULO 21.....250

EFFECTO DE LA INCORPORACIÓN DE DIFERENTES POLIMEROS TERMOPLÁSTICOS
EN EL DESEMPEÑO AMBIENTAL DE MEZCLAS DE ASFALTO

Daniela Andrea Monterrosa Álvarez

Harveth Hernán Gil Sánchez

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.99321130821>


CAPÍTULO 22.....260

COMPARAÇÃO DE LUBRIFICANTES NA ESTAMPAGEM PROFUNDA DO AÇO ARBL
ATRAVÉS DE SIMULAÇÃO NUMÉRICA

Tatiane Oliveira Rosa

Isabela Ferreira Neves

Lucas Alexandre de Carvalho

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.99321130822>

SOBRE O ORGANIZADOR270

ÍNDICE REMISSIVO.....271

RECONSTRUÇÃO ANATÔMICA BASEADA EM IMAGENS, MAPEAMENTO DE DENSIDADES E ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS DE UM FÊMUR COM FRATURA ATÍPICA

Data de aceite: 02/08/2021

Miguel Tobias Bahia

Departamento de Mecânica Industrial
Instituto Federal de Santa Catarina
Joinville, Brasil

Emílio Graciliano Ferreira Mercuri

PPGMNE
Universidade Federal do Paraná
Curitiba, Brasil

Mildred Ballin Hecke

PPGMNE
Universidade Federal do Paraná
Curitiba, Brasil

RESUMO: Este artigo apresenta uma análise estrutural por elementos finitos de um fêmur fraturado reconstruído numericamente com mapeamento de propriedades materiais isotrópicas não homogêneas acessadas de imagens de tomografia computadorizada. O modelo sólido foi obtido a partir das imagens de tomografia de um fêmur proximal apresentando uma fratura atípica na região sub trocantérica com deslocamento total e não continuidade entre os fragmentos. A reconstrução envolveu procedimentos tais como: reconstrução volumétrica de imagens, segmentação por *thresholding*, rotulagem de componentes conectados e também alinhamento de nuvem de pontos utilizando o algoritmo *Iterative Closest Point*. O sólido tridimensional gerado a partir da nuvem de pontos foi analisado pelo método de elementos finitos. Os valores dos tons de cinza

acessados das imagens de tomografia foram convertidos em módulos de elasticidade locais e exportados para o modelo, gerando uma distribuição não homogênea da propriedade material. Outro modelo de elementos finitos com distribuição homogênea de módulo elástico nas regiões cortical e trabecular foi simulado para comparar os resultados. Os valores de tensões e deformações principais obtidos ficaram bastante próximos para a tração. No caso da compressão observaram-se diferenças significativas entre os dois modelos, indicando que o modelo não homogêneo captura melhor o comportamento mecânico na compressão. Os resultados obtidos estão de acordo com o comportamento biomecânico esperado do osso. A exportação de propriedades materiais não homogêneas para o modelo de elementos finitos torna a análise estrutural biomecânica mais realística e adequada ao contexto de modelos específicos para o paciente em estudo. Além disto, o procedimento implementado para a reconstrução de osso fraturado usando imagens de tomografia oferece novas possibilidades para analisar a fratura óssea visto que permite o resgate parcial do estado de tensões e deformações no sólido no momento anterior a falha.

PALAVRAS-CHAVE: Modelo de elementos finitos específico do paciente; tomografia computadorizada; processamento de imagens; biomecânica óssea; módulo de Young; fêmur.

ABSTRACT: This article presents a finite element structural analysis of a numerically reconstructed fractured femur with mapping of non-homogeneous isotropic material properties

accessed from computed tomography images. The solid model was obtained from tomography images of a proximal femur showing an atypical fracture in the subtrochanteric region with total displacement and no continuity between the fragments. The reconstruction involved procedures such as: volumetric image reconstruction, segmentation by thresholding, labeling of connected components and also point cloud alignment using the Iterative Closest Point algorithm. The three-dimensional solid generated from the point cloud was analyzed using the finite element method. The grayscale values accessed from the tomography images were converted into local modulus of elasticity and exported to the model, generating a non-homogeneous distribution of the material property. Another finite element model with homogeneous distribution of elastic modulus in the cortical and trabecular regions was simulated to compare the results. The values of principal stresses and strains obtained were very close for traction. In the case of compression, significant differences were observed between the two models, indicating that the non-homogeneous model better captures the mechanical behavior in compression. The results obtained are in agreement with the expected biomechanical behavior of the bone. Exporting non-homogeneous material properties to the finite element model makes the biomechanical structural analysis more realistic and suitable for the context of specific models for the patient under study. Furthermore, the procedure implemented for the reconstruction of fractured bone using tomography images offers new possibilities to analyze the bone fracture as it allows the partial rescue of the state of stresses and deformations in the solid at the moment before the failure.

KEYWORDS: Subject-specific FE model; computed tomography; image processing; bone biomechanics; Young modulus; femur.

1 | INTRODUÇÃO

O modelamento de tecidos biológicos tem comumente envolvido a adoção de modelos materiais isotrópicos homogêneos com módulo de Young e coeficiente de Poisson constantes. Esta adoção tem sido muito útil considerando aspectos tais como a simplicidade da implementação computacional e sua consolidação teórica na comunidade científica. No entanto, no caso de ossos, por exemplo, muitos estudos ressaltam que este tecido apresenta propriedades físicas heterogêneas, comportamento anisotrópico e uma dependência da densidade do tecido com a idade [1].

Por outro lado, a adoção de modelos de elementos finitos individualizados (*subject-specific FE models*, em inglês) vem aumentando entre os pesquisadores [2-4], visto que estes permitem acessar os estados de tensão/deformação e o risco de fratura em pacientes considerando suas especificidades individuais. Nestes modelos tanto a geometria quanto as propriedades materiais são individualizadas, resgatando-se tais características de imagens médicas, tais como as provenientes de tomografia computadorizada.

O método utilizado para o escaneamento no exame de tomografia computadorizada (TC) apresenta características importantes para a análise estrutural biomecânica: o método é acurado, o teste é não invasivo, indolor e envolve pouca exposição à radiação nos pacientes. Tais aspectos permitem a aquisição de imagens com alta qualidade de qualquer

parte do corpo humano, incluindo estruturas muito pequenas como, por exemplo, detalhes do cérebro humano.

Os números TC ou intensidade dos pixels da imagem (16 bits) são representados por unidades Hounsfield (HU). A escala HU é uma transformação linear da medida do coeficiente de atenuação linear original para outra na qual a densidade radiológica da água destilada em condições normais de temperatura e pressão (CNTP) é 0 HU e a densidade radiológica do ar é -1000 HU. Os números HU podem ser relacionados com uma densidade aparente mediante o uso de calibradores de hidroxiapatita e uma interpolação linear. Na literatura há várias relações disponíveis entre os valores HU e os módulos de elasticidade como, por exemplo, em [5-6]. Deste modo, as propriedades materiais isotrópicas não homogêneas acessadas de imagens médicas podem ser mapeadas e posteriormente serem exportadas para o modelo de elementos finitos.

Neste trabalho, um procedimento para mapear os valores em escala de tons de cinza acessados de imagens TC foi implementado. Estes valores em escala de cinzas são relacionados às densidades de cinza ósseas (*bone ash densities*, em inglês) e convertidos em módulos de elasticidade locais através de relações experimentais disponíveis na literatura. As propriedades materiais locais são então exportadas para o modelo de elementos finitos. Mapeamentos similares de propriedades acessadas de imagens tomográficas foram desenvolvidos por programas tais como IA-FEMesh¹ e Bonemat² [7]. Entretanto, nestes programas o mapeamento das propriedades materiais exige a equivalência geométrica e de coordenadas de referência entre as imagens e o modelo de elementos finitos gerado, o que não se aplica ao caso em estudo devido ao reposicionamento dos fragmentos no processo de reconstrução do osso fraturado.

A reconstrução numérica do fêmur foi realizada preservando-se, portanto, a informação dos pixels acessados das imagens de tomografia. Ao resgatar as informações geométricas e materiais do paciente e exportá-las para o modelo de elementos finitos, a análise estrutural passa a considerar as especificidades do caso em estudo, tornando esta análise mais realista e adequada ao contexto de modelos *subject-specific*. Os passos para reconstrução do fêmur envolvem técnicas de processamento de imagens tais como segmentação por *thresholding*, definição de contorno, rotulagem de componentes conectados. O alinhamento da nuvem de pontos foi implementado utilizando-se o algoritmo *Iterative Closest Point*, comumente utilizado para registro em sistemas CAD.

2 | MATERIAIS E MÉTODOS

Um fêmur proximal fraturado foi reconstruído numericamente a partir de imagens de tomografia obtidas *in vivo* por razões diagnósticas no Centro para Diagnóstico por Imagem do Hospital Santa Catarina (São Paulo, Brasil) e cedidas pelo professor Marcelo

¹ <https://www.ccad.uiowa.edu/MIMX/projects/IA-FEMesh>

² <http://www.bonemat.org/>

de Medeiros Pinheiro do Departamento de Medicina da Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP). O paciente em estudo é uma mulher de 60 anos com histórico médico de osteoporose (Fig. 1). A reconstrução utilizou 243 fatias tomográficas espaçadas em 1.5 mm, correspondendo a aproximadamente 3/4 do fêmur. A fratura ocorreu com deslocamento lateral e angularidade entre os dois fragmentos resultantes.

Os procedimentos de reconstrução tridimensional, o mapeamento/exportação das propriedades materiais isotrópicas não homogêneas, a geração do modelo de elementos finitos e a análise estrutural foram implementados em linguagem Matlab pelos autores. A criação do arquivo em formato STL usado como entrada de dados para criação na malha foi desenvolvido na plataforma Meshlab e a visualização pós-processamento foi realizada no programa Paraview 5.0. Na seção seguinte, os procedimentos empregados são detalhados.

A. Modelo de Elementos Finitos Específicos do Paciente

Os escaneamentos tomográficos foram desenvolvidos utilizando-se um scanner com parâmetros: 120 kVp, 30 mA, 1.5 mm de espessura da fatia e 0.32 mm de tamanho de pixel. Para converter o conjunto de imagens em uma nuvem de pontos tridimensional, cada imagem é considerada um plano no espaço e os pixels das imagens correspondem a pontos nestes planos. O empilhamento dos planos em alturas espaçadas por um valor igual à espessura das fatias tomográficas permite iniciar o processo de recuperação do sólido 3D original a partir das imagens médicas, conforme ilustra a Fig. 2.



Fig. 1. Escaneamento TC de uma fratura bilateral de fêmur sem trauma. O doador é uma mulher diagnosticada com osteoporose.

Após a conversão do conjunto de imagens em coordenadas 3D de pixels, outros procedimentos devem ser desenvolvidos para isolar a região da nuvem de pontos a ser analisada. Empregou-se aqui uma segmentação por *thresholding* que isolou os pixels do volume que satisfazem a uma determinada condição. Neste caso foi escolhida uma intensidade de *thresholding* e apenas aqueles pixels abaixo dessa intensidade foram selecionados. A intensidade utilizada neste trabalho foi de 104 considerando uma escala de tons de cinza de [0, 255]. Os resultados da segmentação podem ser observados nas Figs. 3 e 4.

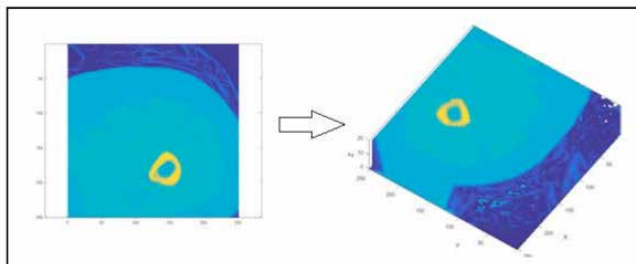


Fig.2. Conversão das imagens TC (bidimensionais) em um volume 3D.

No processo de rotulagem 3D de elementos conectados foram isolados os fragmentos do fêmur fraturado. Após a identificação dos fragmentos, estes são alinhados visando reconstruir o sólido original antes da fratura mediante transformações de coordenadas aplicadas nos fragmentos. A translação da nuvem de pontos é desenvolvida adicionando-se ao vetor posição de cada ponto i , que corresponde a um pixel, o vetor de translação necessário, onde a , b , e c são os deslocamentos nos eixos x , y , e z , respectivamente. A rotação da nuvem de pontos em relação aos eixos x , y , e z é desenvolvida multiplicando-se o vetor posição de cada ponto por uma matriz de rotação. Infelizmente as matrizes de rotação e vetores de translação necessários para este alinhamento são desconhecidas. De modo a contornar esta dificuldade para alinhar uma nuvem de pontos empregou-se uma técnica de registro chamada *Iterative Closest Point* (ICP), que é comumente utilizada em Sistemas CAD para registro de superfícies. O algoritmo ICP foi introduzido em 1991 por [9] e independentemente por [10] sendo continuamente aprimorado por vários outros pesquisadores.

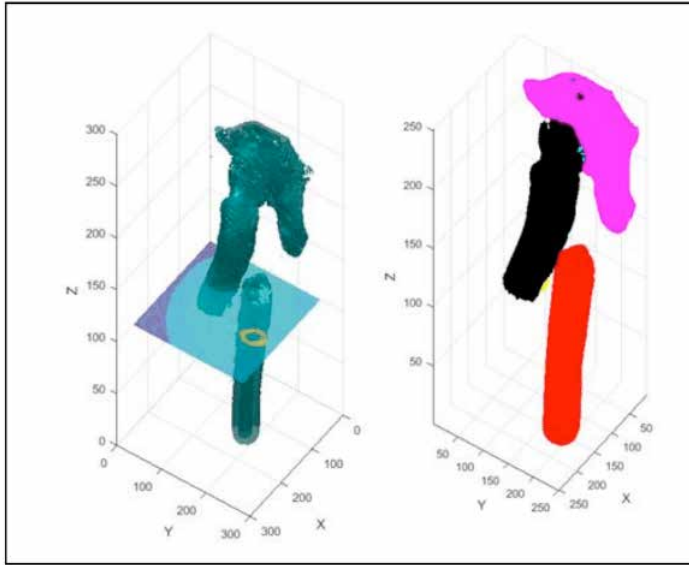


Fig. 3. Segmentação por thresholding (esquerda) e rotulagem de elementos conectados (direita).

O objetivo principal do algoritmo é aplicar uma transformação em uma nuvem de pontos de modo a deixá-la tão próxima quanto possível de outra nuvem. Portanto, aplica-se a transformação para a nuvem de pontos de forma a produzir o melhor alinhamento com o modelo de pontos no espaço tridimensional. Esta transformação apresenta seis graus de liberdade: três de rotação e três de translação. A função objetivo é, portanto, uma função de seis variáveis, conforme mostra [8], [11]. Expressando a rotação em termos de uma matriz de rotação \mathbf{R} e a translação sendo o vetor \vec{T} , o problema pode ser visto como um problema de minimização do quadrado das distâncias dos pontos em uma nuvem para o seu vizinho mais próximo na outra nuvem. Em outras palavras, deseja-se encontrar \mathbf{R} e \vec{T} que minimizam a seguinte função objetivo:

$$F = \sum_{i=1}^N \|\mathbf{R}p_i - \vec{T} - q_i\|^2 \quad (1)$$

Neste trabalho foi utilizado como nuvem de pontos de referência um fêmur não fraturado. Portanto, os fragmentos representando uma nuvem de pontos foram alinhados usando o fêmur saudável para encontrar a matriz de rotação \mathbf{R} e o vetor de translação \vec{T} . A nuvem de pontos alinhada resultante foi convertida em uma superfície tridimensional com o software Meshlab. A superfície 3D gerada foi transformada em um modelo de elementos finitos sólido no programa Matlab, sendo discretizada em um modelo de elementos finitos com 3846 nós e 16689 elementos tetraedrais lineares conforme ilustra a Fig. 6.

B. Mapeamento dos Valores dos Pixels em Elementos

Após os procedimentos anteriores para reconstruir o fêmur fraturado preservando a informação dos pixels e gerar o modelo de elementos finitos, o próximo passo é atribuir para cada elemento finito da malha o valor dos pixels em escala de tons de cinza daqueles pixels que se encontram dentro de cada elemento finito. Portanto é necessário estabelecer um critério para verificar se o pixel está dentro ou fora do elemento finito e depois atribuir localmente este valor ou média de valores localmente para cada elemento. Busca-se, portanto, verificar quando um ponto encontra-se dentro ou fora do fecho convexo definido pelos vértices de cada elemento finito tetrahedral e atribuir a média dos valores dos pixels dentro do fecho convexo para cada elemento correspondente. Há várias maneiras possíveis para implementar esta etapa. Um modo bem interessante adotado aqui foi proposto por [19] e é resumido a seguir.

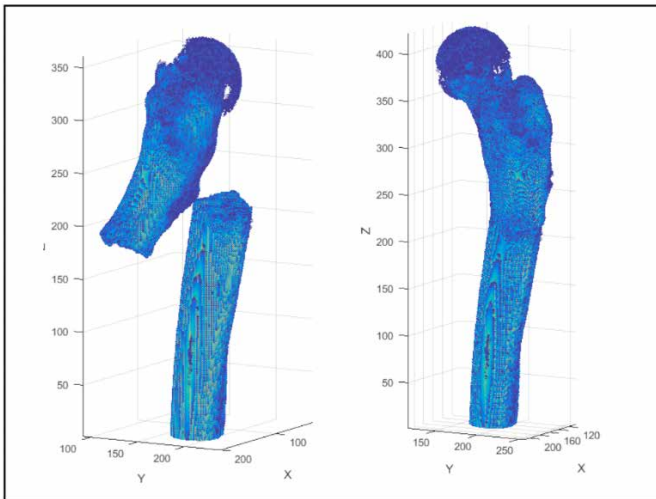


Fig. 4. Nuvem de pontos dos fragmentos do fêmur (esquerda) e alinhamento do fêmur original (direita).

Um ponto de uma nuvem tridimensional pertence a um tetraedro se o volume com sinal de todos os tetraedros formados por esse ponto e cada face triangular do elemento é positivo. Quando ao menos um destes volumes de tetraedros é negativo, o ponto está fora do elemento. Este procedimento é repetido para todos os elementos do modelo e possibilita alocar o valor dos pixels em cada elemento finito da malha a medida que o laço é realizado. Neste trabalho adotamos imagens médicas de 8 bits cujos pixels estão em uma escala de cinzas de [0, 255].

A Fig. 5 ilustra o histograma da distribuição do mapeamento de pixels no fêmur reconstruído com os valores em tons de cinza obtidos das imagens 3D. A aparência bimodal (dois sinos) do gráfico indica as duas regiões típicas do osso: cortical e trabecular.

Histogramas tais como esse também permitem analisar o efeito da resolução das imagens TC na distribuição de propriedades materiais. O resultado do procedimento de mapeamento e atribuição de valores de tons de cinza na malha de elementos finitos é ilustrado na Fig. 6.

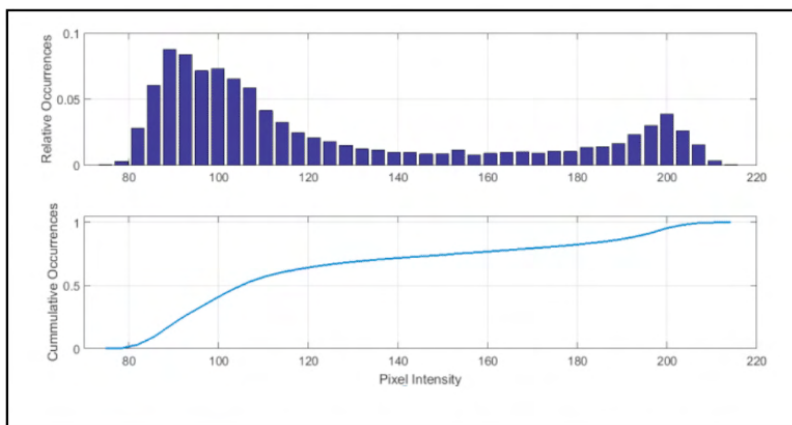


Fig. 5. Histograma da intensidade dos pixels pela frequência relativa (acima) e cumulativa (abaixo).

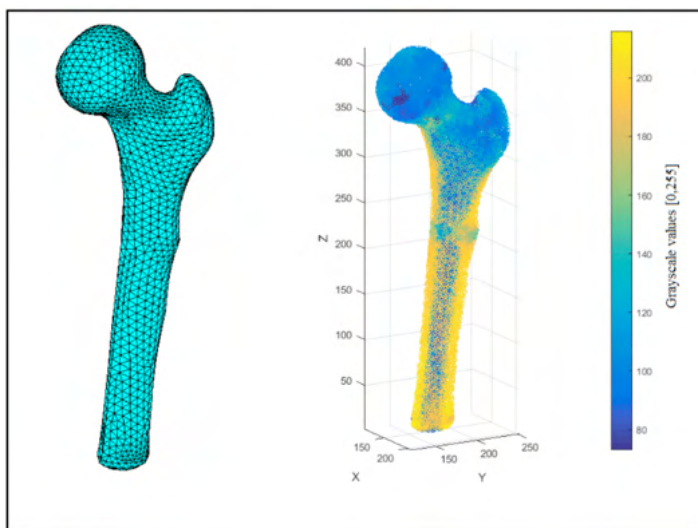


Fig. 6. Discretização do fêmur reconstruído (esquerda) e atribuição dos valores de tons de cinza nos elementos (direita).

A determinação do módulo de Young local foi realizada adotando-se o seguinte procedimento. Para o osso cortical atribui-se o valor de pixel mais branco da imagem (osso denso sem vazios) o valor de 1.4 g/cm^3 para a densidade de cinza óssea. A região com água na imagem (pixel mais escuro ao redor do osso) atribui-se o valor “zero” para a densidade de cinza. Valores de densidade de cinza intermediários são encontrados utilizando-se uma interpolação linear entre as regiões com osso denso sem vazios e região com água

(densidade de cinza “zero”), o que permite obter a seguinte equação:

$$\rho_{ash} = [p(x, y, z) - a] \frac{1.4}{b-a} [\text{g/cm}^3] \quad (2)$$

onde $p(x,y,z)$ é o valor de tom de cinza da imagem na posição (x,y,z) e a e b são os valores de tons de cinza para água e osso denso sem vazios, respectivamente. Neste estudo os valores adotados foram $a = 66$ e $b = 219$, considerando uma escala de tons de cinza de $[0,255]$. Esses valores devem ser escolhidos de acordo com as imagens disponíveis. Após correlacionar os valores de tons de cinza com as densidades de cinza adota-se a relação proposta por [16] e validada por [17] e [18] para determinar o correspondente módulo de Young:

$$E_{cort} = 10200\rho_{ash}^{2.01} [\text{MPa}] \quad (3)$$

$$E_{trab} = 5307\rho_{ash} + 469 [\text{MPa}] \quad (4)$$

Para distinguir o osso trabecular do cortical define-se $\rho_{ash} \leq 0,6 \text{g/cm}^3$ para osso cortical e $\rho_{ash} > 0,6 \text{g/cm}^3$ para osso trabecular, conforme proposto por [12]. O coeficiente de Poisson foi fixado em 0.3 para os dois casos, cobrindo a faixa utilizada em outros estudos tais como [12] e [15]. A faixa de módulo de Young obtida com os procedimentos de mapeamento foi aproximadamente 1.06 – 19.46 Gpa.

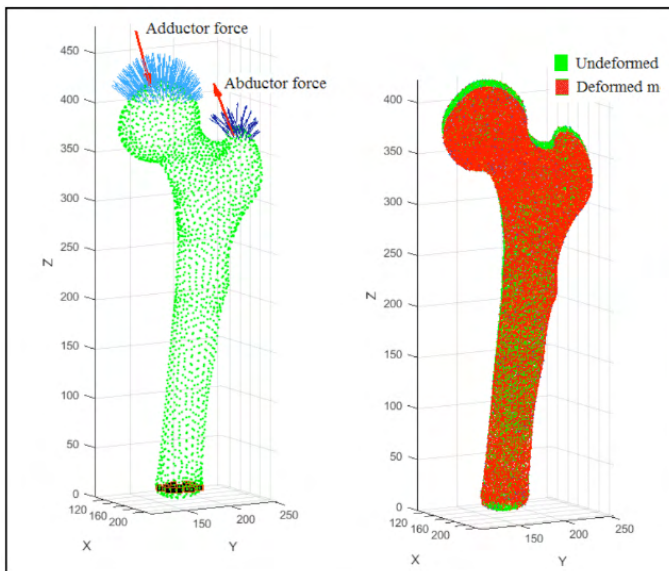


Fig. 7. Condições de contorno aplicadas no modelo FE (esquerda) e configurações deformada/indeformada (direita).

C. Condições de Contorno do Modelo de Elementos Finitos

A escolha adequada das condições de contorno exige atenção especial considerando

as especificidades da análise estrutural biomecânica. Neste trabalho, os modelos propostos por [20] e [21] foram modificados para definir os valores da força adutora na cabeça do fêmur e da força abduutora no grande trochanter.

O valor adotado para o peso do indivíduo foi 680 N e as forças adutora e abduutora, obtidas com um cálculo de equilíbrio de forças, foram 2168 N e 1632 N, respectivamente. O equilíbrio de forças atuando na pélvis segue o trabalho de [21], no qual foi estabelecida uma força adutora resultante sobre a cabeça do fêmur formando 16° graus com o eixo z e uma força abduutora resultante sobre o grande trochanter formando 22° com o eixo z. Estas forças foram proporcionalmente distribuídas nas faces dos elementos de fronteira da malha na cabeça do fêmur e no grande trochanter, conforme ilustra a Fig. 7. O valor para cada força aplicada na face dos elementos solicitados é calculado admitindo-se uma proporcionalidade com o ângulo que a normal da face do elemento forma com a força resultante. Os nós na base do fêmur foram mantidos fixos.

3 | RESULTADOS

Um fêmur fraturado foi reconstruído tridimensionalmente a partir de imagens de tomografia e analisado pelo método de elementos finitos. O algoritmo ICP utilizado no alinhamento dos fragmentos do fêmur representados por conjuntos de nuvens de pontos pareceu bastante efetivo para esse propósito. Os valores dos pixels acessados nas imagens foram convertidos em propriedades materiais isotrópicas não homogêneas e exportados para o modelo de elementos finitos. A faixa de módulo elástico obtida no procedimento de mapeamento foi de 1.06 – 19.46 N, o que se encaixa na faixa proposta por estudos recentes. A Fig. 7 ilustra as condições de contorno aplicadas e a configuração deformada obtida na simulação numérica.

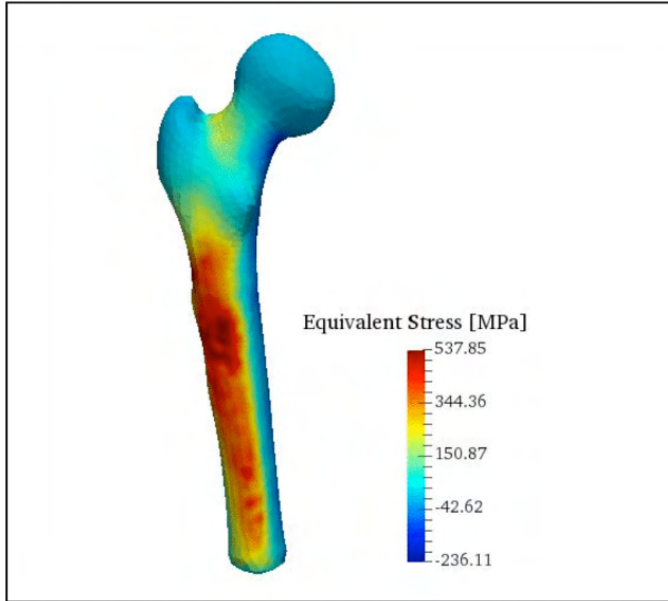


Fig. 8. Distribuição da tensão equivalente de Drucker-Prager no modelo FE com módulo de Young não homogêneo.

Alguns trabalhos de análise estrutural biomecânica anteriores adotaram a tensão equivalente de Von Mises como critério de escoamento local, conforme aponta [22]. A tensão de Von Mises é adequada para materiais que apresentam comportamento dúctil como os metais. Entretanto, no caso dos ossos a resistência a tração é menor do que a resistência à compressão sugerindo que material possa ser classificado como um material frágil, conforme discute [22] e [23]. Portanto, adota-se aqui a tensão equivalente de Drucker-Prager que considera a contribuição da tensão hidrostática, seguindo o trabalho de [22]. O critério de escoamento de Drucker-Prager é descrito pelas seguintes equações:

$$F(\sigma) = \alpha J_1 + (J'_2)^{1/2} \quad (5)$$

$$J_1 = \sigma_x + \sigma_y + \sigma_z \quad (6)$$

$$J'_2 = \frac{1}{2}(\sigma'_x{}^2 + \sigma'_y{}^2 + \sigma'_z{}^2) + \tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{xz}^2 \quad (7)$$

$$\text{com } \sigma'_{ij} = \sigma_{ij} - \sigma_m \text{ e } \sigma_m = \frac{1}{3}\sigma_{ii}$$

onde $F(\sigma)$ é a função de escoamento, σ é o tensor tensão, σ_x , σ_y e σ_z são as tensões normais, τ_{xy} , τ_{yx} , e τ_{xy} são as tensões de cisalhamento, o símbolo (') indica tensão deviatórica. J_1 é o primeiro invariante de tensão, J'_2 é o segundo invariante de tensão deviatórica, e α é um parâmetro relacionado com as proporções das deformações volumétricas e deviatóricas

ou potencial dilatativo do material. Adota-se α igual a 0.07 conforme proposto por [24]. A Fig. 8 ilustra a tensão equivalente de Drucker-Prager avaliada na análise estrutural.

Deformações principais máximas (trativa) e mínimas (compressiva) no modelo FE com módulo de Young não homogêneo (esquerda e direita, respectivamente).

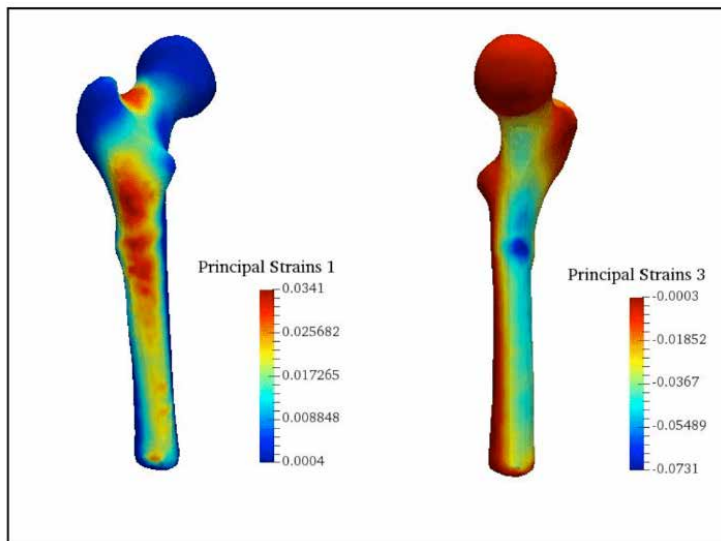


Fig. 9. Deformações principais máximas (trativa) e mínimas (compressiva) no modelo FE com módulo de Young homogêneo (esquerda e direita, respectivamente).

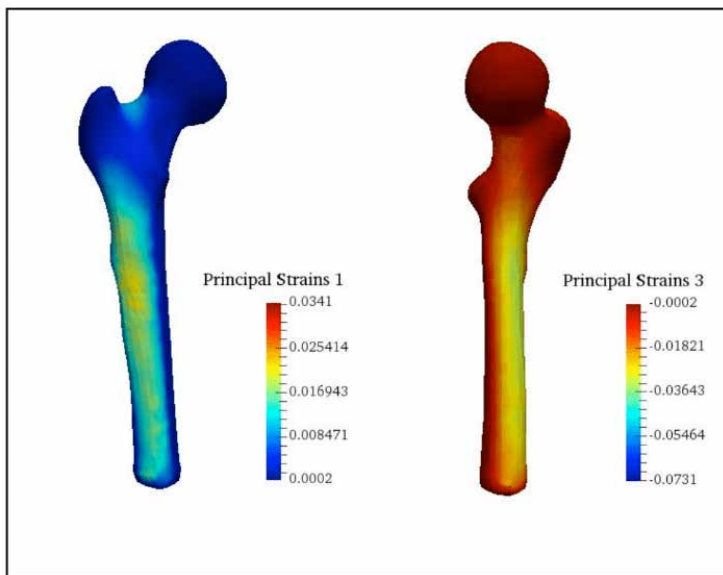


Fig. 10. Deformações principais máximas (trativa) e mínimas (compressiva) no modelo FE com módulo de Young homogêneo (esquerda e direita, respectivamente).

Para avaliar a efetividade do procedimento de mapeamento de propriedades materiais isotrópicas não homogêneas realizou-se igualmente a análise estrutural considerando um material com distribuição homogênea do módulo elástico para comparação dos resultados. Adotou-se nesta simulação para o módulo de elasticidade os valores 18.1 GPa para o osso cortical e 15.2 GPa para o osso trabecular, conforme proposto por [25]. Os resultados da simulação são sumarizados na Tabela 1.

Comparando os resultados dos modelos com módulo elástico homogêneo e não homogêneo, os valores obtidos para as tensões equivalentes de Drucker-Prager e tensões principais foram similares. Diferenças significativas podem ser observadas para valores compressivos de tensões principais e deformações, o que sugere que modelo não homogêneo captura melhor o comportamento mecânico na compressão. A contribuição da tensão hidrostática no critério de escoamento na tensão equivalente de Drucker-Prager também revela alguns detalhes importantes. Como pode ser visto em (7) e (8), J_1 torna-se negativo quando a tensão hidrostática está presente, o que significa que o critério de escoamento torna-se menor. Portanto, conforme discutido por [22], um carregamento externo maior é necessário para causar o escoamento de um elemento.

Tensões e deformações obtidas $E_{cort} = 10200$ $E_{trab} = 5307+469$		Não homogêneo		Homogêneo	
		$E_{cort} = 10200 \rho_{ash}^{2.01}$ $E_{trab} = 5307 \rho_{ash} + 469$		$E_{cort} = 18100$ MPa $E_{trab} = 15200$ MPa	
Tensão Eq. de Drucker-Prager [MPa]		537.85		528.28	
Tensões principais [MPa]	Max	417.71		407.95	
	Min	-806.32		-641.97	
Deformações principais [mm/mm]	Max	0.034099		0.022277	
	Min	-0.073072		-0.035104	

TABELA I. Comparação entre os modelo fe com módulo de Young homogêneo e não homogêneo.

As tensões equivalentes de Drucker-Prager máximas obtidas nessa simulação para o modelo homogêneo e não homogêneo foram próximas: 537.85 MPa e 528.28 MPa, respectivamente. Tais valores serão utilizados em um trabalho futuro para acessar os locais onde a tensão equivalente excede a tensão de escoamento dos elementos, conforme mostra [22].

As deformações principais máximas (tração) e mínimas (compressão) são ilustradas nas Figs. 9 e 10 para materiais com módulo de elasticidade homogêneo e não homogêneo. Os resultados para deformações principais trativas foram similares, mas houve diferenças significativas para deformações principais compressivas. Os valores de deformações principais máximas e mínimas são também listados na Tabela 1. Um resultado importante pode ser observado nessas figuras. As regiões que apresentam deformações principais máximas e mínimas (tração e compressão) estão em uma região muito próxima da fratura real, o que indica que esse procedimento pode ser utilizado para avaliar e prever locais de

fratura em uma perspectiva de modelos de elementos finitos específicos para o paciente em estudo.

4 | DISCUSSÃO

A análise estrutural via MEF em um osso reconstruído numericamente apresenta certas limitações. Uma delas refere-se à indisponibilidade de dados experimentais específicos para o paciente em estudo, o que leva a adoção de valores genéricos disponíveis na literatura para efetuar e avaliar a simulação. Tal opção é um tanto inadequada visto que estamos interessados em modelos que incorporem as especificidades de cada paciente. Outra dificuldade está relacionada com a impossibilidade de resgatar as condições de contorno reais (forças de músculos e ligamentos, reações de juntas) no momento que antecede a fratura. Portanto, dificilmente obtêm-se na simulação numérica o mesmo local da fratura real sem o conhecimento e o controle estrito das condições de contorno. Adotar condições de contorno próximas das reais constitui um grande desafio neste tipo de simulação numérica. Para contornar tal limitação é conveniente analisar o efeito de diferentes cenários de carregamentos de modo a cobrir uma faixa ampla de possibilidades. As relações entre módulo de Young e densidade do osso disponíveis na literatura têm apresentado uma boa concordância com dados experimentais. Por outro lado, ainda são escassos os trabalhos avaliando a efetividade destas relações nos casos envolvendo doenças ósseas, tais como osteoporose e osteopenia.

5 | CONCLUSÕES

O acesso de propriedades materiais oriundas de imagens tomográficas oferece muitas possibilidades para a análise estrutural biomecânica. Por outro lado, modelos de elementos finitos individualizados, ou seja, específicos para cada paciente, requerem informações acerca das propriedades materiais não homogêneas para cada caso particular em estudo. O uso de dados de imagens médicas para o mapeamento de densidades de cinza requer cautela visto que itens como o tipo de equipamento tomográfico, sua calibração e o tipo de tecido em estudo, interferem nos resultados. Além disto, as relações entre densidade e módulo elástico necessitam idealmente ter um suporte experimental para assegurar sua validação. O procedimento apresentado aqui para a reconstrução de um osso fraturado preservando a informação das imagens tomográficas oferece uma nova alternativa para analisar as causas das fraturas ósseas à medida que permite resgatar o estado de tensão imediatamente anterior a fratura. Encontrar condições de contorno próximas das reais permanece um desafio, mas os resultados obtidos nesta pesquisa oferecem novas perspectivas a serem investigadas.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao Prof. Marcelo de Medeiros Pinheiro do Departamento de Medicina da Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP) por ceder gentilmente as imagens tomográficas utilizadas neste trabalho.

REFERÊNCIAS

1. M. Doblaré, J. M. García, Anisotropic bone remodelling model based on a continuum damage-repair theory. *Journal of Biomechanics* 35(1): 1-17, 2002.
2. E. Schileo, E. Dall'ara, F. Taddei, A. Malandrino, T. Schotkamp, M. Baleani, M. Viceconti, An accurate estimation of bone density improves the accuracy of subject-specific finite element models. *Journal of Biomechanics* 41:2483–2491, 2008.
3. E. Schileo, F. Taddei, A. Malandrino, L. Cristofolini, M. Viceconti, Subject-specific finite element models can accurately predict strain levels in long bones. *Journal of Biomechanics* 40, 2982–2989, 2007.
4. M. Viceconti, M. Davinelli, F. Taddei, A. Cappello, Automatic generation of accurate subject-specific bone finite element models to be used in clinical studies. *Journal of Biomechanics* 37, 1597–1605, 2004
5. J. Y. Rho, M. C. Hobatho, R. B. Ashman, Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Medical Engineering and Physics*, Vol. 17, No. 5, 347-355, 1995.
6. D. R. Carter, W. C. Hayes, The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 59(7):954–62, 1977.
7. F. Taddei, A. Pancanti, M. Viceconti, An improved method for the automatic mapping of computed tomography numbers onto finite element models, *Medical Engineering & Physics*, 26: 61–69, 2004.
8. H. M. Kjer, J. Wilm, Evaluation of surface registration algorithms for PET motion correction, Bachelor thesis, Technical University of Denmark, Informatics and Mathematical Modelling, 2010
9. Y. Chen and G. Medioni. Object modeling by registration of multiple range images. *Proceedings. 1991 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2724–2729 vol.3, 1991.
10. P. J. Besl and H. D. McKay. A method for registration of 3-d shapes. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 14(2):239–256, 1992.
11. K. S. Arun, T. S. Huang, and S. D. Blostein. Least-squares fitting of two 3-d point sets. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, PAMI-9(5):698–700, 1987.
12. N. Trabelsia, C. Milgrom, Z. Yosibash, Patient-specific FE analyses of metatarsal bones with inhomogeneous isotropic material properties. *Journal of Mechanical Behaviour of Medical Materials*, 20: 177-189, 2014.

13. K. H. Kristen, , K. Berger, , C. Berger, , W. Kampla, , W. Anzbock, , S.H. Weitzel, The first metatarsal bone under loading conditions: a finite element analysis. *Foot and Ankle Clinics of North America* 10 (1), 1–14, 2005.
14. J. M. Garcia-Aznar, J. Bayod, A. Rosas, R. Larrainzar, R. Garcia-Bogalo, M. Doblare, L.F. Llanos, Load transfer mechanism for different metatarsal geometries: a finite element study. *Journal of Biomechanical Engineering* 131 (2) 021011–1–021011–7, 2009.
15. Y. D. Gu, X. J. Ren, J. S. Li, M. J. Lake, Q. Y. Zhang, Y. J. Zeng, Computer simulation of stress distribution in the metatarsals at different inversion landing angles using the finite element method. *International Orthopaedics* 34 (5), 669–676, 2010.
16. T. S. Keller, Predicting the compressive mechanical behavior of bone. *Journal of Biomechanics* 27, 1159–1168, 1994.
17. Z. Yosibash, N. Trabelsi, C. Milgrom, Reliable simulations of the human proximal femur by high-order finite element analysis validated by experimental observations. *Journal of Biomechanics* 40 (16), 3688–3699, 2007.
18. N. Trabelsi, , Z. Yosibash, , C. Milgrom, Validation of subjectspecific automated p-FE analysis of the proximal femur. *Journal of Biomechanics* 42 (3), 234–241, 2009.
19. C. Zannoni, R. Mantovani, M. Viceconti, Material properties assignment to finite element models of bone structures: a new method. *Medical Engineering & Physics*, 20: 735–740, 1998.
20. K. Firoozbakhsh, S. C. Cowin. An analytical model of Pauwels' functional adaptation mechanism in bone. *Journal of Biomechanical Engineering*. Nov; 103(4):246-52, 1981.
21. J. Nedoma, J. Stehlik, *Mathematical and Computational Methods and Algorithms in Biomechanics: Human Skeletal Systems*, John Wiley & Sons, 2011.
22. M. Bessho, I. Ohnishi, J. Matsuyama, T. Matsumoto, K. Imai, K. Nakamura, Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method, *Journal of Biomechanics*, 40(8):1745-53 , 2007.
23. J. Cordey, E. Gautier, Strain gauges used in the mechanical testing of bones Part I: Theoretical and technical aspects, *Injury*,30 (Suppl 1): A7 – 13, 1999.
24. H. B. Kupfer, K. H. Gerstle, Behavior of Concrete Under Biaxial Stresses, *Journal of Engineering Mechanical Division*, ASCE 99, 853 – 866, 1973.
25. H. H. Bayraktar, E. F. Morgan, G. L. Niebur, G. E. Morris, E. W. Wong, T. M. Keaveny, Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue, *Journal of Biomechanics*, Volume 37 , Issue 1 , 27 – 35, 2004.

ÍNDICE REMISSIVO

A

Algoritmos genéticos 109, 113, 118, 144, 145, 154
Ansiedade 196, 197, 198, 199, 200, 201, 202, 203, 204, 205
Apoio à decisão 1, 7
Arduino 35, 68, 69, 70, 71, 74, 75, 161, 165, 166, 167, 168, 170, 171, 176
Asfalto 250, 252, 253, 257
Assistive technology 68
Aterro sanitário 238, 240, 241, 242, 243
Automação 68, 69, 76, 135, 141, 160, 165, 245, 246
Automation 66, 68
Avaliação de impacto 238
Avaliação de satisfação 1, 8
Avaliação do ensino de engenharia 1

B

Biomecânica óssea 52
Bracelete eletrônico 161
Building energy modelling 78, 91
Building information modelling 78

C

Cadeira de rodas 68, 69, 71, 72, 73, 75, 76, 77
Cartilha 196, 198, 199, 200, 203, 204, 205
Ciclo de vida 81, 250, 252
Commodities ambientais 13, 15, 17, 18, 24, 25, 26
Composição dodecafônica 108, 118
Conforto 27, 28, 29, 30, 31, 32, 34, 35, 200, 203
Cosméticos 14, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 24, 25
Crescimento econômico sustentável 13, 14, 15
Criança 196, 197, 198, 200, 201, 202, 203, 204, 205

D

Deficiência visual 161, 162, 163, 172, 174
Discrete analysis 177

Dispositivo de fricção controlada 224, 226, 228, 229, 232, 233, 234, 236

E

Efeito de bloqueio 92, 93, 107

Efficiency 51, 78, 94

Eletrotécnica 132, 133, 134, 135

Energia incorporada 250, 252, 253, 254, 255, 256

Energy sustainability 78

Engenharia elétrica 37, 132, 133, 134, 135, 136, 137, 195

Ensino 1, 2, 3, 7, 11, 12, 24, 119, 120, 121, 122, 130, 131, 132, 134, 135, 137, 138, 142, 162, 167, 174

Estampagem profunda 260, 262, 263

Estudo ambiental 238, 241, 242

Extreme events 177, 183, 185, 187

F

Fêmur 52, 54, 55, 56, 57, 58, 59, 61

Ferramentas da qualidade 206, 207, 208, 214, 217, 218, 220, 221

Fluxo de carga 190

G

Gestão 1, 2, 3, 5, 6, 7, 11, 12, 121, 131, 188, 206, 207, 208, 209, 217, 220, 221, 222, 243, 246, 270

H

Huella de carbono 250, 252, 253, 254, 255, 256

I

IoT 245, 248

L

Licenciamento ambiental 238, 240, 241, 243, 244

Limiar duro 37

Limiar suave 37

Lubrificante mineral 260

Lubrificante vegetal 260

M

Mapeamento sistemático da literatura 132, 133

Mecânica dos fluidos computacional (CFD) 93

Metaheurísticas 108, 109, 118

Modelagem digital 119, 120, 122

Modelo de elementos finitos específico do paciente 52

Módulo de Young 52, 53, 59, 60, 62, 63, 64, 65

N

Northeast coast of South America 177, 180, 187

O

Otimização 75, 108, 144, 145, 146, 147, 148, 150, 154, 157, 159, 191, 206, 241

P

Polímeros termoplásticos 250, 255, 256, 257

Problema do caixeiro viajante 108, 109, 111, 117, 118

Processamento de imagens 52, 54

Processo industrial 206

Q

Questionário on-line 132, 136

S

Saúde 15, 29, 35, 74, 196, 198, 200, 201, 203, 205, 238, 239, 240, 261

Sensor de umidade 27, 28, 31, 35

Simulação numérica 61, 65, 260

Sinal de voz 37, 38, 42, 44, 45

Sistemas de distribuição 190, 191, 194, 195

Sistemas de potência 190

T

Tecnologia assistiva 68

Têxteis esportivos 27, 29, 34, 35

Tomografia computadorizada 52, 53

Transformada Wavelet 37, 38, 39, 41

V

VAACT 92, 93, 94

Vigas mistas semicontínuas 144, 160

W


Wheelchair 68


A visão sistêmica e integrada das engenharias e sua integração com a sociedade

2

www.atenaeditora.com.br 

contato@atenaeditora.com.br 

[@atenaeditora](https://www.instagram.com/atenaeditora) 


www.facebook.com/atenaeditora.com.br 




A visão sistêmica e integrada das **engenharias** e sua **integração com a sociedade**

2

www.atenaeditora.com.br 

contato@atenaeditora.com.br 

[@atenaeditora](https://www.instagram.com/atenaeditora) 

www.facebook.com/atenaeditora.com.br 