

MARCO TULLIO ALVES SILVA

**AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DE UNIDADE
ELETROCIRÚRGICA**



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA**

2017

MARCO TULLIO ALVES SILVA

AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DE UNIDADE ELETROCIRÚRGICA

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de **MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA**.

Área de concentração: Materiais e Processos de Fabricação.

Orientadora: Profa. Dra. Rosenda Valdés Arencibia
Coorientadora: Profa. Dra. Selma Terezinha Milagre

UBERLÂNDIA - MG

2017

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

S586a Silva, Marco Tullio Alves, 1990-
2017 Avaliação do desempenho de unidade eletrocirúrgica / Marco Tullio
Alves Silva. - 2017.
193 f. : il.

Orientadora: Rosenda Valdés Arencibia.
Coorientadora: Selma Terezinha Milagre.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.
Inclui bibliografia.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Instrumentos de medição - Teses.
3. Tecnologia em serviços de saúde - Teses. 4. Tecnologia médica -
Teses. I. Valdés Arencibia, Rosenda. II. Milagre, Selma Terezinha. III.
Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Mecânica. IV. Título.



ALUNO: Marco Tullio Alves Silva

NÚMERO DE MATRÍCULA: 11522EMC011

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: Materiais e Processos de Fabricação

LINHA DE PESQUISA: Processos de Fabricação (Usinagem e Soldagem)

PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA: NÍVEL MESTRADO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO:

“Avaliação do Desempenho de Unidade Eletrocirúrgica”

ORIENTADORA: Profa. Dra. Rosenda Váldes Arencibia

CO-ORIENTADORA: Profa. Dra. Selma Terezinha Milagre

A Dissertação foi **APROVADA** em reunião pública, realizada na sala de Reuniões do LTAD do Bloco 5F, Campus Santa Mônica, em 28 de julho de 2017, às 14:00 horas, com a seguinte Banca Examinadora:

NOME

Profa. Dra. Rosenda Váldes Arencibia

Profa. Dra. Selma Terezinha Milagre

Prof. Dr. Sinésio Domingues Franco

Prof. Dr. Raimes Moraes

ASSINATURA

UFU

UFU

UFU

UFSC

Uberlândia, 28 de julho de 2017

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer primeiramente à deus, ao meu anjo da guarda e à espiritualidade por estarem sempre presentes ao meu lado.

À minha família, em especial aos meus pais, Marcia Alves Silva e Odair Cândido da Silva, que me apoiam nas minhas escolhas e sempre estão ao meu lado me incentivando a crescer. Agradeço pela oportunidade de estarmos juntos aprendendo cada dia mais. Ao Tales Coelho Ávila que divide comigo todos os momento da vida sempre me motivando com suas palavras.

Aos colegas de pós-graduação Walter Motta Neto, Angélica Palis, Caroline Abreu e Marcília. À minha amiga Rianne Brito que não importa o tempo ou distância sempre seremos amigos.

À Denize Vilela pela parceria e amizade que me ajuda nos desafios da minha vida.

Ao meu amigo Vinícius Naves pela boa vontade e disposição em ajudar na realização dos experimentos.

À família União e Amor por me ajudar a compreender o sentido da vida e a me tornar melhor a cada dia.

À Universidade Federal de Uberlândia, à Faculdade de Engenharia Mecânica pela oportunidade de realizar este curso de pós-graduação, ao Laboratório de Metrologia Dimensional (LMD) e à Bioengenharia do Hospital de Clínica de Uberlândia – UFU pelo apoio e a disponibilização de recursos materiais para a realização dos experimentos.

À Engenheira Biomédica Carolina Mendes Godoi e ao técnico Marcelo, da Bioengenharia da UFU, pelo apoio na realização dos experimentos, boa vontade, disposição e conhecimento passado.

Aos Engenheiros Marcos, Rômulo e Wesley, da Bioengenharia da UFU, pela disponibilização dos equipamentos para realização deste trabalho.

À co-orientadora Profa Dra Selma Terezinha Milagre pelos ensinamentos e auxílio durante toda a realização deste projeto. Agradeço pela confiança de sempre na realização de nossos trabalhos.

À minha professora e orientadora Profa Dra Rosenda Valdés Arencibia que foi muito mais que orientadora, pois acreditou em mim, e com paciência me conduziu na elaboração

deste mestrado. Agradeço pelo carinho, pela atenção, pelo cuidado e orientação de excelente qualidade pautado no profissionalismo, competência, ética e respeito. Agradeço por estar na Pós-graduação da Mecânica e ser orientado por ela, por ter me acolhido e colaborado de todas as formas para que este trabalho fosse realizado com êxito.

Alves Silva, M. T. **Avaliação do desempenho de unidade eletrocirúrgica.** 2017. 193 f.
Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia.

RESUMO

Este trabalho tem como objetivo avaliar o desempenho metrológico de 15 unidades eletrocirúrgicas de dois fabricantes e três modelos diferentes quando submetidos a variações de temperatura ambiente. Para tanto foram considerados cinco níveis do fator temperatura e três pontos da faixa nominal das potências de corte e de coagulação. Os ensaios foram realizados acoplando a unidade eletrocirúrgica objeto de avaliação a um analisador de potência. O teste de *Tukey* foi aplicado visando efetuar múltiplas comparações entre os níveis do fator temperatura. Os parâmetros metrológicos incerteza de medição, erro, repetibilidade e erro máximo foram estimados para todos as unidades avaliadas. A incerteza associada à medição foi avaliada de acordo com as recomendações do Guia para a Expressão da Incerteza de Medição (GUM). A análise de variância (ANOVA), o teste de *Tukey* e o boxplot indicaram efeitos estatisticamente significativos do fator temperatura nos valores de potência de corte e coagulação avaliados. A incerteza expandida associada aos valores de potência de corte e de coagulação aumentou de forma significativa na medida em que estas se aproximaram do limite superior da faixa nominal. Foram observadas diferenças significativas entre as unidades eletrocirúrgicas dos fabricantes A e B sobre tudo para menores valores de potência. Neste sentido as unidades do fabricante A apresentaram desempenho superior. Nas potências de corte 50 W, 150 W e 300 W, observou-se que 33 %, 87 % e 100 %, respectivamente, das unidades avaliadas apresentaram valores de erro máximo maiores que 5 W e portanto não atendem ao critério especificado pelo fabricante. Para as potências de coagulação, 30 W, 80 W e 120 W estas porcentagens foram respectivamente de 0, 53 % e 60 %. As unidades eletrocirúrgicas avaliadas apresentam um desempenho que podem comprometer o sucesso do processo cirúrgico.

Palavras Chave: Unidade Eletrocirúrgica. Potência de corte. Potência de coagulação. Temperatura ambiente. Incerteza de medição.

Alves Silva, M. T. **Evaluation of the performance of electrosurgical unit.** 2017. 193 f. Dissertation, Universidade Federal de Uberlândia.

ABSTRACT

The objective of this work is to evaluate the metrological performance of 15 electrosurgical unit from two manufacturers and three different models when subjected to ambient temperature variations. For this, five levels of the temperature factor and three points of the nominal range of the cutting and coagulation powers were considered. The tests were performed by coupling the evaluation electrosurgical unit to a power analyzer. The Tukey test was applied in order to make multiple comparisons between the levels of the temperature factor. The metrological parameters measurement uncertainty, error, repeatability and maximum error were estimated for all evaluated electrosurgical unit. The uncertainty associated with the measurement was evaluated according to the recommendations of the Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement (GUM). Analysis of variance (ANOVA), Tukey test and boxplot indicated significant statistically effects of the temperature factor on the cutting and coagulation power values. The expanded uncertainty associated with cutting and coagulation power values increased significantly as they approached the upper limit of the nominal range. Significant differences were observed between the scalpels of manufacturers A and B mainly for lower power values. The scalpels of the manufacturer A presented superior performance. At 50 W, 150 W and 300 W cutting powers, it was observed that 33 %, 87 % and 100 %, respectively, of the scalpels had maximum error values greater than 5 W and therefore they did not meet the criterion specified by the manufacturer (maximum error must be less than 5 W). For the coagulation powers, 30 W, 80 W and 120 W these percentages were respectively 0, 53 % and 60 %. The electrosurgical unit evaluated have a metrological performance that can compromise the success of the surgical process.

Keywords: *Electrosurgical unit. Cutting power. Coagulation power. Room temperature. Measurement uncertainty.*

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 - Principais fatores causadores de acidentes com a unidade eletrocirúrgica (CABRAL,2008)	3
Figura 1.2 - Principais tipos de acidentes com unidades eletrocirúrgicas (CABRAL, 2008)	4
Figura 1.3 - Medidas para atenuar riscos de acidentes com unidades eletrocirúrgicas (CABRAL,2008)	4
Figura 2.1 - Evolução dos percentuais de manutenção interna, externa, corretivas e preventivas no Hospital de Clínicas de Uberlândia, no período de 2001 a 2010. (Souza et al, 2012)	9
Figura 2.2 - Ciclo de vida de Tecnologias em Saúde – Intensidade de uso em função do Tempo (SÔNEGO,2007)	10
Figura 2.3 - Déficit comercial no setor de equipamentos médico-hospitalares no Brasil (URL 3, 2015)	13
Figura 2.4 - Unidade Eletrocirúrgica <i>PRECISION TC4</i> – Deltronix (DELTRONIX, 2016).....	15
Figura 2.5 – Unidade Eletrocirúrgica unipolar a esquerda e bipolar a direita (SCHNEIDER, 2005).	18
Figura 2.6 - Unidade Eletrocirúrgica para cirurgias endoscópicas e colonoscópicas – SS 200E com módulo Argon 2 (WEM, 2016).	18
Figura 2.7 - Caneta unipolar, comando por pedal (WEM, 2016).	20
Figura 2.8 - Placa-paciente (placa de retorno), inox reusável (WEM, 2016).	18
Figura 2.9 - Pinça Bipolar autoclavável (WEM, 2016).	20
Figura 2.10 - Pedal Duplo, Monopolar (WEM, 2016).	21
Figura 2.11 – Representação de uma distribuição normal (CAIRE, 2013).	26
Figura 2.12 - Distribuição Retangular (BIPM et al., 2008).	27
Figura 2.13 - Distribuição Trapezoidal (BIPM et al., 2008).	28
Figura 2.14 - Distribuição Triangular (BIPM et al., 2008).	28

Figura 3.1 – Unidade eletrocirúrgica número 4 do Fabricante A (1) durante os experimentos, juntamente com o analisador de potência (2)	37
Figura 3.2 – Representação gráfica do erro e incerteza de medição.	41
Figura 4.1 – Valores médios da potência de corte (Fig. 4.1a) e de coagulação (Fig. 4.1b), com barra de erros associada à incerteza expandida (95 %). (Unidade Eletrocirúrgica 1).	43
Figura 4.2 – Erro associado às potências de corte (Fig. 4.2a) e de coagulação (Fig. 4.2b). (Unidade Eletrocirúrgica 1).	45
Figura 4.3 – Diferenças significativas do teste de <i>Tukey HSD</i> para todas as potências avaliadas.	47
Figura 4.4 – Visualização Gráfica (<i>Boxplot</i>) das potências de corte e coagulação sob diferentes temperaturas.	48
Figura 4.5a – Curvas de erros de todas as unidades eletrocirúrgicas para a potência de corte nas diferentes temperaturas avaliadas.	49
Figura 4.5b – Curvas de erros de todas as unidades eletrocirúrgicas para a potência de corte nas diferentes temperaturas avaliadas....	51
Figura 4.6a – Curvas de erros de todas as unidades eletrocirúrgicas para a potência de coagulação nas diferentes temperaturas avaliadas.....	52
Figura 4.6b - Curvas de erros de todas as unidades eletrocirúrgicas para a potência de coagulação nas diferentes temperaturas avaliadas.....	53
Figura 4.7a – Incerteza expandida (95 %) associada à potência de corte nas diferentes temperaturas avaliadas.	54
Figura 4.7b – Incerteza expandida (95 %) associada à potência de corte nas diferentes temperaturas avaliadas.	55
Figura 4.8a – Incerteza expandida (95 %) associada à potência de coagulação nas diferentes temperaturas avaliadas.	56
Figura 4.8b – Incerteza expandida (95 %) associada à potência de coagulação nas diferentes temperaturas avaliadas.....	57
Figura 4.9 – Valores médios da potência de corte e incerteza expandida com barra de erros para as 15 unidades eletrocirúrgicas avaliadas.	58
Figura 4.10 – Valores médios da potência de coagulação e incerteza expandida com barra de erros para as 15 unidades eletrocirúrgicas avaliadas.	59
Figura 4.11 – Erro (tendência) para a potência de corte com desvio padrão (95 %) como sendo a barra de erros.	60
Figura 4.12 – Erro (tendência) para a potência de coagulação com desvio padrão (95 %) como sendo a barra de erros.	61
Figura 4.13 – Valores de erro máximo para a potência de corte.	61

Figura 4.14 – Valores de erro máximo para a potência de coagulação.62

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Valores de potência sugeridos para procedimentos específicos.	17
Tabela 2.2 – Matriz experimental de um delineamento fatorial 2^3 (MONTGOMERY, 2001). .	32
Tabela 2.3 – Quadro de ANOVA.	33
Tabela 3.1 – Matriz de planejamento com um único fator.	35
Tabela 3.2 – Vida útil das unidades eletrocirúrgicas avaliadas.	36
Tabela 4.1 – Dados da avaliação da incerteza de medição da potência de corte em 300 W para a unidade eletrocirúrgica 1 em 20 °C.	44
Tabela 4.2 – Dados da avaliação da incerteza de medição da potência de coagulação em 20 W para a unidade eletrocirúrgica 1 em 20 °C.	44
Tabela 4.3 – ANOVA da potência de corte (Pcorte) e de coagulação (Pcoag) Unidade Eletrocirúrgica.	46

LISTA DE SÍMBOLOS E SIGLAS

- ABNT: Associação Brasileira de Normas Técnicas
ACCE: *American College of Clinical Engineering*
ANOVA: Análise de Variância
ANVISA: Agência Nacional de Vigilância Sanitária
BIPM: *Bureau International de pesos e Medidas*
BPF: Boas Práticas de Fabricação
BTU: *British Thermal Unit*
 c_i : coeficiente de sensibilidade
C: porcentagem de contribuição
DM: Diferença de médias
DOE: *Design of Experiment*
EAS: Estabelecimentos Assistencial de Saúde
 E : erro (Diferença)
 $E_{MÁX}$: erro máximo
F: Razão entre QM
FV: Fonte de variação
GL: Grau de Liberdade
GTMH: Gestão de Tecnologias Médico-Hospitalares
GUM: Guia para Expressão da Incerteza de Medição
HCU: Hospital de Clínicas de Uberlândia
HSD: *Honestly Significant Difference*
IBGE: Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
INMETRO: Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia
 k : fator de abrangência
LI: Limite Inferior
LS: Limite Superior
LMD: Laboratório de Metrologia Dimensional
 n : número de elementos da amostra

MEC: Ministério da Educação

MS: Ministério da Saúde

N: número de variáveis de entrada

NBR: Norma Brasileira

OCP: Organismos de Certificação de Produtos

OIML: *Organisation Internationale de Métrologie Légale*

OTA: *Office of Technology Assessment*

P_{corte} : Potência de Corte

P_{coag} : Potência de Coagulação

PE : Potência de entrada

PS : Potência de saída

PT : mensurando (potência de corte ou coagulação)

\bar{PT} : média dos valores indicados pelo analisador de potência

PINTEC: Pesquisa Industrial de Inovação Tecnológica

PIB: Produto Interno Bruto

QM: Quadrado Médio

RTM: Regulamentos Técnicos Mercosul

R : resolução do analisador de potência

SI: Sistema Internacional de Unidades

SUS: Sistema Único de Saúde

s : desvio padrão amostral

SQ: Soma de Quadrado

T : Temperatura

THM: Tecnologias Médico-Hospitalares

U: Incerteza Expandida

UEAF: Unidade Eletrocirúrgica de Alta Frequência

UFU: Universidade Federal de Uberlândia

$u(x)$: incerteza-padrão

$u(x_i)$: incerteza-padrão de cada variável de entrada x_i

$u_c(x)$: Incerteza padrão combinada da variável x

$U(x)$: Incerteza expandida da variável x

$u(\Delta R)$: incerteza-padrão associada à correção devida à resolução do analisador de potência

$u(\Delta I)$: incerteza padrão associada à calibração do analisador de potência

$v_{efetivo}$: Grau de liberdade efetivo

v_i : número de graus de liberdade de cada variável de entrada

VE : variável de entrada

x_i : estimativa de X_i

x_j : estimativa de X_j

X_N : variável de entrada

Y : mensurando ou variável de saída

\bar{y} : estimativa de Y

ΔIC : correção associada à incerteza-padrão da calibração do analisador de potência

ΔR : correção devida à resolução do analisador de potência

SUMÁRIO

CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO	1
1.1 Objetivos	5
1.1.1 <i>Objetivo Principal</i>	5
1.1.2 <i>Objetivos Secundários</i>	5
1.1.3 <i>Justificativa</i>	5
CAPÍTULO II - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	8
2.1 Hospital de Clínicas de Uberlândia (HCU-UFU)	8
2.2 Engenharia Clínica	9
2.2.1 <i>A importância da implementação de Engenharia Clínica em Estabelecimentos Assistenciais de Saúde</i>	11
2.3 Equipamentos Médico-Hospitalares	12
2.4 Unidade Eletrocirúrgica	14
2.4.1 <i>Modos de operação da unidade eletrocirúrgica</i>	16
2.4.2 <i>Modos de funcionamento da unidade eletrocirúrgica</i>	17
2.4.3 <i>Tipos de unidade eletrocirúrgica</i>	18
2.4.4 <i>Acessórios da unidade eletrocirúrgica</i>	19
2.5 Metrologia na área da Saúde	21
2.6 Incerteza de Medição – Método GUM	23
2.6.1 <i>Definição do mensurando</i>	24
2.6.2 <i>Identificação das variáveis de entrada</i>	25
2.6.3 <i>Expressão do mensurando em função das variáveis de entrada</i>	25
2.6.4 <i>Avaliação da incerteza-padrão associada às variáveis de entrada</i>	25
2.6.5 <i>Avaliação da incerteza-padrão combinada associada à variável de saída</i>	28
2.6.6 <i>Avaliação da incerteza expandida associada à variável de saída</i>	29
2.7 Planejamento de Experimentos	30
CAPÍTULO III - METODOLOGIA	34
3.1 Planejamento Experimental	34

3.2 Coleta dos valores de potência de corte e potência de coagulação em diferentes valores de temperatura ambiente	36
3.3 Avaliação da incerteza de medição	38
3.4 Tratamento dos dados	40
3.4.1 <i>Análise de variância</i>	40
3.4.2. <i>Teste de Tukey</i>	40
3.4.3. <i>Determinação do erro (Diferença)</i>	40
3.4.4. <i>Determinação do erro máximo</i>	41
3.5 Comparação dos resultados	41
CAPÍTULO IV - RESULTADOS E DISCUSSÕES	42
4.1 Resultados obtidos para a unidade eletrocirúrgica 1	42
4.2 Curva de erros.....	49
4.3 Incerteza de Medição	53
4.4 Comparação dos resultados obtidos para todas as unidades eletrocirúrgicas em 20 °C	57
CAPÍTULO V - CONCLUSÕES E PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS	64
CAPÍTULO VI - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	67
APÊNDICE	73
APÊNDICE I – Resultados do tratamento dos dados para a unidade eletrocirúrgica 1.....	73
APÊNDICE II – Resultados do tratamento dos dados para a unidade eletrocirúrgica 2....	75
APÊNDICE III – Resultados do tratamento dos dados para a unidade eletrocirúrgica 3...	82
APÊNDICE IV – Resultados do tratamento dos dados para a unidade eletrocirúrgica 4 ..	89
APÊNDICE V – Resultados do tratamento dos dados para a unidade eletrocirúrgica 5 ...	96
APÊNDICE VI – Resultados do tratamento dos dados para a unidade eletrocirúrgica 6 103	103
APÊNDICE VII – Resultados do tratamento dos dados para a unidade eletrocirúrgica 7	110
APÊNDICE VIII – Resultados do tratamento dos dados para a unidade eletrocirúrgica 8.....	117
APÊNDICE IX – Resultados do tratamento dos dados para a unidade eletrocirúrgica 9 124	124

APÊNDICE X – Resultados do tratamento dos dados para a unidade eletrocirúrgica	
10.....	131
APÊNDICE XI – Resultados do tratamento dos dados para a unidade eletrocirúrgica	
11.....	138
APÊNDICE XII – Resultados do tratamento dos dados para a unidade eletrocirúrgica	
12.....	145
APÊNDICE XIII – Resultados do tratamento dos dados para a unidade eletrocirúrgica	
13.....	152
APÊNDICE XIV – Resultados do tratamento dos dados para a unidade eletrocirúrgica	
14.....	159
APÊNDICE XV – Resultados do tratamento dos dados para a unidade eletrocirúrgica	
15.....	166
ANEXOS	173
ANEXO I - Certificado de Calibração do Termo-higrômetro Digital	173
ANEXO II - Certificado de Calibração do analisador de potência	175

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

A incorporação de diversas tecnologias (Paho, 2006) cria novos cenários de qualidade para os sistemas de saúde, inclusive para o seu desenvolvimento. A utilização destas tecnologias compreende programas de registro e certificação de equipamentos, gerenciamento de riscos, segurança do paciente, acreditação de hospitais, sistemas de gestão e sistemas de metrologia na saúde.

O setor de saúde passou nos últimos anos por diversos aprimoramentos, sendo a maioria deles por meio dos avanços tecnológicos e da inserção destes nesta área. Esta mudança se deve a novos focos (pró-atividade, prognóstico, prevenção, diagnóstico antecipado, gerenciamentos de informação, entre outros), evidenciando uma revolução tecnológica para atender à necessidade desse novo sistema (FRANÇA, 2015).

A propagação das tecnologias nos Estabelecimentos Assistenciais de Saúde (EAS) ocasionou a necessidade de uma gestão de tecnologias médico-hospitalares de qualidade. Entretanto, apesar das tecnologias médicas serem aquelas de mais alto valor tecnológico agregado, a gestão das mesmas, em grande parte dos Estabelecimentos Assistenciais de Saúde, caracteriza-se pela utilização de métodos não padronizados ou não validados (LUCATELLI et al., 2003).

A gestão de tecnologias médico-hospitalares (GTMH) abrange a aquisição, instalação, manutenção, calibração e uso das mesmas, garantindo sua exploração com contribuições de qualidade, segurança e custos efetivos (BRONZINO, 1992; MORAES, 2007).

Diversos países executam várias ações visando a gestão eficiente dos parques tecnológicos instalados nos Estabelecimentos Assistenciais de Saúde. As estratégias utilizadas incluem a elaboração de normas técnicas com vistas à regulamentação do financiamento e manutenção dos equipamentos médico-hospitalares, a criação de sistemas informatizados de gestão, a formação de equipes técnicas regionais, entre outros. Todos

esses fatores proporcionam a melhoria da qualidade dos serviços oferecidos à população, bem como a redução dos custos com novas aquisições e manutenções (GALVAN, 2004; GENTLES, 2004; GUTIÉRREZ, 2004; SUMALGY, 2004).

Pode-se depreender que a confiabilidade conferida aos resultados fornecidos pelos equipamentos eletromédicos é fundamental para a emissão de laudos médicos corretos e para a tomada de decisões confiáveis na área da Engenharia Clínica. Assim sendo, é essencial a aplicação dos conceitos de gestão de qualidade às tecnologias médico-hospitalares porque os resultados destes procedimentos são utilizados para fins de diagnóstico, tratamento, e acompanhamento dos pacientes. Isto pode ser ainda caracterizado pela necessidade de se averiguar tanto a eficácia quanto a eficiência de um método utilizado na terapêutica ou até mesmo de um equipamento eletromédico de assistência e manutenção da vida (ANTUNES et al., 2002).

O diagnóstico de diversas doenças pode ser obtido tomando como base resultados de medição, como a hipertensão, a osteoporose, a fibrose pulmonar, a cifoescoliose, dentre outras. Todavia a calibração dos equipamentos utilizados para realizar medições ainda é ineficaz e pouco usual no Brasil, carecendo da inexistência de políticas públicas com o intuito de impor regulamentações e normatizações (ANTUNES et al., 2002).

Atualmente os impactos sociais e econômicos gerados pela abordagem metrológica incipiente e de baixa confiabilidade são significativos. Infere-se, portanto, que a metrologia deve ser vista como um fator hegemônico para proteger e dar mais qualidade à saúde, assegurando resultados de medição confiáveis. Neste âmbito, a garantia da rastreabilidade destes resultados é de importância ímpar (FRANÇA, 2015).

No âmbito hospitalar, o centro cirúrgico é um dos setores do hospital em que há alta concentração de tecnologia para prestar assistência efetiva aos pacientes (SILVIA, RODRIGUES e CESARRETI, 2009).

Um importante dispositivo frequentemente utilizado nos centros cirúrgicos é a unidade eletrocirúrgica. Esta surgiu com o objetivo de sanar o problema da hemostasia que provém desde a Idade Média, em que a cauterização era realizada com óleo fervente ou ferro em brasa (ARONE, PHILIPPI e SANTOS, 1994).

A Unidade Eletrocirúrgica de Alta Frequência (UEAF) não é um equipamento médico utilizado para medições de nenhum parâmetro fisiológico. Este dispositivo, basicamente, fornece corrente elétrica com uma determinada potência e frequência sob uma impedância de carga não indutiva determinada, utilizada para a realização da dissecação e coagulação de tecidos biológicos. Desta forma, apesar de não ser dedicado ao diagnóstico, sua importância é tão relevante quanto a de outros equipamentos médico-hospitalares.

O uso da eletrocirurgia está associada a alguns riscos e, entre os principais estão o choque elétrico, queimaduras, incêndios, explosões devido a gases anestésicos e intestinais, estimulação de tecidos excitáveis e interferências causadas em instrumentos, como por exemplo marca-passos (AFONSO et al., 2010; ALMEIDA, et al., 2012; CABRAL, 2008; MACIEL e RODRIGUES, 1998).

A Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) tem a missão e responsabilidade de proteger e promover a saúde da população afim de garantir a segurança sanitária de produtos e serviços. Para tanto, atua no registro de produtos e autorização para a entrada no mercado, acompanha o desempenho dos mesmos e recebe notificações de eventos adversos.

De acordo com Cabral (2008), a maior parte dos acidentes com a unidade eletrocirúrgica ocorre como consequência da utilização de procedimentos impróprios, de precauções insuficientes, da não familiarização com o equipamento, ou da manutenção realizada apenas quando ocorrem defeitos ou falhas nos equipamentos (manutenção corretiva), implicando em riscos maiores aos profissionais da área da saúde e paciente, com gastos elevados para as instituições. O autor ainda apresenta os principais problemas observados durante o uso de unidades eletrocirúrgicas em um Estabelecimento Assistencial de Saúde Pública, Fig. 1.1.

Os dados apontados na pesquisa indicam que dos 40 profissionais entrevistados, 50 % afirmaram que sofreram acidentes com a unidade eletrocirúrgica. Na Figura 1.2, estão descritos os principais tipos de acidentes. Estes ocorreram em sua maioria com pacientes (20,0 %) e com profissionais (7,5 %), sendo que o acidente mais grave causado no paciente era queimadura, decorrentes do mau uso da placa neutra (CABRAL, 2008).

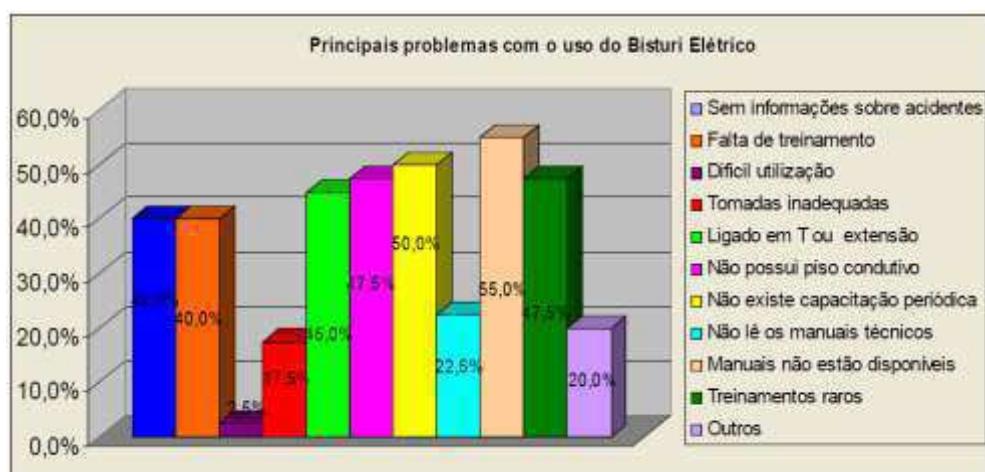


Figura 1.1 - Principais fatores causadores de acidentes com a unidade eletrocirúrgica (CABRAL, 2008).



Figura 1.2 - Principais tipos de acidentes com a unidade eletrocirúrgica (CABRAL, 2008).

As medidas propostas pelos usuários de unidades eletrocirúrgicas para reduzir o número de acidentes estão mostradas na Fig. 1.3.



Figura 1.3 - Medidas para atenuar riscos de acidentes com unidades eletrocirúrgicas (CABRAL, 2008).

Observa-se na Fig. 1.3 que a manutenção preventiva foi sugerida por 90 % dos entrevistados. Embora a manutenção preventiva possa diminuir os riscos de acidentes atrelados ao uso do equipamento não garante a confiabilidade do equipamento.

Na pesquisa de Parra (2012), foi observado que em uma amostra de 31 participantes 54,4 % dos operadores de unidade eletrocirúrgica receberam uma capacitação admissional e 45,6 % não teve nenhuma capacitação específica sobre o equipamento quando foram admitidos no centro cirúrgico.

Assim, a unidade eletrocirúrgica é um dispositivo de tratamento que possui alto potencial de risco ao paciente, o que evidencia a necessidade de uma avaliação periódica de sua confiabilidade metrológica (ALEXANDRINO,2012).

1.1 Objetivos

1.1.1 *Objetivo Principal*

Avaliar o desempenho metrológico de 15 unidades eletrocirúrgicas de dois diferentes fabricantes quando submetidos a variações de temperatura ambiente por meio de um planejamento de experimentos.

1.1.2 *Objetivos Secundários*

- Estimar o erro máximo para a temperatura de 20 °C usualmente materializada durante as cirurgias;
- Avaliar as unidades eletrocirúrgicas considerando os diferentes fabricantes e modelos;
- Aplicar o teste de *Tukey* para investigar se existem diferenças significativas nos pontos de potência de corte e de coagulação avaliados para os diferentes pares de temperaturas;
- Estimar a contribuição da incerteza associada à medição visando diminuir os erros de diagnóstico;
- Contribuir para a rastreabilidade dos resultados das medições efetuadas.

1.1.3 *Justificativa*

Os trabalhos destinados à investigação dos fatores de influência do desempenho metrológico das unidades eletrocirúrgicas são bastante raros. Não foi encontrada nenhuma normatização vigente para a calibração de unidades eletrocirúrgicas, dedicadas à avaliação dos erros de indicação e da repetibilidade. A ABNT NBR 7256 (ABNT, 2005) estabelece requisitos mínimos para projeto e execução das instalações e para condicionamento de ar em Estabelecimentos Assistenciais de Saúde. Diversas decisões clínicas são tomadas e fundamentadas com base em resultados de medições para a prestação de cuidados de saúde, assumindo especial relevância o rigor e a confiança dessas mesmas medições.

Analizando o trabalho de Faria (2016) que propôs um planejamento fatorial 2², onde o efeito de dois fatores (potência e temperatura ambiente) nos valores de potência de corte (P_{corte}) e potência de coagulação (P_{coag}) foi investigado. Este autor avaliou o efeito da potência e da temperatura para um único equipamento e observou que o erro de indicação para as

potências de corte e as potências de coagulação investigadas apresenta uma tendência de aumento negativa na medida em que a temperatura aumenta. A análise de variância (ANOVA) dos resultados do planejamento experimental 2^2 realizado para a unidade eletrocirúrgica apontou que em todos os pontos de potência de corte e de coagulação avaliados existiram diferenças significativas entre as médias dos valores de potências. O teste de *Tukey* revelou que para o par de temperaturas 20 °C e 28 °C existem diferenças significativas em todos os pontos de potência de corte e de coagulação avaliados, exceto para a potência de coagulação 30 W.

Os resultados do experimento mostraram uma perda da repetibilidade dos valores de potência ao passo que estes se aproximam do fim da faixa nominal da unidade eletrocirúrgica. Observaram-se também valores de erro de indicação expressivos, com tendência decrescente à medida que a temperatura aumenta.

Faria (2016) demonstrou ainda que a unidade eletrocirúrgica avaliada apresenta um desempenho metrológico que pode comprometer o processo cirúrgico e levantou uma questão quanto ao comportamento metrológico deste equipamento. Como o pesquisador avaliou um único equipamento, não é possível concluir que todas as unidades eletrocirúrgicas apresentem baixas exatidão e repetibilidade. Isto porque independentemente do tipo, modelo, fabricante, ou qualquer outra característica do equipamento, todas as unidades eletrocirúrgicas apresentam valores de erros de indicação, exatidão, precisão e incertezas de medição próprios. Desta forma, não é possível fazer qualquer extração dos resultados obtidos neste trabalho para uma população.

Por outro lado, o uso e conservação inadequados dos equipamentos, efeitos de sobrecarga, choques, quedas, falta de manutenção, e de calibração podem levar ao surgimento de erros de indicação que superam os limites máximos estipulados pelos fabricantes (MORELI et al., 2010). Assim sendo, outros equipamentos devem ser avaliados para que se possa posteriormente investigar os impactos que esses erros podem provocar no paciente, por exemplo.

No contexto descrito, surgiu a proposta do presente trabalho que tem como objetivo avaliar o desempenho metrológico de 15 unidades eletrocirúrgicas quando submetidas a variações de temperatura ambiente. Visando identificar se os efeitos observados por Faria (2016) podem ser estendidos a outras unidades eletrocirúrgicas de fabricantes diferentes.

Esta dissertação conta com mais quatro capítulos, os quais são descritos a seguir.

O capítulo II apresenta a revisão bibliográfica sobre metrologia na área da saúde, Engenharia Clínica, equipamentos médico-hospitalares abordando definições gerais e conceitos. Conceituação e definição de unidade eletrocirúrgica, bem como a apresentação

dos fundamentos básicos do cálculo de incerteza de medição e de planejamento de experimentos.

A metodologia proposta para o trabalho é apresentada no capítulo III. Neste estão descritos o planejamento de experimentos, os ensaios realizados e a avaliação da incerteza de medição.

No capítulo IV, são apresentadas a análise e a discussão dos resultados obtidos por meio dos experimentos realizados.

Expõem-se no capítulo V, as conclusões deste trabalho e as sugestões para trabalhos futuros.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Para compreender melhor sobre tecnologias médicas, este capítulo aborda os fundamentos básicos sobre a metrologia na área da saúde, Engenharia Clínica e suas aplicações, Hospital de Clínicas de Uberlândia, equipamentos médico-hospitalares, unidade eletrocirúrgica, incerteza de medição e planejamento de experimentos.

2.1 Hospital de Clínicas de Uberlândia (HCU-UFU)

O HCU-UFU foi inaugurado em 26 de agosto de 1970, com apenas 27 leitos. O Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia (HCU-UFU) tem como missão “Prestar à sociedade serviços de assistência à saúde com responsabilidade social pautada na excelência da formação dos recursos humanos e na geração do conhecimento científico com desenvolvimento pleno da cidadania” (URL 1, 2016).

Com mais de 520 leitos e cerca de 50 mil m² de área construída, o HCU-UFU é considerado o maior prestador de serviços pelo Sistema Único de Saúde (SUS), em Minas Gerais, e terceiro no *ranking* dos maiores hospitais universitários da rede de ensino do Ministério da Educação (MEC) (URL 1, 2016).

Fundado como unidade de ensino para o ciclo profissionalizante do curso de Medicina da Escola de Medicina e Cirurgia de Uberlândia, o Hospital é classificado como o único hospital público de referência para média e alta complexidade para mais de 86 municípios da macro e micro regiões do Triângulo Mineiro e Alto Paranaíba (URL 1, 2016).

O HCU-UFU transformou-se, com a Constituição de 1988, em um importante membro na rede do SUS, principalmente para atendimento de urgência e emergência e alta

complexidade. O hospital universitário é a única instituição de saúde regional com portas de entradas abertas 24 horas para todos os níveis de atenção à assistência médica (URL 2, 2016).

De acordo com SOUZA et al. (2012), até o ano de 2001, o Hospital de Clínicas de Uberlândia não contava com qualquer controle adequado sobre a quantidade de serviços realizados no setor de Bioengenharia. Em 2004, um sistema de gerenciamento de equipamentos foi implantado, o que permitiu o estabelecimento de indicadores de desempenho associados à quantidade de serviços, ao custeio de pessoal, despesas gerais, material de consumo e manutenção, e custo com contratos. Na Figura 2.1, pode-se observar que o número de serviços enviados para empresas terceirizadas e contratadas foi reduzido significativamente ao longo do período analisado. No início do período analisado, quase 29 % do total de serviços eram realizados por empresas externas. A partir de um controle adequado das manutenções realizadas, a gerência de Bioengenharia reduziu estes números para menos de 5 %.

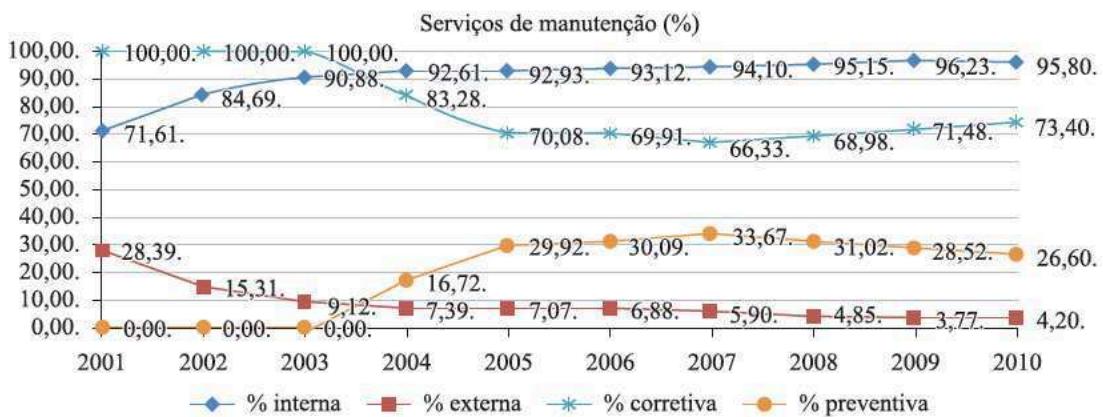


Figura 2.1 - Evolução dos percentuais de manutenção interna, externa, corretivas e preventivas no Hospital de Clínicas de Uberlândia, no período de 2001 a 2010. (Souza et al, 2012).

2.2 Engenharia Clínica

A partir da definição do *American College of Clinical Engineering* (ACCE), o Engenheiro Clínico é o profissional que coloca em prática e desenvolve os conhecimentos de engenharia e gestão relacionadas às tecnologias em saúde, proporcionando melhores cuidados dispensados ao paciente. A Engenharia Clínica, dessa forma, pode ser compreendida conforme a descrição da função do profissional que a exerce.

A área de atuação da Engenharia Clínica é multidisciplinar e envolve o treinamento de pessoal, capacita os profissionais para a interação entre interfaces dos sistemas médicos, sistemas de comunicação e tecnologias de informação.

A Engenharia Clínica é o setor responsável pelo completo ciclo de vida de uma tecnologia da saúde, Fig. 2.2, que envolve o processo de aquisição, recebimento, testes de aceitação, capacitação dos usuários, manutenção preventiva, alienação e todas as outras questões dos equipamentos dos estabelecimentos assistenciais de saúde. Não se restringe portanto, à manutenção corretiva dos equipamentos médico-hospitalares, oferecendo suporte para tomadas de decisões seguras (MEDEIROS, 2009).

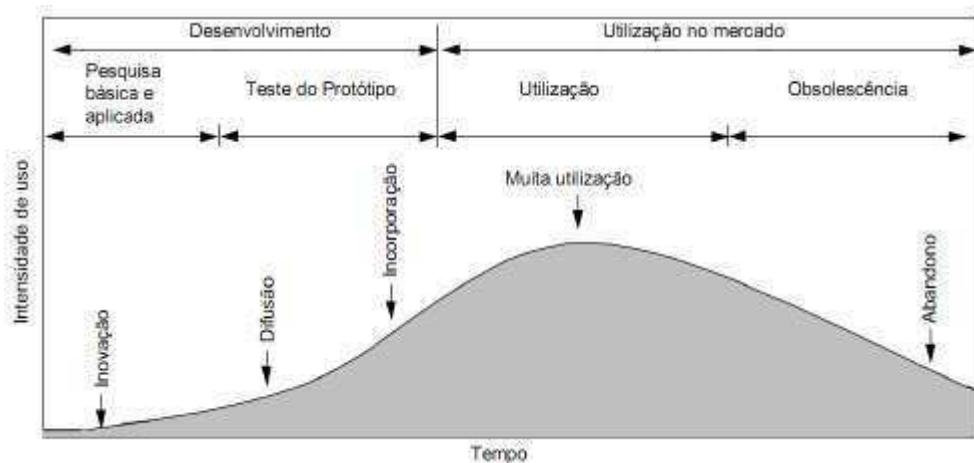


Figura 2.2 - Ciclo de vida de Tecnologias em Saúde – Intensidade de uso em função do Tempo (SÔNEGO, 2007).

De acordo com ANTUNES et al. (2002), algumas atuações de um engenheiro clínico devem ser destacadas:

- Controlar o patrimônio dos equipamentos médico-hospitalares e componentes;
- Treinar pessoal para manutenção (técnicos) e operação dos equipamentos (operadores);
- Participar do processo de aquisição e implantação de novas tecnologias;
- Executar a manutenção preventiva e corretiva dos equipamentos médico-hospitalares;
- Gerenciar riscos;
- Preparar a Unidade de Saúde para programas de Acreditação Hospitalar;
- Elaborar projetos de novos equipamentos;
- Aumentar a vida útil dos equipamentos;
- Calibrar e ajustar os equipamentos conforme padrões utilizados.

2.2.1 A importância da implementação de Engenharia Clínica em Estabelecimentos Assistenciais de Saúde

A implementação do setor de Engenharia Clínica exige um estudo das condições do setor atual, análise de pontos que devem sofrer mudanças e a apresentação de projeto à direção da unidade de saúde enfatizando as vantagens que a instituição pode obter após a sua implantação.

Nas décadas de 1960 e 1970, com o significativo aumento do número de equipamentos médico-hospitalares nos Estabelecimentos Assistenciais de Saúde em âmbito internacional, uma série de situações problemáticas foram observadas. Dentre elas, uma elevação estimada em 50 % de custo com saúde e um preocupante índice de mortes relacionadas a choques elétricos com equipamentos (CHRISTIANSEN, 1973; FRIEDLANDER, 1971; DALZIEL, 1972). Tais problemas estavam atrelados a um panorama onde não havia legislação sobre segurança elétrica ou certificação destes equipamentos, nem mesmo conhecimento tecnológico para a correta implantação e utilização.

Devido a isto, desde a década de 1970, a atuação do engenheiro clínico, com formação em Engenharia e Técnicas de Gerenciamento de Tecnologias médicas vem ganhando realce nos hospitais do Brasil e do mundo (RAMIREZ; CALIL, 2000).

A Engenharia Clínica possibilitou o aumento da eficácia dos procedimentos realizados e redução de custos. De acordo com BETTS (1987), a maior redução de custos ocorre nas áreas de manutenção e aquisição de equipamentos.

Na década de 1980, este profissional passou a abranger também as questões de transferência de tecnologia, avaliação e gerenciamento tecnológico. Na década de 1990, o engenheiro clínico foi definido com ênfase na parte administrativa, devido aos vertiginosos cortes de gastos com saúde nos EUA, inclusive no valor pago por consultas e intervenções (RIDGWAY et al., 2004; GOODMAN, 1989).

No Brasil e outros países em desenvolvimento, tem-se uma forte dependência de importações dos equipamentos médico-hospitalares. Dessa maneira, a manutenção e calibração dos mesmos ainda se mostra onerosa devido a inexistente ou ineficiente gestão destas tecnologias por grande parte dos Estabelecimentos Assistenciais de Saúde (MORAES, 2007).

A criação de um departamento de Engenharia Clínica significa criar condições de estrutura física de instalações adequadas, equipamentos de testes e recursos humanos com o objetivo de proporcionar conforto ao paciente. A vida deste, no hospital, depende dos procedimentos diagnóstico-terapêuticos, cuidados da equipe de Saúde, qualidade das instalações e segurança da operação dos equipamentos médico-hospitalares (MEDEIROS, 2009).

2.3 Equipamentos Médico-Hospitalares

O crescimento da oferta e o avanço da tecnologia de equipamentos médico-hospitalares geraram um impacto financeiro nos Estabelecimentos Assistenciais de Saúde, ao investir em métodos mais sofisticados e caros (AMORIM et al, 2015).

No Brasil, o Sistema Único de Saúde (SUS) é composto por EASs de diferentes níveis de complexidade. As instituições privadas complementam os serviços do SUS e recebem investimentos com preferência em relação às entidades filantrópicas e sem fins lucrativos, mediante contrato de direito público ou convênio (BRASIL, 1998). O SUS também possui equipamentos médico-hospitalares instalados na rede privada financiados com recursos públicos.

O Ministério da Saúde (MS) utiliza a Portaria n.º 1.631/GM (Gabinete do Ministro), de 1º de outubro de 2015, como base para o dimensionamento da assistência ambulatorial e alocação de equipamentos médico-hospitalares (BRASIL, 2015). A partir da década de 1990, o Ministério da Saúde desenvolveu várias ações na área de equipamentos médico-hospitalares, como por exemplo, capacitação de recursos humanos no Programa Pró-Equipo (BRASIL, 2002), divulgação de ferramentas de gestão Sistema para Planejamento e Dimensionamento de Equipamentos Médico-Hospitalares (BRASIL, 1991) e aquisição de equipamentos médico-hospitalares para readequação da infraestrutura física e tecnológica do Sistema Único de Saúde.

Na indústria internacional, o mercado mundial de equipamentos médicos e materiais é calculado em torno de US\$ 210 bilhões e está concentrado nos países desenvolvidos, em especial nos Estados Unidos, que corresponde por mais de 40 % no mercado internacional (PIERONI et al, 2010).

A regulação do mercado pelo Ministério da Saúde no ano de 1992 e seus desdobramentos complementados pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) consolidou novos conceitos e exigência de padrões mínimos de qualidade para o setor de equipamentos médico-hospitalares. Esta análise pode ser observada a partir dos dados da Pesquisa Industrial de Inovação Tecnológica (PINTEC), apresentado pelo IBGE (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística) em 2001. Nesta, o setor de fabricação de aparelhos médico-hospitalares aparece com a maior taxa geral de inovação de 88,5 % (IBGE, 2013). Atualmente, no mercado existem conceitos regulatórios que devem ser seguidos, tais como: Boas Práticas de Fabricação (BPF), Certificação Compulsória de equipamentos no âmbito do Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia (INMETRO) (OLIVEIRA, 2010).

O setor de equipamentos médico-hospitalares figura entre aqueles que mais se desenvolvem no mundo, a uma taxa média de 10 % ao ano (MORELI et al, 2010). No Brasil,

a cadeia produtiva do setor da saúde mobilizou, apenas em 2013, US\$ 740 milhões de dólares em exportações com um faturamento de US\$ 5,7 bilhões e a geração de 58 mil empregos diretos. Porém, existe forte dependência de importações nos produtos de maior densidade tecnológica, evidenciada pelo montante de 5 bilhões de dólares em importações neste mesmo ano. Desta forma, há geração de grandes déficits comerciais na área, Fig. 2.2.

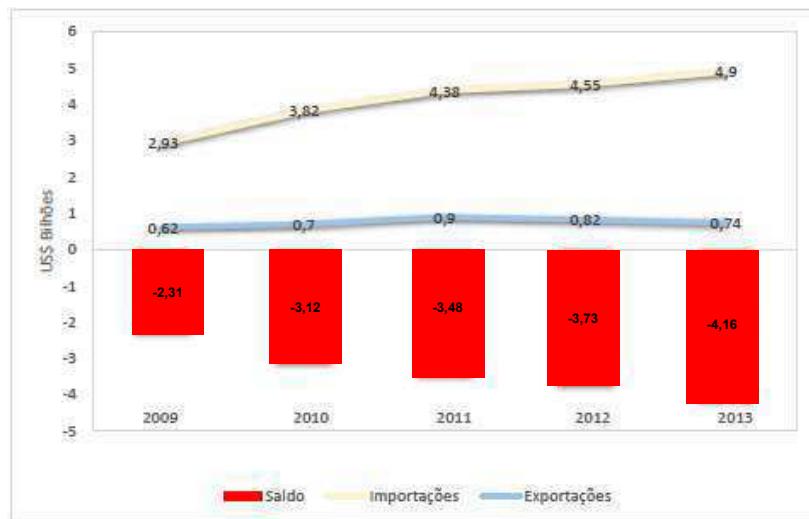


Figura 2.3 - Déficit comercial no setor de equipamentos médico-hospitalares no Brasil (URL 3, 2015).

Segundo o *Office of Technology Assessment* (OTA) nos EUA e o próprio Ministério da Saúde do Brasil, as tecnologias médico-hospitalares de assistência em saúde, são todos os métodos e práticas de prevenção, diagnóstico, tratamento, reabilitação, assim como os equipamentos, os sistemas de apoio organizacional e administrativo, as normas e a infraestrutura disponível. Ou seja, estes suportes tecnológicos de natureza médico-hospitalares são quaisquer insumos e procedimentos utilizados na prestação dos serviços em saúde (PARTANEN, 2004; MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2003; MORAES, 2007).

Para a finalidade desse estudo, o setor de equipamentos definidos como tecnologias médico-hospitalares são constituídos por fabricantes de equipamentos, eletroeletrônicos ou que utilizam outra fonte de energia, inclusive energia potencial da gravidade, incluindo as partes aplicadas, sensores e dispositivos de controle e sistemas de proteção. Abrangem também, os equipamentos e dispositivos utilizados no suporte aos diagnósticos e procedimentos médicos, ainda que não estabeleçam interação direta com os pacientes, como é o caso de equipamentos de laboratórios e os utilizados nos processos de limpeza, desinfecção e esterilização. Engloba, ainda, os produtos de mobiliário hospitalar, ainda que não acionados por fonte de energia.

No setor médico-hospitalar, diversos são os equipamentos utilizados. Neste trabalho, será abordado a unidade eletrocirúrgica.

2.4 Unidade Eletrocirúrgica

A eletrocirurgia é uma técnica cirúrgica que utiliza a descarga elétrica e a passagem de corrente elétrica para a realização do corte, dessecção e coagulação do tecido orgânico, visando diminuir os riscos de hemorragia.

Nela, a corrente elétrica de alta frequência produzida por um gerador é entregue ao paciente por um eletrodo ativo (caneta). A corrente elétrica ao percorrer o tecido humano é transformada em calor (efeito Joule). A corrente elétrica age no tecido orgânico e sai através de eletrodo neutro em forma de placa. A placa é também denominada de placa neutra ou placa paciente, sendo direta ou indiretamente ligada ao cabo de proteção. O sistema mais recente de monitorização do eletrodo de retorno verifica o retorno da corrente elétrica para o gerador desta forma, se a placa se desconectar, o gerador não mais envia corrente ao sistema. Evita-se assim o choque elétrico e assegura-se o correto posicionamento da placa durante o funcionamento. (GRANDE, 2014; PARRA, GIANNASTTASIO e DINIZ, 2012).

O uso da unidade eletrocirúrgica (Fig. 2.4) reduz a perda de sangue do paciente, proporciona maior assepsia no campo operatório e diminui o risco de contaminação do corte cirúrgico (BRITO, 2007) (BRUNNER e SUDDARTH, 2002). A unidade eletrocirúrgica é um equipamento que utiliza altas densidades de corrente elétrica em alta frequência (Cabral, 2008). A frequência pode variar de 300 kHz a 3 MHz, dependendo do fabricante e das características de geração de energia (CASTRO, 1997; OKUMOTO, 2006). Acredita-se que a unidade eletrocirúrgica seja utilizado em quase 90 % dos procedimentos cirúrgicos (HERMINI, 2008; PARRA, et al., 2012).



Figura 2.4 – Unidade eletrocirúrgica *PRECISION TC4* – Deltronix (DELTRONIX, 2016).

O início da utilização das unidades eletrocirúrgicas deu-se em 1920, nos EUA e teve grande impacto nas técnicas cirúrgicas. Este equipamento eletromédico utilizava-se de uma corrente de radiofrequência que percorre o corpo humano, produzindo efeitos de eletrodissecção e de eletrocoagulação. Com a sua inserção nos Estabelecimentos Assistenciais de Saúde, diversos acidentes relacionados a queimaduras e choque elétrico foram registrados (PARRA et al, 2002; MORAES e PENICHE, 2003). Apenas em 1968, com o desenvolvimento da tecnologia de isolamento do gerador, tais problemas foram minimizados (SILVIA, RODRIGUES e CESARRETI, 2009).

A corrente da unidade eletrocirúrgica aquece a água que se encontra no meio intracelular. As faíscas da unidade eletrocirúrgica aquecem a água, provocando o aumento da temperatura, causando a evaporação e a vaporização. Assim, as células explodem e deixam um rastro de tecido desnaturado, aberto e termicamente com certo grau de cauterização (queima de tecido por meio da aplicação de produto cáustico ou temperatura), evitando sangramento excessivo (TRAMONTINI et al, 2016).

Este equipamento usa a transformação da energia elétrica em calor. A definição de calor é a energia térmica que pode ser transferida de um objeto para outro quando há diferença de temperatura entre eles (TRAMONTINI et al, 2016).

A unidade eletrocirúrgica demanda rastreabilidade metrológica por se tratar de um dispositivo intervencionista dedicado à terapêutica e por possuir um alto potencial de risco ao paciente profissional que o opera. Este equipamento apresenta o objetivo de aumentar a

segurança e a qualidade de um procedimento cirúrgico, o que possibilita a diminuição do tempo e complicações pós-operatórias (ACHKAR, 2014).

Referente à normatização, em 1998 a ABNT NBR IEC 60601-2-2 (ABNT, 2010) caracterizou-se como a norma particular da unidade eletrocirúrgica. Além desta norma, destacam-se a ABNT NBR 5410 (ABNT, 2004) e a ABNT IEC 61643-1 (ABNT, 2007) para a realização dos projetos de Instalações Elétricas e a RDC n.º 50/MS de 2002 (ANVISA, 2002). Esta última adota a portaria do Ministério da Saúde de número 2662, de 22 de dezembro de 1995, como norma complementar para os projetos elétricos eletrônicos em Estabelecimentos Assistenciais de Saúde Pública.

2.4.1 Modos de operação da unidade eletrocirúrgica

Uma unidade eletrocirúrgica apresenta dois modos de operação: corte e coagulação.

Modo Corte: A função corte necessita da geração de faíscas de curta duração entre o eletrodo e o tecido operado. Nesta situação, as células submetidas ao eletrodo ativo sofrem um rápido aumento de temperatura, aquecendo os líquidos celulares o que causa implosão ou vaporização da célula. O eletrodo ativo é manuseado ligeiramente acima do local no qual se deseja a incisão e dessa forma tem-se arcos curtos e intensos (CASTRO,1997).

Modo Coagulação: O efeito de coagulação se explica pela ebulição da água tecidual com explosão celular e carbonização do material celular. A água evapora, secando o tecido e provocando a coagulação quase instantânea do tecido e assim reduzindo a chance de hemorragia do paciente (CASTRO,1997).

Modo Blend: É uma combinação de efeitos de corte com coagulação (CASTRO,1997).

Não foi encontrada nenhuma normatização vigente para a calibração de unidades eletrocirúrgicas, dedicadas à avaliação dos erros de indicação e da repetibilidade. Assim, os valores de potência de corte e potência de coagulação são definidos conforme as principais potências utilizadas na maioria das cirurgias, assim como os valores sugeridos nos manuais dos fabricantes, Tab. 2.1.

Tabela 2.1 - Valores de potência sugeridos para procedimentos específicos.

Potência	Procedimento cirúrgico
Baixa potência	Dermatologia
<30 W	Esterilização laparoscópica Neurocirurgia Cirurgia oral Cirurgia plástica Vasectomias
Potência média	Cirurgia geral
Corte: 30 – 100 W	Cirurgia de cabeça e pescoço
Coagulação: 30-70 W	Laparotomia Cirurgia ortopédica (extensa) Polipectomia Cirurgia torácica (rotina) Cirurgia vascular (extensa)
Alta potência	Cirurgia oncológica ablativa, mastectomias, etc. (corte de 180 a 300 W; coagulação de 70 a 120 W)
Corte: >100 W	Toracotomia (fulguração pesada, de 70 a 120 W)
Coagulação: >70 W	Ressecções transuretrais (corte de 100 a 170 W; coagulação de 70 a 120 W, dependendo da espessura da alça de ressecção e da técnica) Endometriose (corte 90 a 180 W; coagulação de 60 a 120 W)

2.4.2 Modos de funcionamento da unidade eletrocirúrgica

A unidade eletrocirúrgica pode funcionar de dois modos: unipolar (ou monopolar) e bipolar, conforme se vê na Fig. 2.5.

Modo Unipolar: neste modo é utilizado um eletrodo ativo de forma pontiaguda para aplicar a energia no ponto de incisão e um eletrodo de dispersão em forma de placa com grande área, para saída da corrente (GRANDE, 2014).

Modo Bipolar: o eletrodo ativo contém também um eletrodo de retorno da corrente e a descarga elétrica se dá entre os eletrodos separados de 1 mm a 3 mm, sem atravessar o paciente, sendo esta indicada para neurocirurgia (GRANDE, 2014).

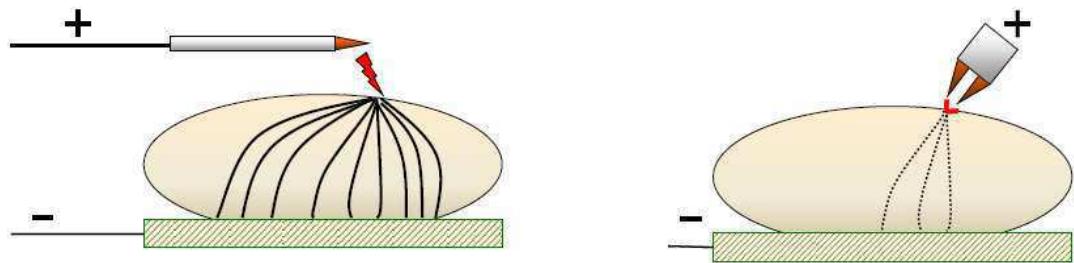


Figura 2.5 - Unidade eletrocirúrgica unipolar a esquerda e bipolar a direita (SCHNEIDER, 2005).

2.4.3 Tipos de unidade eletrocirúrgica

As unidades eletrocirúrgicas existentes no mercado podem ser divididos em: com gás argônio, unidade eletrocirúrgica com e sem a monitorização do eletrodo de retorno e unidade eletrocirúrgica ultrassônica (BRITO, 2006).

Unidade eletrocirúrgica de Argônio: utiliza o feixe de gás de argônio que conduz a corrente elétrica. Dessa forma, o equipamento transfere a energia elétrica aos tecidos através de um canal de gás ionizado, sendo de fácil manuseio e utilizado em cirurgias de órgãos de alta vascularização, Fig. 2.6 (POSSARI, 2006).



Figura 2.6 - Unidade eletrocirúrgica para cirurgias endoscópicas e colonoscópicas – SS 200E com módulo Argon 2 (WEM, 2016).

Unidade eletrocirúrgica com e sem o sistema de monitorização do eletrodo de retorno: este tipo de sistema possui uma função importante, uma vez que, caso o eletrodo passivo seja desconectado ao utilizar o equipamento, o gerador deixa de enviar corrente e

assim evita queimaduras no paciente. Somente a placa descartável é aconselhável para o uso desta unidade (BRITO, 2006).

Unidade eletrocirúrgica ultrassônica: esta unidade utiliza da energia ultrassônica para seu funcionamento seja para modo corte ou coagulação. É formado por um gerador ultrassônico, elemento de mão, pedal e instrumental para operações abertas e invasivas. A medida de gradientes térmicos, permitiu estabelecer que a unidade eletrocirúrgica ultrassônica apresentasse menor dispersão térmica, e assim menor risco de queimadura de nervos e órgãos adjacentes quando comparado a unidade eletrocirúrgica (POSSARI, 2006).

2.4.4 Acessórios da unidade eletrocirúrgica

As unidades de eletrocirurgia são compostas por vários acessórios, sendo que alguns deles são obrigatórios e vendidos em conjunto com o equipamento tais como o eletrodo ativo, eletrodo passivo e pedais. Outros acessórios são utilizados para procedimentos mais específicos, como por exemplo diferentes eletrodos e pinças.

Eletrodo ativo: é o eletrodo que irá realizar o corte ou a coagulação. Possui o formato de uma caneta porta-eletrodos revestida de poliestileno de alta densidade e com eletrodos de aço inoxidável (Fig. 2.7). As canetas podem apresentar comando digital o que possibilita a ativação dos modos corte ou coagulação na própria caneta, não necessitando dos pedais. O eletrodo ativo poderá ser diferente, visto que a sua forma e o seu tamanho irão influenciar os resultados. Para procedimentos mais precisos, utiliza-se eletrodos menores para provocar menos danos ao tecido, pois requerem menos potência (BRITO, 2007; CASTRO, 1997; CABRAL, 2008).



Figura 2.7 - Caneta unipolar, comando por pedal (WEM, 2016).

Eletrodo passivo: denominado de eletrodo de retorno, neutro, dispersivo, placa neutra ou do paciente (Fig. 2.8). Possui a finalidade de dispersar a corrente de alta frequência vinda do eletrodo ativo. O formato deste eletrodo geralmente é retangular, podendo ter formatos

circulares, com áreas que variam em torno de 200 cm². Para o paciente adulto, a placa tem o tamanho de até 400 cm² e a placa infantil com aproximadamente 100 cm². O material utilizado para os eletrodos passivos é o aço inoxidável, mas atualmente, muitas instituições de saúde utilizam placas descartáveis, com a vantagem de garantir um melhor desempenho visto que não serão reaproveitadas (BRITO, 2007; CASTRO, 1997; CABRAL, 2008).



Figura 2.8 - Placa-paciente (placa de retorno), inox reusável (WEM, 2016).

Eletrodo Bipolar: esse eletrodo é utilizado com o modo de funcionamento bipolar e são destinados à coagulação. O formato deste eletrodo geralmente é de um fórceps ou pinça, conforme Fig. 2.9, variando em forma e tamanho conforme o procedimento cirúrgico a ser realizado. A sua utilização é recomendada devido à segurança oferecida pela sua isolação e vantagens de se coagular com o modo bipolar (BRITO, 2007; CASTRO, 1997; CABRAL, 2008).



Figura 2.9 - Pinça Bipolar autoclavável (WEM, 2016).

Pedais: são utilizados para ativar o modo corte e modo de coagulação (Fig. 2.10). O pedal torna-se essencial quando não se tem para uso um eletrodo ativo (caneta) o comando digital para a ativação dos modos de operação (BRITO, 2007; CASTRO, 1997; CABRAL, 2008).



Figura 2.10 - Pedal Duplo, Monopolar (WEM, 2016).

2.5 Metrologia na área da Saúde

A Metrologia engloba todos os aspectos teóricos e práticos relativos às medições, qualquer que seja a incerteza de medição e o campo de aplicação. Ela tem como foco garantir confiabilidade, credibilidade, universalidade e qualidade aos resultados de medições. Esta ciência, aliada à Normalização, se constitui um dos alicerces da Qualidade, fundamentais para o desenvolvimento econômico e para a melhoria das condições de vida da população. A Normalização, por sua vez, é compreendida como o processo para estabelecer a aplicação de regras definidas, proporcionando importantes benefícios e melhorando a adequação de produtos ou serviços às finalidades para as quais foram concebidos (INMETRO, 2012).

A relevância da Metrologia é cada vez mais notória e compreendida como um elemento estratégico para as empresas e países. Isto pode ser testemunhado pelos fortes investimentos em processos de medição por países desenvolvidos, representando um considerável percentual do Produto Interno Bruto (PIB) dos mesmos (FROTA, 2006).

No setor da Saúde, diversas decisões clínicas são tomadas e fundamentadas com base em resultados de medições para a prestação de cuidados de saúde, assumindo especial relevância, o rigor e a confiança dessas mesmas medições.

No âmbito das várias atribuições da ciência da medição, a Metrologia assume relevância a sua missão na definição das unidades de medida, bem como os padrões e instrumentos de medição.

A mensuração agrupa conhecimentos sobre as propriedades dos fenômenos e grandezas, e sua execução se fundamenta na presença do objeto de estudo, de um padrão e de um instrumento. Dessa forma, tem-se a referência de comparação das medidas sob

perscrutação, além de sua importante contribuição para a rastreabilidade metrológica (DIAS, 1998).

A Metrologia se fundamentou e evoluiu de forma vertiginosa tanto na área científica quanto na industrial; entretanto, mesmo com uma clara importância, sua aplicação é ainda precária na área da saúde. A realização de medições de diversos parâmetros fisiológicos é essencial para os diagnósticos, caracterização de riscos, tratamentos e registro da evolução clínica de pacientes. Desta forma, é evidente que as medições realizadas pelos sistemas dedicados a esta área devem garantir, em primeiro lugar, a obtenção de resultados rastreáveis ao Sistema Internacional de Unidades (SI); em segundo lugar e não menos importantes, a exatidão e precisão dos mesmos (FARIA, 2016).

Os equipamentos médico-hospitalares no Brasil devem possuir registro na ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária) para que possam ser comercializado e isto se dá mediante a sua classificação quanto ao potencial de risco à saúde de seus usuários, sendo estes, os pacientes e os profissionais da Saúde. Dessa maneira, estes possuem autorização, registro para ser comercializados e normatizações que façam compulsório o controle destes equipamentos afim de garantir a confiabilidade metrológica, como por exemplo, através de calibrações periódicas rastreadas durante o tempo de vida em uso.

A exigência de registro na ANVISA, implica em uma prévia certificação de conformidade às normas técnicas específicas, emitida por Organismos de Certificação de Produtos (OCP) acreditados pelo Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (INMETRO). Esta Certificação da Conformidade protege a integridade física dos usuários e também, na implementação de um ciclo virtuoso entre os sistemas regulador e produtivo. Os equipamentos e seus fabricantes devem se adaptar aos regulamentos técnicos, o que estimula melhorias qualitativas nos produtos e processos de fabricação (MONTEIRO; LESSA, 2005; GUTIERREZ; ALEXANDRE, 2004).

A OIML (*Organisation Internationale de Métrologie Légale*) elabora recomendações metrológicas sobre as quais, em geral, se baseiam os Regulamentos Técnicos Mercosul (RTM) elaborados pelo INMETRO. Estes regulamentos têm por finalidade colocar sob o controle do estado diferentes categorias de instrumentos de medição, fixando requisitos técnicos e metrológicos para utilização e verificação (MENEZES, 2003). As exigências dos Regulamentos Técnicos Mercosul conduzem ao controle metrológico dos instrumentos de uma forma mais ampla; tanto antes da entrada do produto médico no mercado, através da aprovação de modelo e verificação inicial, quanto durante o período da vida útil do mesmo pela verificação periódica e eventual. No Brasil, ainda há poucas regulamentações dedicadas aos equipamentos médico-hospitalares.

Dentre as diversas razões que justificam a necessidade de um afinco metrológico na área de Engenharia Biomédica, podem-se destacar a proteção e redução de riscos e de acidentes com pacientes, além da garantia de um correto diagnóstico e tratamento. Mas, além disto, pode-se ressaltar o respaldo aos Estabelecimentos Assistenciais de Saúde de ações jurídicas a partir de pacientes lesados durante o uso de equipamentos médico-hospitalares.

A infraestrutura metrológica ao serviço da saúde tem como principal missão assegurar o rigor e a credibilidade das medições, seja qual for a área de intervenção. Dessa forma, representa uma organização com informação e recursos passíveis para proporcionar uma efetiva rastreabilidade metrológica das medições (MONTEIRO; LESSA, 2005).

A garantia da confiabilidade dos equipamentos médico-hospitalares e de, produtos médicos de forma geral, seja por força da regulamentação específica ou devido à acreditação do estabelecimento sanitário pode resultar em prevenção a qualquer ocorrência de efeito adverso e assim reduzir de forma significativa os índices de custo e morbimortalidade na área da saúde (MONTEIRO; LESSA, 2005; GUTIERREZ; ALEXANDRE, 2004).

2.6 Incerteza de Medição – Método GUM

O guia de título “Expressão da Incerteza de Medição – Avaliação de dados de medição” publicado pelo INMETRO em 2012 é uma tradução do documento BIPM et al. (2008), o qual atualmente está em vigor. Este guia, conhecido como GUM, estabelece regras gerais para avaliar e expressar a incerteza de medição, as quais foram planejadas para serem aplicadas a um largo espectro de medições.

O termo incerteza significa dúvida, e no sentido mais amplo, “incerteza de medição” significa dúvida acerca da validade do resultado de uma medição, de modo que o resultado da medição é considerada a melhor estimativa do valor do mensurando. De acordo com INMETRO (2012) a incerteza é definida como um parâmetro não negativo que caracteriza a dispersão dos valores atribuídos a um mensurando, com base nas informações utilizadas.

A incerteza associada ao resultado de uma medição reflete a falta de conhecimento exato do valor do mensurando (BIPM et al., 2008).

A necessidade de indicar quantitativamente a qualidade do resultado da medição levou ao estabelecimento de critérios para determinar um valor que representa a incerteza de medição. Este parâmetro pode ser considerado como um indicador do desempenho dos instrumentos de medição e da confiabilidade do resultado da medição (BIPM et al., 2008). A avaliação e declaração da incerteza contribuem para a rastreabilidade dos resultados de medição e para a adequação destes às normas técnicas em vigor, como a ABNT NBR

ISO/IEC 17025 “Requisitos gerais para a competência de laboratórios de ensaio e calibração” (ABNT, 2005).

Para a avaliação da incerteza, o guia conceitua três tipos de incerteza: a padrão, a padrão combinada e a expandida. A incerteza padrão está relacionada a cada grandeza de influência e é obtida através da análise individual de cada variável considerada, através de uma avaliação do tipo A ou do tipo B. Dessa forma, conhecendo-se o efeito dessas variáveis, é possível correlacioná-las por meio da lei de propagação de incertezas obtendo-se assim, a incerteza-padrão combinada. Já a incerteza expandida é o resultado da multiplicação do valor da incerteza-padrão combinada por um fator de abrangência (k), definido de acordo com o nível de abrangência ou confiança desejado.

Se a incerteza não for declarada, os resultados das medições não podem ser comparados, entre si ou com valores de referência indicados em uma especificação ou norma técnica (BIPM et al., 2008). Ainda, a avaliação da incerteza permite identificar quais fatores de influência mais contribuem para a incerteza final do resultado de uma medição e, consequentemente seus efeitos podem ser reduzidos e a qualidade do resultado de medição, melhorada. Um procedimento prontamente implementado torna-se necessário, de fácil compreensão e de aceitação geral para caracterizar a qualidade do resultado de uma medição, isto é, para avaliar e expressar sua incerteza (BIPM et al., 2008). Assim o GUM de forma pioneira apresentou um método para avaliar a incerteza de medição que foi aceito a nível internacional.

O método GUM que pode ser dividido nas seguintes etapas:

- definição do mensurando ou variável de saída;
- identificação das variáveis que podem afetar o resultado da medição (variáveis de entrada ou grandezas de influência);
- expressão do mensurando (variável de saída) em função das variáveis de influência, através de um modelo matemático;
- avaliação da incerteza-padrão associada às variáveis de entrada;
- avaliação da incerteza-padrão combinada associada à variável de saída;
- avaliação da incerteza expandida associada à variável de saída;
- expressão do resultado de medição.

2.6.1. Definição do mensurando

Toda medição tem como objetivo a determinação do valor do mensurando. Desta forma, o mensurando deve ser definido de forma completa e clara, o que significa que para um nível de exatidão determinado, seu valor é único. Além da clara definição do mensurando, resulta necessário especificar o método de medição e o procedimento de medição a ser adotado.

2.6.2. Identificação das variáveis de entrada

Na etapa inicial do cálculo da incerteza devem ser identificadas todas as grandezas de influência (BIPM et al., 2008). O INMETRO (2012) define grandeza de influência como aquela grandeza que, em uma medição direta, não afeta a grandeza efetivamente medida, mas afeta a relação entre a indicação e o resultado de medição. Tais componentes podem estar relacionadas às condições ambientais, ao operador, aos equipamentos e padrões utilizados, ao método de medição, dentre outros fatores. Para identificação das mesmas deve-se realizar uma análise criteriosa.

2.6.3. Expressão do mensurando em função das variáveis de entrada

O método apresentado no GUM pode ser aplicado só para aqueles casos em que é possível formular um modelo matemático para descrever a variável de saída em função das variáveis de entrada, como mostrado na Eq. (2.1).

$$Y = f(x_1, x_2, \dots, x_N) \quad (2.1)$$

Onde Y representa a variável de saída e x_1, x_2, \dots, x_N são as variáveis de entrada.

O modelo matemático da medição pode ser simples, de média ou de grande complexidade. Em muitas aplicações ele existe *a priori*, em outras é necessário propô-lo.

2.6.4. Avaliação da incerteza-padrão associada às variáveis de entrada

As incertezas padrão relativas à cada variável de entrada são calculadas e como foi descrito anteriormente deve-se inicialmente classificar o tipo de avaliação que deve ser efetuado, tipo A ou tipo B.

A incerteza-padrão pode ser obtida por meio de uma avaliação do tipo A, a partir de uma função densidade de probabilidade derivada da observação de uma distribuição de frequência, isto é, baseada em uma série de observações da grandeza. Segundo o (INMETRO, 2008), uma avaliação Tipo A da incerteza-padrão é aquela obtida de uma análise estatística de uma série de observações de um mensurando, assumindo uma distribuição normal (Fig. 2.11), ou outra qualquer como *T-Student*.

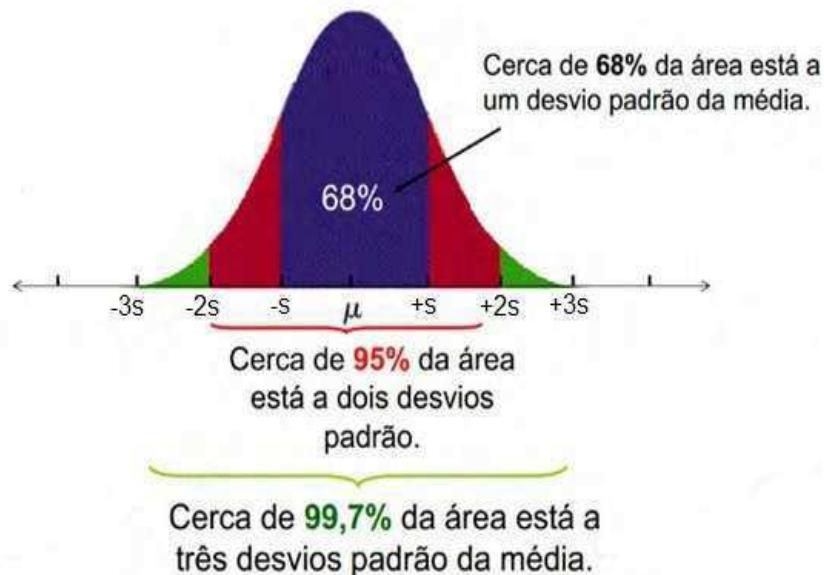


Figura 2.11 - Representação de uma distribuição normal (CAIRE, 2013).

Um componente de incerteza obtido por uma avaliação do Tipo A é caracterizado por um desvio-padrão que considera as flutuações aleatórias e as influências consideradas constantes dos resultados de um dado experimento. Como exemplo de variável cuja incerteza pode ser determinada por meio de uma avaliação do tipo A, está a variabilidade das leituras, cuja incerteza padrão é calculada por meio da Eq. (2.2).

$$u(x) = \sqrt{\frac{s^2}{n}} \quad (2.2)$$

Onde: s é o desvio-padrão experimental e n é o número de elementos da amostra.

Caso o número de leituras seja maior ou igual a 30 é adotada uma distribuição normal e caso seja menor adota-se uma distribuição *T-Student*, ambas para $n - 1$ graus de liberdade.

A incerteza-padrão do tipo B pode ser determinada por informações de manuais, especificações de fabricantes, certificados de calibração ou a partir de experiências anteriores. Dependendo da qualidade e quantidade de informação disponível, a incerteza de medição assume uma distribuição ou outra.

Para muitos casos, no certificado de calibração do instrumento de medição, é possível encontrar declarado que a incerteza citada define um intervalo tendo um nível da confiança de 90, 95 ou 99 %, de modo que caso não seja especificada uma distribuição, adota-se a normal. Assim, basta dividir a incerteza declarada pelo fator apropriado conforme Eq. (2.3).

$$u(x) = \frac{\text{Incerteza declarada}}{\text{Fator}} \quad (2.3)$$

Em outros casos, é possível estimar apenas os limites superior e inferior para a variável de entrada e estabelecer que a probabilidade de que o valor desta variável pertença ao intervalo $[-a, +a]$, é igual a um e a probabilidade para que o valor esteja fora desse intervalo é igual a zero. Para tais situações deve ser utilizada a distribuição retangular ou uniforme, cuja representação se encontra na Fig. 2.12.

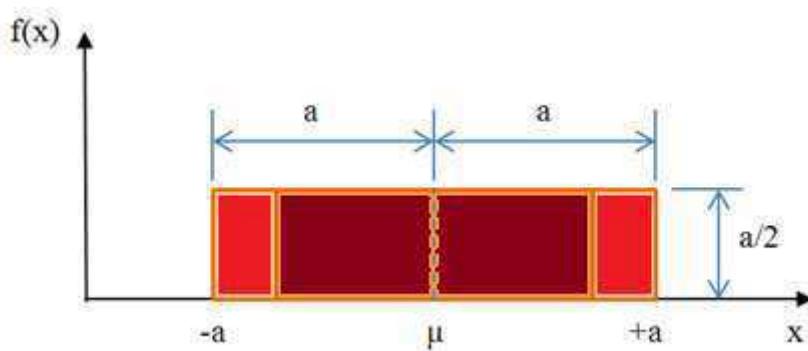


Figura 2.12 - Distribuição Retangular (BIPM et al., 2008).

Se não houver conhecimento específico de possíveis valores para a variável de entrada dentro do intervalo, pode-se assumir que é igualmente provável que o valor desta variável esteja em qualquer ponto do intervalo. Seu valor pode assumir ainda infinitas mensurações e consequentemente, o seu grau de liberdade é infinito. Caso a diferença entre os limites, $[+a, -a]$, é designada por $2a$, então a variância estimada é calculada a partir da Eq. (2.4).

$$u(x) = \frac{\text{valor da grandeza}}{\sqrt{3}} \Rightarrow u(\text{Resolução}) = \frac{\text{valor da resolução}}{\sqrt{3}} \quad (2.4)$$

O uso da distribuição retangular ou uniforme é recomendado quando se dispõe de pouca informação sobre uma determinada variável. No caso específico da resolução, destaca-se que se o instrumento for digital, o denominador da Eq. (2.4) deve ser multiplicado por dois.

Vale destacar que em casos menos comuns, é mais realista esperar que valores perto dos limites sejam menos prováveis do que os que estejam perto do ponto médio, de modo então que faz-se necessário o uso de uma distribuição trapezoidal simétrica, (Fig. 2.13).

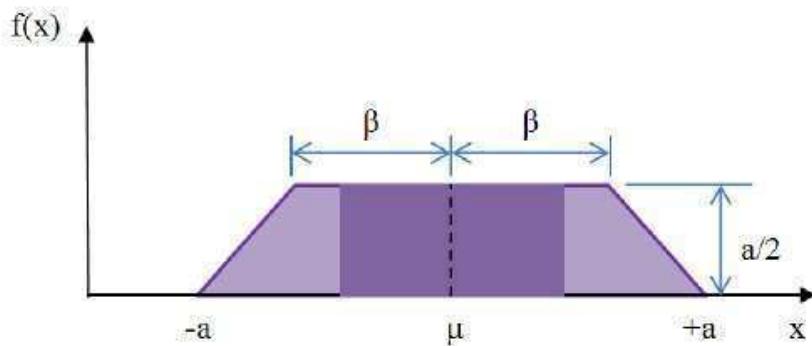


Figura 2.13 - Distribuição Trapezoidal (BIPM et al., 2008).

Quando se tem mais conhecimentos sobre a distribuição dos valores possíveis da grandeza, a distribuição de probabilidade assume a forma triangular, conforme Fig. 2.14, com infinitos graus de liberdade, a qual pode evoluir para uma normal. A Equação (2.5) indica o cálculo da incerteza padrão para o caso de distribuição triangular.

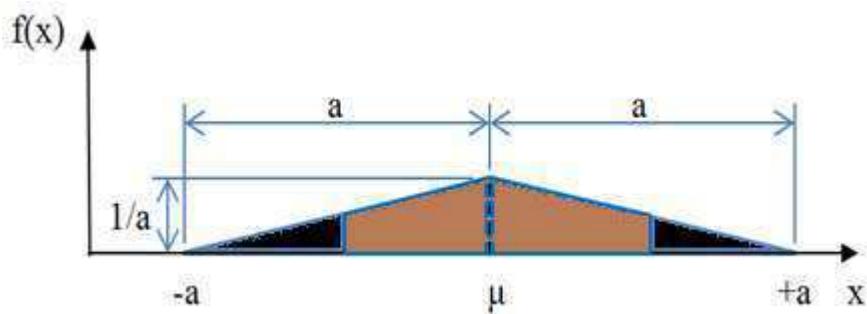


Figura 2.14 - Distribuição Triangular (BIPM et al., 2008).

$$u(x) = \frac{\text{valor da grandeza}}{\sqrt{6}} \quad (2.5)$$

Conhecendo todos os valores das incertezas padrão das variáveis de entrada, determina-se a incerteza-padrão combinada. Para isso, o BIPM et al. (2008) divide as grandezas de entrada em dois casos: quando as grandezas de entrada não são correlacionadas e quando elas são correlacionadas.

2.6.5. Avaliação da incerteza-padrão combinada associada à variável de saída

Quando as grandezas de entrada são independentes tem-se que a incerteza padrão combinada de uma estimativa Y é representada por $u_c(Y)$, de modo que o quadrado da

incerteza padrão combinada é dada pela Eq. (2.6) e expressa a lei de propagação de incerteza, aproximada pela série de Taylor de primeira ordem.

$$u_c^2(Y) = \sum_{i=1}^N \left[\frac{\partial f}{\partial x_i} \right]^2 u^2(x_i) \quad (2.6)$$

Onde f é a função que modela matematicamente o processo de medição segundo a Eq. (2.1) (variáveis de entrada).

Para as grandezas de entrada que são correlacionadas, a lei de propagação de incertezas pode ser aplicada no modelo matemático para determinar a incerteza-padrão combinada relacionada com o resultado de medição, de acordo com a Eq. (2.7).

$$u_c^2(y) = \sum_{i=1}^N \left[\frac{\partial f}{\partial x_i} \right]^2 u^2(x_i) + 2 \sum_{i=1}^{N-1} \sum_{j=i+1}^N \frac{\partial f}{\partial x_i} \frac{\partial f}{\partial x_j} u(x_i, x_j) \quad (2.7)$$

Onde x_i e x_j são as estimativas de X_i e X_j .

O grau de correlação entre x_i e x_j é caracterizado pelo coeficiente de correlação estimado pela Eq. (2.8), que é nulo quando as variáveis são independentes.

$$r(x_i, x_j) = \frac{u(x_i, x_j)}{u(x_i)u(x_j)} \quad (2.8)$$

As derivadas parciais $\partial f / \partial x_i$ são denominadas coeficientes de sensibilidade (c_i), e descrevem como a estimativa de saída y varia com alterações nos valores das variáveis de entrada x_i .

2.6.6. Avaliação da incerteza expandida associada à variável de saída

A incerteza expandida associada à variável de saída, $U(y)$, é obtida, multiplicando-se a incerteza-padrão combinada $u_c(Y)$ por um fator de abrangência k , Eq. (2.9).

$$U(y) = k \cdot u_c(Y) \quad (2.9)$$

O fator de abrangência k presente nesta equação é escolhido em função do nível de confiança especificado para o intervalo. No caso particular da distribuição normal o fator de abrangência é igual a 2,00 para um intervalo com um nível de confiança de 95,45 % e 3,00 para 99,73 % de confiança.

Quando o número de leituras for reduzido, caracterizando uma amostra pequena, essa aproximação para o fator de abrangência não é conveniente. Neste caso, deve ser utilizado o teorema do valor central junto com a tabela T-Student para fornecer um valor para k baseado no grau de liberdade efetivo da incerteza-padrão combinada da medição.

O cálculo do grau de liberdade efetivo é baseado na equação de *Welch-Satterwaite*, conforme expresso na Eq. (2.10):

$$v_{\text{efetivo}} = \frac{u_c^4(y)}{\sum_{i=1}^N \frac{(u_i(x) \cdot c_i)^4}{v_i}} \quad (2.10)$$

Onde: N é o número de variáveis de entrada; v_i é o número de graus de liberdade de cada variável de entrada; $u_c(y)$ é a incerteza-padrão combinada da variável de saída; $u(y_i)$ é a incerteza-padrão de cada variável de entrada e c_i : coeficiente de sensibilidade do mensurando em relação a cada variável de entrada y_i .

Segundo a ISO/TAG 4/WG 3 (2008), o resultado de medição é usualmente expresso levando-se em conta a incerteza expandida, como mostra a Eq. (2.11).

$$Y = \bar{y} \pm U(Y) \quad (2.11)$$

Onde: \bar{y} é a estimativa de Y , mais especificamente, seu valor médio e $U(Y)$ a incerteza expandida associada a y .

Para que este resultado esteja em conformidade com a ABNT NBR ISO 17025 (ABNT, 2005) deve ser especificada a probabilidade de abrangência e o fator de abrangência.

2.7 Planejamento de Experimentos

As técnicas de planejamentos de experimentos são amplamente utilizadas em trabalhos acadêmicos, inclusive na área de simulação computacional em que, Law e Kelton (1991),

Gogg e Mott (1996) propõem métodos de um projeto de simulação e construção e análise de cenários a partir de planejamento de experimentos.

Para Montgomery (2009), estas técnicas e a análise de experimentos (*Design of Experiment* – DOE) são utilizadas para melhorar as características de qualidade dos produtos e processos de fabricação, redução do número de testes e otimização dos recursos materiais e pessoais. Dessa forma, o experimento é definido como um teste, ou um conjunto deles, no qual há mudanças em algumas características do processo para observar e identificar as mudanças em uma variável de resposta.

A utilização destas técnicas vem sendo aplicadas para obter o máximo de informações do sistema em estudo, a partir de um número mínimo de experimentos (NETO; BRUNS; SCARMINIO, 2007).

O planejamento de experimentos é uma abordagem utilizada para se montar e organizar um experimento. Dessa maneira, define-se quais são os fatores e os níveis de regulagens a fim de avaliar como esses fatores influenciam nas respostas do processo (MONTGOMERY, 2001; COOK, 2007). Esta ferramenta apresenta três princípios básicos sendo: replicação, aleatoriedade e blocagem.

O primeiro trata de repetições do experimento realizadas sob as mesmas condições experimentais para a obtenção do erro experimental. Os métodos estatísticos requerem que as observações, ou os erros, sejam variáveis aleatórias distribuídas independentemente. Assim, os experimentos, com suas réplicas, devem ser realizados de forma aleatória, de modo a garantir a distribuição equânime de todos os fatores não considerados. Por último, a blocagem ou formação de blocos é uma técnica extremamente importante, utilizada industrialmente que tem o objetivo de aumentar a precisão de um experimento. Em alguns processos, pode-se controlar e avaliar, sistematicamente, a variabilidade resultante da presença de fatores conhecidos que perturbam o sistema, mas que não se tem interesse em estudá-los (NETO *et al*, 2001).

De acordo com Montgomery (1999), o método de planejamento de experimentos é útil para atividades de projeto de engenharia, no qual novos produtos são desenvolvidos e para que aqueles existentes sejam melhorados.

Segundo Button (2005), o planejamento fatorial é indicado para a fase inicial do procedimento experimental quando há necessidade de se definir os fatores mais importantes e estudar os efeitos sobre a variável resposta. Montgomery (2010) afirma que o planejamento fatorial é largamente utilizado em experimentos envolvendo diversos fatores nos quais seja necessário estudar o efeito de todos eles sobre uma ou mais respostas.

Segundo Barros Neto, Scarminio e Bruns (2007), para executar um planejamento fatorial devem-se especificar os níveis em que cada fator deverá ser estudado e o mais importante

desses casos especiais é chamado de planejamento fatorial 2^k , que utiliza k fatores de dois níveis cada. Nesse tipo de experimento, uma réplica completa requer $2 \times 2 \times 2 \times \dots \times 2 = 2^k$ observações.

A organização das respostas e dos fatores de um experimento é conhecida por certos autores como matriz experimental. Na Tabela 2.2 está demonstrada essa matriz para um experimento 2^3 , sendo neste caso 3 fatores com 2 níveis. Os fatores são representados por A, B e C e os níveis por alto (+) e baixo (-). Tem-se na matriz todas as combinações entre os fatores e níveis.

Tabela 2.2. Matriz experimental de um delineamento fatorial 2^3 (MONTGOMERY, 2001).

Ensaios	A	B	C	Resposta
1	-	-	-	(1)
2	+	-	-	a
3	-	+	-	b
4	+	+	-	ab
5	-	-	+	c
6	+	-	+	ac
7	-	+	+	bc
8	+	+	+	abc

Ao se observar os valores dos efeitos principais pode não haver nenhum significado para o pesquisador, por desconhecimento do processo em experimentação ou pela falta de parâmetros para verificar se os valores apresentados são significativos ou não. É necessário agregar a informação de potenciais interações entre os fatores testados e uma medida de significância dessas influências. O uso de gráficos para visualizar os efeitos principais e as interações auxilia na interpretação e comunicação dos resultados (MONTGOMERY, 2001).

Para qualquer comparação de grupos por testes paramétricos, como o ANOVA, o ideal é conter variâncias homogêneas e grupos com distribuição normal. A ANOVA (Análise de Variância) procura verificar se existem diferenças entre as médias dos grupos e faz isso determinando a média geral, verificando quão diferente cada média individual é da média geral (DANCEY, REIDY, 2006). Os pressupostos básicos da análise de variância são: as amostras serem aleatórias e independentes, as populações terem distribuição normal e as variâncias populacionais serem iguais. Utiliza basicamente duas ferramentas, a saber: o teste de Hipótese e a distribuição de probabilidade Fisher-F com nível de significância determinado, geralmente igual a 5 %.

Este teste é bastante difundido e inúmeros softwares estatísticos e planilhas eletrônicas possuem o procedimento para ser aplicado automaticamente. Neste trabalho, foi utilizado o

software Statistic 7. Os resultados da análise de variância são apresentados através de um quadro, Tab. 2.3.

Tabela 2.3 - Quadro de ANOVA.

Fonte de variação (FV)	Soma de Quadrado (SQ)	Grau de Liberdade (GL)	Quadrado Médio (QM)	Razão entre QM (F)
Entre (Efeito)	SQ_{entre}	$(k-1)$	QM_{entre}	$F = QM_{entre} / QMR$
Dentro (Resíduo)	SQ_{dentro}	$k(r-1)$	QMR	
Total	SQT	$(N-1)$		

Onde: Efeito é uma condição imposta ou objeto que se deseja medir ou avaliar em um experimento e as outras variáveis estão definidas nas Eq. (2.12); Eq. (2.13) Eq.(2.14); Eq. (2.15) e Eq. (2.16).

$$SQT = \sum_{i=1}^I \sum_{j=1}^J y_{ij}^2 - C, \text{ onde } C = \frac{\left(\sum_{i=1}^I \sum_{j=1}^J y_{ij} \right)^2}{IJ}; \quad (2.12)$$

$$SQ_{entre} = \frac{\sum_{i=1}^I y_{ij}^2}{J} - C \quad (2.13)$$

$$SQ_{dentro} = SQT_{total} - SQ_{Trat} \quad (2.14)$$

$$QM_{entre} = \frac{SQT_{Trat}}{I-1} \quad (2.15)$$

$$QMR = \frac{SQ_{Res}}{I(j-1)} \quad (2.16)$$

Para a realização deste trabalho, utiliza-se de critérios metrológicos na área de Engenharia Clínica por meio de planejamento de experimentos e uma metodologia para avaliação da incerteza de medição da unidade eletrocirúrgica que poderá ser vista no próximo capítulo.

CAPÍTULO III

METODOLOGIA

Este capítulo apresenta a metodologia proposta para a avaliação do desempenho metrológico de unidades eletrocirúrgicas, quando submetidas a variações de temperatura ambiente.

Os experimentos foram divididos em quatro etapas: planejamento experimental, coleta dos valores de potência de corte e potência de coagulação em temperaturas variadas, avaliação da incerteza de medição e tratamento dos dados.

3.1 Planejamento Experimental

As etapas foram realizadas para 15 unidades eletrocirúrgicas pertencentes ao Hospital de Clínicas de Uberlândia da Universidade Federal de Uberlândia (HCU-UFG). Cabe ressaltar que este Hospital possui 43 unidades eletrocirúrgicas ativos, alocados em diversos setores e estes equipamentos são fabricados por três empresas em 10 modelos diferentes. Dentre as unidades eletrocirúrgicas dos setores propostos, dois do centro obstétrico não foram avaliados devido à não disponibilidade dos mesmos uma vez que estavam em processo de manutenção.

Para investigar o efeito do parâmetro temperatura ambiente nos valores de potência de corte e potência de coagulação indicados pelo unidade eletrocirúrgica foram considerados cinco níveis da variável temperatura (20 °C (-2), 22 °C (-1), 24 °C (0), 26 °C (+1) e 28 °C (+2)).

A temperatura ambiente T foi variada com o objetivo de avaliar o desempenho metrológico da unidade eletrocirúrgica quando o mesmo opera em situações adversas, em que o controle de temperatura do centro cirúrgico se mostre ineficiente. A escolha dos níveis para o fator T pode ser justificada porque, em 2005, a ABNT NBR 7256 (ABNT, 2005) estabeleceu requisitos mínimos para projeto e execução das instalações e para

condicionamento de ar em Estabelecimentos Assistenciais de Saúde. Os ambientes hospitalares como o centro cirúrgico e o centro obstétrico são orientados à manutenção da temperatura em sala de cirurgias entre 18 e 22 °C, e a umidade do ar entre 45 e 55 %. Caso o sistema de condicionamento do ar seja ineficiente, existe uma tendência de aumento da temperatura ambiente. O controle das condições termo-higrométricas é necessário para propiciar temperaturas específicas para operações de equipamentos especiais, como em salas de cirurgia utilizando a unidade eletrocirúrgica.

Desta forma, visando investigar o efeito do fator T nos valores de potência de corte e de coagulação fornecidos pela unidade eletrocirúrgica foi proposto um planejamento fatorial completo. A Tabela 3.1 representa a matriz do planejamento proposto. Não foi realizado testes com a temperatura de 18 °C porque esta temperatura não pode ser materializada no Laboratório de Metrologia Dimensional da Universidade Federal de Uberlândia.

De acordo com a Tabela 3.1 foram executados 5 experimentos para cada condição investigada, totalizando 150 testes para cada equipamento avaliado (5 temperaturas x 6 potências x 5 repetições). Considerando os 15 equipamentos avaliados, foi efetuado um total de 2250 testes.

Tabela 3.1 – Matriz de planejamento com um único fator.

TESTE	Temperatura (°C)
1	-2 (20)
2	-1 (22)
3	0 (24)
4	+1 (26)
5	+2 (28)

A unidade eletrocirúrgica entrega uma potência fundamental na prática clínica dos cirurgiões. Foram avaliados três pontos na faixa nominal para a potência de corte (P_{corte}) e a potência de coagulação (P_{coag}) deste equipamento. Para a potência de corte foram avaliados os pontos 50 W (-1), 150 W (0) e 300 W (+1), e para a potência de coagulação foram considerados os pontos 30 W (-1), 80 W (0) e 120 W (+1).

Desta forma, foram executados 15 experimentos para cada uma das potências investigadas (de corte e de coagulação), sendo que cada um deles foi efetuado cinco vezes, totalizando 150 testes para cada equipamento avaliado.

3.2 Coleta dos valores de potência de corte e potência de coagulação em diferentes valores de temperatura ambiente

As unidades eletrocirúrgicas avaliadas foram identificados utilizando números de 1 a 15. Estes equipamentos são fabricados por duas empresas diferentes em três modelos apresentados a seguir:

- Fabricante A (Unidades 1, 3, 4 e 5 – Modelo 1 e Unidade 15 – Modelo 2);
- Fabricante B (Unidades 2, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13 e 14 – Modelo 3).

Cabe ressaltar ainda que os unidades eletrocirúrgicas do fabricante A (modelos 1 e 2) são utilizados no centro obstétrico do Hospital de Clínicas de Uberlândia e as unidades eletrocirúrgicas do fabricante B (modelo 3) no centro cirúrgico. Assim, as unidades eletrocirúrgicas de ambos os fabricantes são utilizados em salas de cirurgias.

A vida útil das unidades eletrocirúrgicas juntamente com as ordens de serviço de manutenção corretiva são apresentadas na Tab. 3.2.

Tabela 3.2 – Vida útil das unidades eletrocirúrgicas avaliadas.

Unidade Eletrocirúrgica	Data de Aquisição	OS Manutenção Corretiva
1	05/11/2006	10
2	28/05/2012	4
3	05/11/2006	10
4	10/01/2007	24
5	08/02/2006	16
6	28/05/2012	6
7	28/05/2012	6
8	28/05/2012	6
9	28/05/2012	4
10	28/05/2012	8
11	28/05/2012	5
12	28/05/2012	7
13	28/05/2012	7
14	28/05/2012	7
15	15/05/2000	21

Todos os experimentos foram efetuados no Laboratório de Metrologia Dimensional da Universidade Federal de Uberlândia. O sistema de condicionamento do ar foi ligado cinco horas antes do início da coleta de dados na temperatura de interesse e as unidades eletrocirúrgicas e demais dispositivos e equipamentos foram expostos a esta temperatura para atingirem o equilíbrio térmico. A Figura 3.1 ilustra a montagem experimental utilizada para coleta de dados.

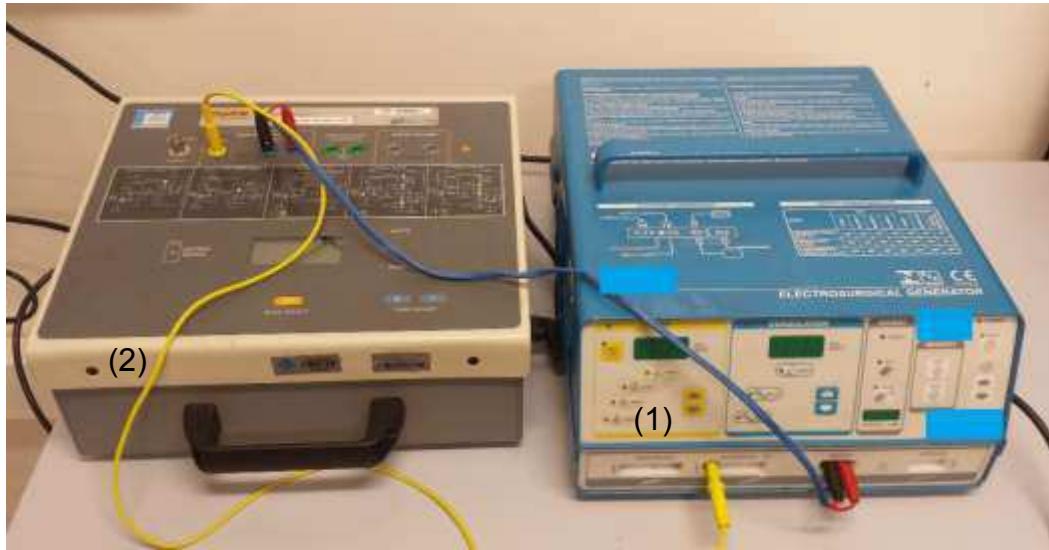


Figura 3.1 – Unidade eletrocirúrgica número 4 do Fabricante A (1) durante os experimentos, juntamente com o analisador de potência (2).

A unidade eletrocirúrgica objeto de avaliação foi conectada a um analisador de potência modelo Z, com resolução de 0,1 W e faixa nominal de 400 W como mostra a Fig. 3.1.

O analisador utilizado deve operar na faixa de temperatura entre 15 e 35 °C e na umidade máxima de 90 %. O analisador de potência tem como função medir os valores de potência de corte e de coagulação de interesse. O analisador possui certificado de calibração como número L2041/16, emitido pelo órgão calibrador LRM Metrologia em 12 de fevereiro de 2016 (ANEXO I). De acordo com o certificado de calibração do analisador, a incerteza expandida associada à calibração é de 0,003 W com k igual a 2,00 para valores de potência menores do que 170 W, enquanto que para valores maiores ou iguais a 170 W, a incerteza expandida é de 0,004 W, com k igual a 2,00.

Os valores de temperatura ambiente (20 °C, 22 °C, 24 °C, 26 °C, 28 °C; ± 1 °C) foram materializados por meio de um equipamento de condicionamento de ar do fabricante Springer modelo *Silentia* de 30 000 BTUs. Para monitoramento da temperatura, foi utilizado um termo-higrômetro digital com resolução de 0,1 °C e faixa nominal de -20 a 60 °C. O termo-higrômetro possui certificação de calibração N. R4996/13, emitido pelo Laboratório de Temperatura e Umidade da Elus Instrumentação (ANEXO II). Para toda a faixa nominal de temperatura, a incerteza expandida é declarada como sendo 0,3 °C para k igual a 2,00 e infinitos graus de liberdade. A incerteza expandida de calibração da umidade, em toda sua faixa nominal configura em 1,3 % do valor medido para um k igual a 2,00 e infinitos graus de liberdade.

As unidades eletrocirúrgicas utilizados para os experimentos possuem certificado de calibração emitido pelo Laboratório de Bioengenharia da UFU, com exceção das unidades de número 4 e 15, que não apresentam certificado.

Durante os ensaios, a potência de interesse foi selecionada na unidade eletrocirúrgica (aqui denominada de potência de entrada - PE), enquanto que a potência entregue pelo unidade eletrocirúrgica (potência de saída - PS) foi observada no analisador. As potências foram avaliadas no sentido crescente do mensurando. Cinco ciclos de medição foram efetuados.

3.3 Avaliação da incerteza de medição

De modo a garantir a confiabilidade do resultado e contribuir para a sua rastreabilidade, foi determinada a incerteza de medição das potências analisadas.

O modelo matemático proposto para a avaliação da incerteza de medição da potência de corte e potência de coagulação é representado pela Eq. (3.1).

$$PT = \bar{PT} + \Delta R + \Delta C \quad (3.1)$$

Em que, PT representa o mensurando (potência de corte ou coagulação); \bar{PT} é a média dos valores indicados pelo analisador de potência; ΔR é a correção devida à resolução do analisador de potência; ΔC é a correção associada à incerteza-padrão da calibração do analisador de potência.

A incerteza padrão associada à média das leituras foi calculada conforme a Eq. (3.2), considerando a distribuição *t-Student* com $n-1$ graus de liberdade e avaliação do Tipo A. Nesta equação, a variável s representa o desvio padrão experimental e n o número de ciclos de medição que foi efetuado.

$$u(\bar{PT}) = \sqrt{\frac{s^2}{n}} \quad (3.2)$$

A incerteza padrão associada à correção devida à resolução do analisador de potência, $u(\Delta R)$, foi estimada considerando uma distribuição retangular com infinitos graus de liberdade. Neste caso foi efetuada uma avaliação do Tipo B, Eq. (3.3). Na equação, R é a

resolução do analisador de potência. Vale ressaltar que o multiplicador dois no denominador da Eq. (3.3) é considerado, pois o sistema de medição é digital.

$$u(\Delta R) = \frac{R}{2 \cdot \sqrt{3}} \quad (3.3)$$

A incerteza padrão associada à calibração do analisador de potência, $u(\Delta IC)$, é calculada por meio de uma avaliação do Tipo B, Eq. (3.4). Neste caso, foi adotada uma distribuição normal conforme declara o certificado de calibração do analisador. Para as unidades eletrocirúrgicas que não apresentam certificado, foi aplicado método explicado em Vuolo (1999). Os valores da incerteza expandida $U(IC)$ e do fator de abrangência k também foram retirados do certificado de calibração.

$$u(\Delta IC) = \frac{U(IC)}{k} \quad (3.4)$$

A etapa seguinte consistiu na aplicação da Lei de Propagação de Incertezas no modelo matemático da medição, Eq. (3.1) para calcular a incerteza-padrão combinada associada aos mensurandos considerados $u_c(PT)$. Desta forma, é obtida a Eq. (3.5).

$$u_c^2(PT) = \left[\frac{\partial f}{\partial PT} \right]^2 \cdot u^2(PT) + \left[\frac{\partial f}{\partial \Delta R} \right]^2 \cdot u^2(\Delta R) + \left[\frac{\partial f}{\partial \Delta IC} \right]^2 \cdot u^2(\Delta IC) \quad (3.5)$$

Resolvendo as derivadas parciais, obtém-se a Eq. (3.6).

$$u_c(PT) = \sqrt{u(PT)^2 + u(\Delta R)^2 + u(\Delta IC)^2} \quad (3.6)$$

A seguir, determinou-se a incerteza expandida $U(PT)$, por meio da multiplicação da incerteza-padrão combinada pelo fator de abrangência k associado à medição, conforme a Eq. (3.7).

$$U(PT) = k \cdot u_c(PT) \quad (3.7)$$

Por fim, foi calculada a contribuição das variáveis de entrada consideradas nos valores de incerteza final de cada mensurando, Eq. (3.8). Em que C é a porcentagem de contribuição, VE é a variável de entrada e u_c a incerteza-padrão combinada.

$$C = \frac{(VE)^2 \cdot 100}{u_c^2} \quad (3.8)$$

3.4 Tratamento dos dados

O tratamento dos dados consistiu de: aplicação da técnica estatística Análise de Variância (ANOVA); aplicação do teste de *Tukey*; determinação do erro sistemático (tendência); e avaliação da repetibilidade. Como fechamento do capítulo é apresentada a determinação do erro máximo de todos as unidades eletrocirúrgicas avaliadas apenas para a temperatura de 20 °C.

3.4.1 Análise de variância

A análise dos resultados obtidos no experimento fatorial foi efetuada utilizando a técnica estatística ANOVA, por meio *software Statistica* 7.0, buscando identificar a influência do efeito da temperatura na produção de efeitos significativos no valores médios de potência de corte e de coagulação.

3.4.2 Teste de Tukey

Por meio do *software* estatístico R, foi realizado o Teste de *Tukey* para identificar a existência de diferenças significativas entre as médias dos pares de temperatura.

3.4.3 Determinação do erro (Diferença)

A diferença entre a média dos valores de potência de saída (PS) indicados pelo analisador e a média dos valores de potência de entrada (PE) indicados pelo unidade eletrocirúrgica foi determinada para cada medição, Eq. (3.9). A repetibilidade dos valores de diferença obtidos para os cinco ciclos foi avaliada para uma confiabilidade de 95 %.

$$E = PS - PE \quad (3.9)$$

3.4.4 Determinação do erro máximo

O erro máximo (Fig. 3.2) associado às medições foi estimado por meio da Eq. (3.10). Em que $E_{MÁX}$ representa o erro máximo, E é o erro de medição ou diferença e U a incerteza expandida associada à medição.

$$E_{MÁX} = E + U \quad (3.10)$$

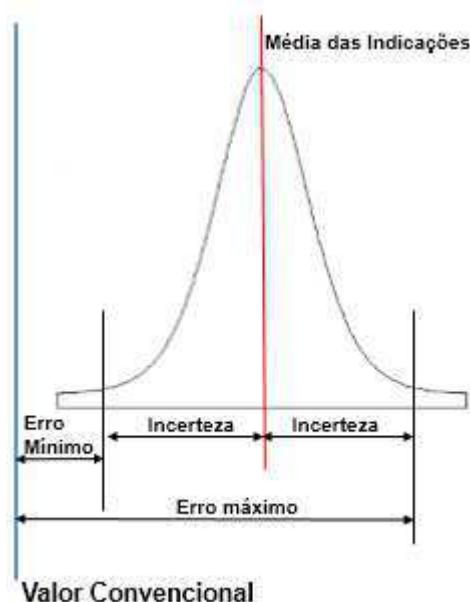


Figura 3.2 – Representação gráfica do erro e incerteza de medição.

3.5 Comparação dos resultados

A comparação dos resultados obtidos durante a avaliação do desempenho de todas as unidades eletrocirúrgicas foi efetuada para a temperatura de 20 °C. Esta temperatura representa o valor médio da temperatura em salas de cirurgia.

Ainda foi avaliado o impacto que a incerteza expandida tem nos valores de potência recomendados para realização de cirurgias. Para tanto, foram utilizados os valores de potência típicos sugeridos para procedimentos específicos como orientação geral.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo, são apresentados e discutidos os resultados relacionados aos ensaios com 15 unidades eletrocirúrgicas.

4.1 Resultados obtidos para a unidade eletrocirúrgica 1

Os valores médios das potências de corte e de coagulação entregues pela unidade eletrocirúrgica 1 são exibidos na Fig. 4.1. As barras em cor cinza são divididas em três grupos em função dos três pontos da faixa nominal analisados para cada potência. São mostrados ainda os valores de incerteza expandida (95 %) associados à medição como sendo a barra de erros. As Tabelas 4.1 e 4.2 apresentam os dados referentes ao cálculo da incerteza associada à medição da potência de corte em 300 W e da potência de coagulação em 120 W para a unidade eletrocirúrgica 1 em 20 °C.

Observou-se na Fig.4.1 que a incerteza expandida para a potência de corte aumentou na medida em que a potência passou de 50 W para 150 W e para 300 W para todas as temperaturas consideradas. Ainda se observou um incremento da incerteza com o aumento da temperatura. A variável que mais contribuiu para a incerteza final foi a média dos valores indicados pelo analisador de potência com uma contribuição de 99,9 % como mostra a Tab. 4.1.

Para a potência de coagulação (Fig.4.1) os valores de incerteza foram maiores para a potência 80 W, uma vez nesta potência foram observados os maiores valores de desvio padrão. Para esta potência, em particular não se observou o mesmo efeito causado pela temperatura na incerteza de medição. A variável que mais contribuiu para a incerteza final foi

a média dos valores indicados pelo analisador de potência com uma contribuição de 99 % como mostra a Tab. 4.2.

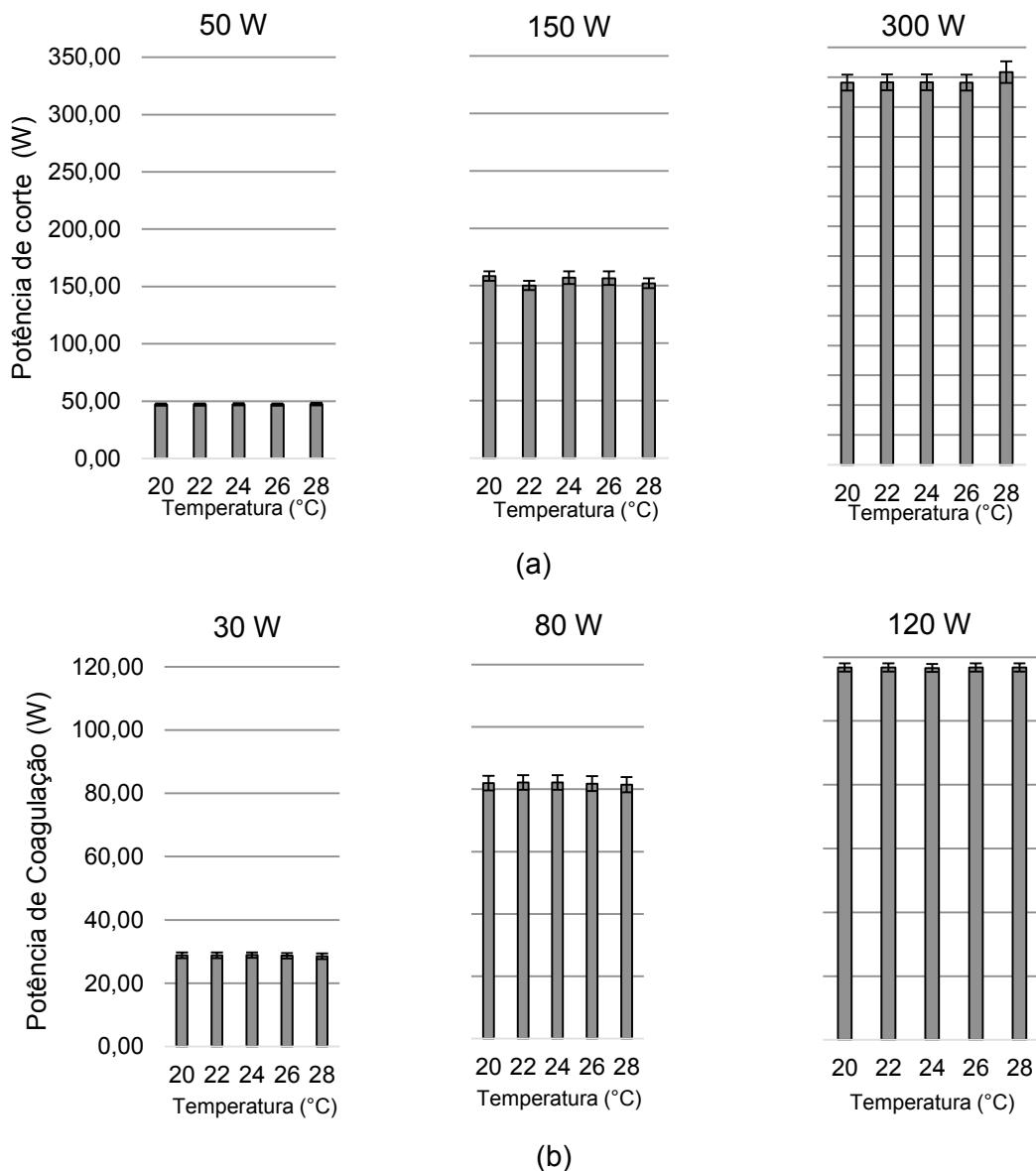


Figura 4.1 – Valores médios da potência de corte (Fig. 4.1a) e de coagulação (Fig. 4.1b), com barra de erros associada à incerteza expandida (95 %). (Unidade Eletrocirúrgica 1).

A Figura 4.2 mostra o erro associado às potências de corte e de coagulação para as diferentes temperaturas avaliadas. No caso da potência de corte, observa-se que para 50 W, os valores encontrados de erro foram todos negativos, indicando que a indicação da unidade eletrocirúrgica foi sempre menor que o valor selecionado. Já para as potências de 150 W e 300 W, nota-se o contrário, de modo que o erro foi positivo em todos os casos investigados. Este fato mostra uma tendência dos valores de erro serem maiores à medida que os valores

de potência de corte se aproximam do limite superior da faixa nominal. As barras de erro indicam uma maior repetibilidade das leituras para a menor potência analisada, ou seja, 50 W.

Tabela 4.1 – Dados da avaliação da incerteza de medição da potência de corte em 300 W para a unidade eletrocirúrgica 1 em 20 °C.

Grandeza	Estimativa	Distr. Padrão	Grau de Liberdade	Coef. Sensibilidade	u (W)	Contribuição
$u(\bar{PT})$	320,5 W	<i>t-Student</i>	4	1	0,861	99,0 %
$u(\Delta R)$	0,100 W	Retangular	∞	1	0,028	1,0 %
$u(\Delta IC)$	0,004 W	Normal	4	1	0,002	0 %
Incerteza combinada $u_c(PT)$ em W						0,86
Graus de liberdade Efetivo (v_{ef})						4,00
Fator de abrangência (k)						2,78
Incerteza expandida ($U(PT)$) em W						2,4

Tabela 4.2 – Dados da avaliação da incerteza de medição da potência de coagulação em 120 W para a unidade eletrocirúrgica 1 em 20 °C.

Grandeza	Estimativa	Distr. Padrão	Grau de Liberdade	Coef. Sensibilidade	u (W)	Contribuição
$u(\bar{PT})$	116,8 W	<i>t-Student</i>	4	1	0,350	99 %
$u(\Delta R)$	0,100 W	Retangular	∞	1	0,028	1,0 %
$u(\Delta IC)$	0,003 W	Normal	4	1	0,001	0 %
Incerteza combinada $u_c(PT)$ em W						0,31
Graus de liberdade efetivo (v_{ef})						4,07
Fator de abrangência (k)						2,78
Incerteza expandida ($U(PT)$) em W						0,9

Para a potência de coagulação, observou-se que para a potência de 30 W o erro foi negativo para todas as temperaturas. Para a potência de 80 W o erro assumiu valores positivos e para a potência 120 W o erro voltou para valores negativos, sendo que a repetibilidade nesse caso foi menor.

A Tabela 4.3 apresenta os resultados do teste ANOVA para as potências de corte e de coagulação. Tem-se que: *Intercepto* corresponde à estimativa do parâmetro analisado (variável dependente) quando as variáveis independentes são nulas, *Temp.* (variável independente) aos valores de temperatura utilizados e a última linha ao erro, representando a variação dentro das leituras. Pode-se concluir que para uma confiança de 95 %, os valores médios de potência de corte obtidos nas temperaturas consideradas foram diferentes. Para a potência de coagulação apenas na potência 120 W as médias foram diferentes.

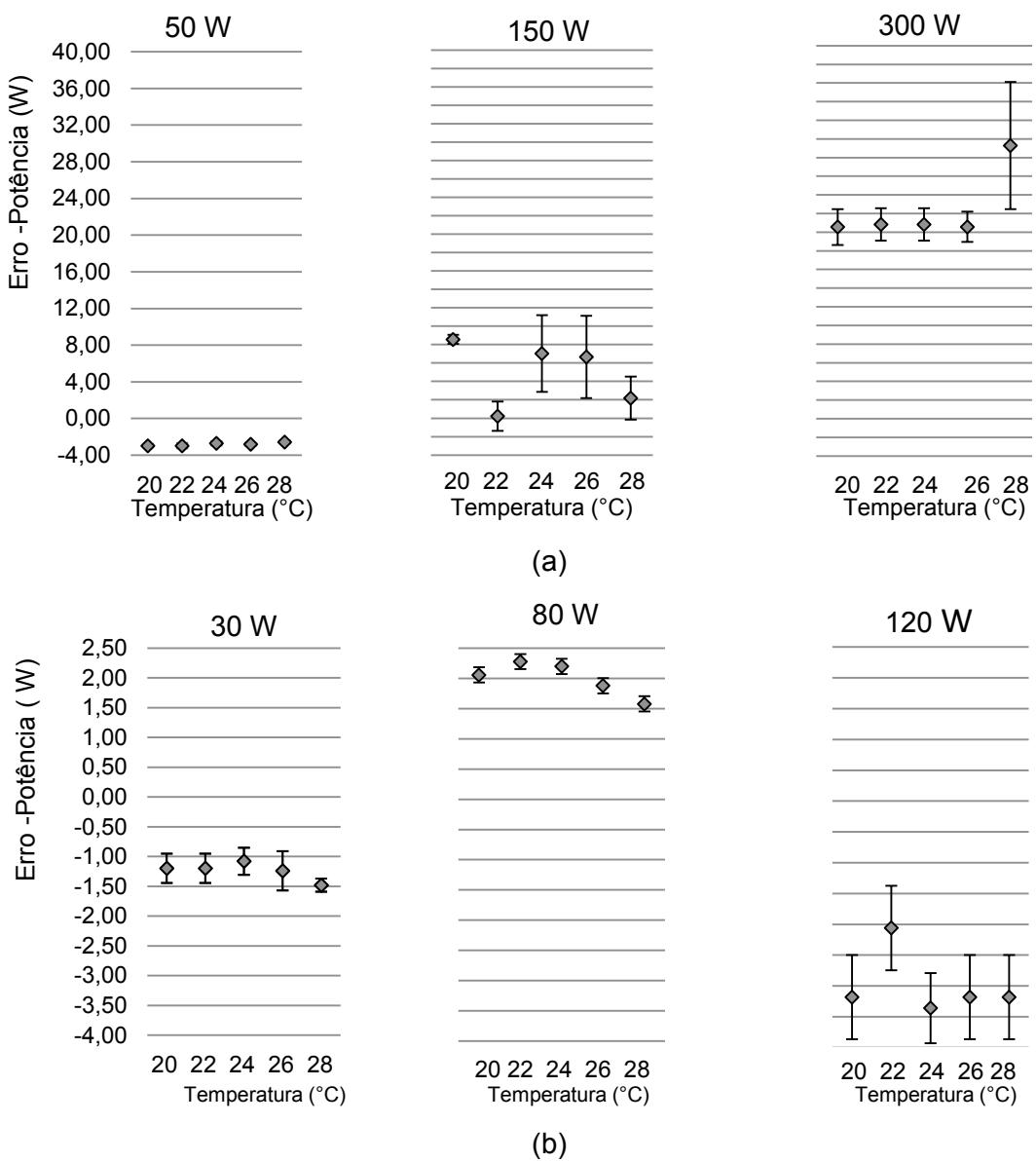


Figura 4.2 – Erro associado às potências de corte (Fig. 4.2a) e de coagulação (Fig. 4.2b). (Unidade Eletrocirúrgica 1).

As diferenças significativas resultantes do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas são apresentadas na Fig. 4.3 e os valores especificados para cada par de temperaturas no APÊNDICE I. Por sua vez, na Figura 4.4 são apresentados os resultados por meio do *boxplot*. A partir da Fig. 4.3 se conclui que em todas as potências analisadas houve pares de temperaturas com diferenças significativas. O par de temperaturas 20 °C e 28 °C apresentou diferenças significativas na maioria dos pontos avaliados, *p-value* menores que 0,05. Para as potências de coagulação, obtiveram-se valores de *p-value* maiores que 0,05. Porém, estes pontos não revelaram diferença significativa para nenhum par de temperaturas

mesmo apresentando limites inferiores negativos, todos os intervalos de significância cruzaram a linha zero.

Tabela 4.3 – ANOVA da potência de corte (Pcorte) e de coagulação (Pcoag) Unidade Eletrocirúrgica 1.

Potência	Fator	Soma quadrática	Graus de liberdade	Média quadrática	F-valor	p-valor
50 W	Intercepto	56121,61	1	56121,61	260304,3	0,000000
	Temp.	0,39	4	0,10	0,4	0,041660
	Erro	4,31	20	0,22		
150 W	Intercepto	577721,60	1	577721,60	547603,4	0,000000
	Temp.	13,20	4	3,30	3,1	0,001173
	Erro	21,10	20	1,10		
300 W	Intercepto	2606546	1	2606546	545028,8	0,000000
	Temp.	5	4	1	0,3	0,003300
	Erro	96	20	5		
30 W	Intercepto	21409,54	1	21409,54	438720,1	0,000000
	Temp.	0,12	4	0,03	0,6	0,651480
	Erro	0,98	20	0,05		
80 W	Intercepto	174156,0	1	174156,0	771284,2	0,000000
	Temp.	0,6	4	0,2	0,7	0,608569
	Erro	4,5	20	0,2		
120 W	Intercepto	354644,1	1	354644,1	1690391	0,000000
	Temp.	5,9	4	1,5	7	0,001059
	Erro	4,2	20	0,2		

Observa-se ainda na Fig. 4.3 que a diferença entre as médias, em relação ao par de temperaturas 20 °C e 28 °C, aumentou na medida em que os valores de potência se aproximam do limite superior da faixa nominal da unidade eletrocirúrgica. Ao comparar a potência de corte em 50 W com a potência em 300 W, observou-se uma diferença significativa de médias respectivamente de 0,40 W e 8,06 W para o mesmo par de temperaturas 20 °C e 28°C. Com o mesmo par de temperatura, para as potências de coagulação 30 W constatou-se uma diferença de médias de 4 ,10⁻¹ W e para a potência 120 W tem-se uma diferença de médias de 20,18 W.

Na Figura 4.4 é apresentado o *boxplot* no qual podem-se observar as diferenças significativas nas médias dos valores de potência para as diferentes temperaturas. Verificou-se a partir dos gráficos uma maior variação nos dados das médias dos valores de potência conforme aumentou a temperatura. Para temperaturas menores com exceção da potência de coagulação em 80 W, todas as dispersões dos dados exibiram uma distribuição assimétrica positiva ou negativa, porém mais próxima da mediana.

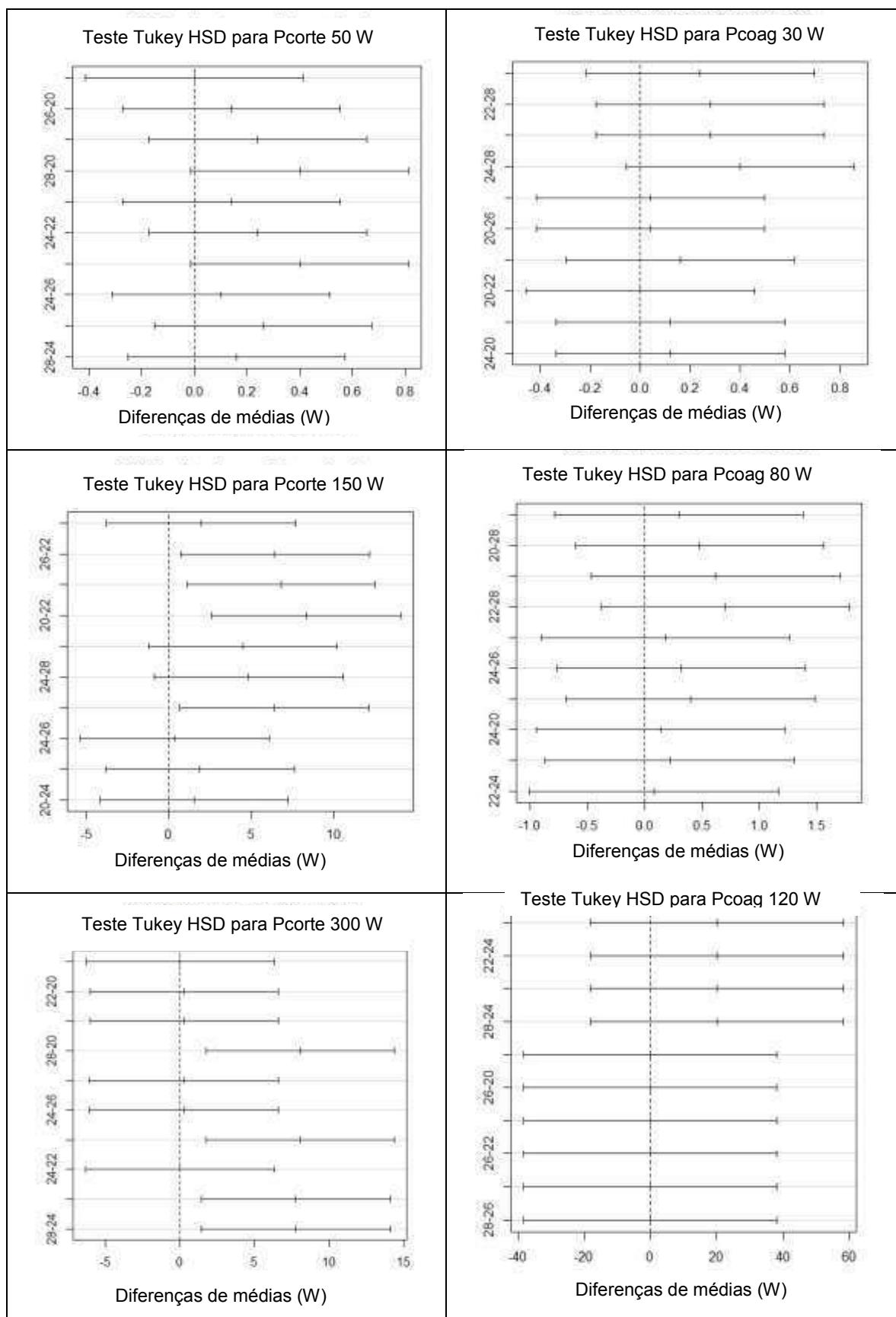


Figura 4.3 – Diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas (Unidade Eletrocirúrgica 1).

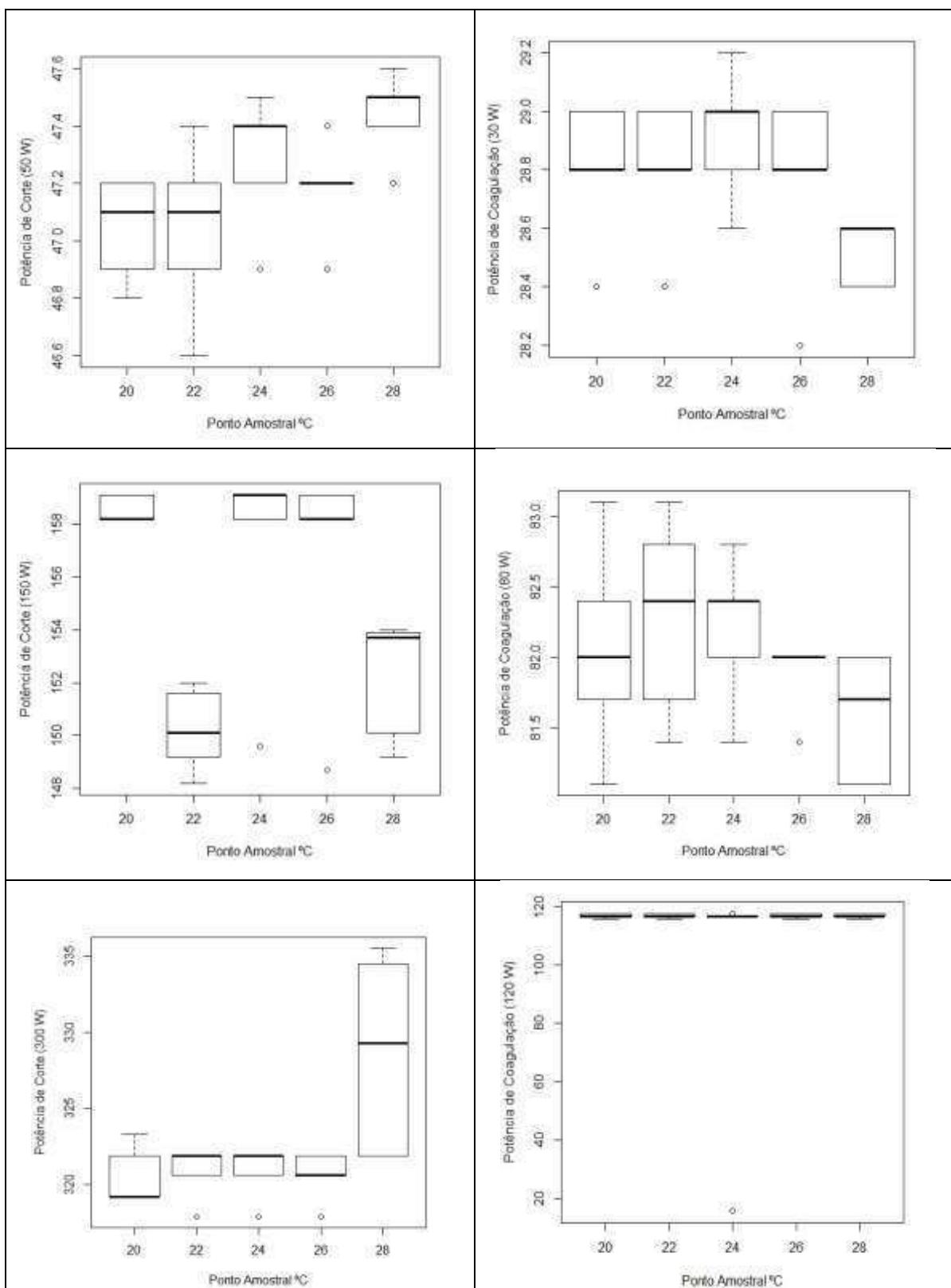


Figura 4.4 – Visualização Gráfica (Boxplot) das potências de corte e coagulação sob diferentes temperaturas (Unidade Eletrocirúrgica 1).

O tratamento apresentado para a unidade eletrocirúrgica 1 foi dado a todas unidades avaliadas. Como os resultados obtidos foram similares, não são aqui apresentados. Os mesmos são encontrados nos APÊNDICES II a XV.

4.2 Curvas de erros

As Figuras 4.5 e 4.6 mostram os valores de erro (diferença) associados às potências de corte e de coagulação para as diferentes temperaturas avaliadas para todas as unidades eletrocirúrgicas, respectivamente. Observa-se na Fig. 4.5 que a maioria das unidades eletrocirúrgicas avaliadas apresentou tendência similar para as cinco temperaturas avaliadas, exceto as unidades 5 e 15. De forma geral os erros foram positivos, o que indica a tendência das unidades eletrocirúrgicas entregarem uma potência de corte menor que a potência de interesse selecionada. Estes erros foram menores no ponto 50 W e tenderam a aumentar à medida que os valores de potência de corte se aproximaram do limite superior da faixa nominal, exibindo um comportamento aproximadamente linear.

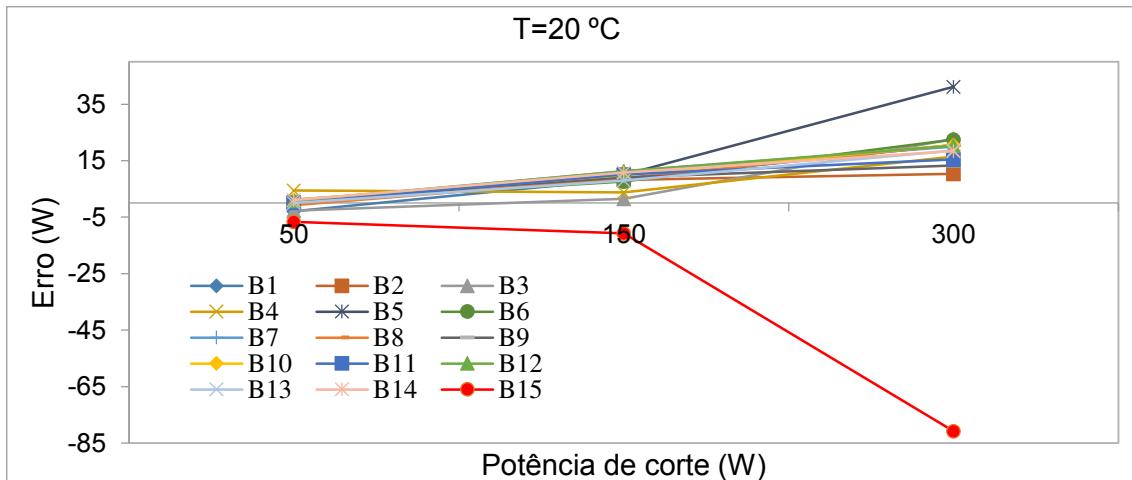


Figura 4.5a₁ – Curvas de erros de todas as unidades eletrocirúrgicas para a potência de corte nas diferentes temperaturas avaliadas.

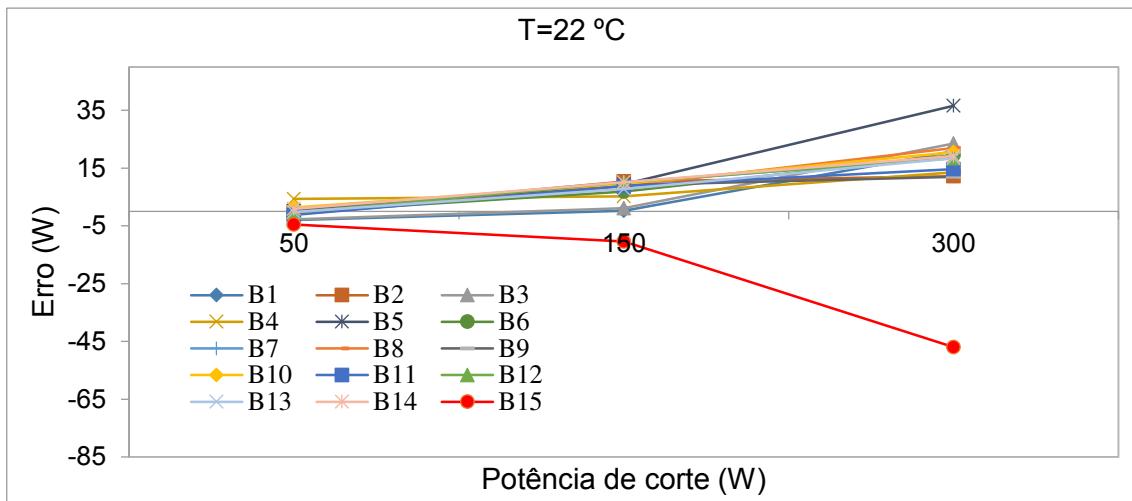


Figura 4.5a₂ – Curvas de erros de todas as unidades eletrocirúrgicas para a potência de corte nas diferentes temperaturas avaliadas.

Para a potência de corte de 50 W, Fig. 4.5, os erros variaram entre -6,7 W (Unidade 15) e 1,0 W (Unidade 4) para a temperatura de 20 °C. Esta dispersão aumentou de forma significativa com o incremento dos valores de potência de coagulação para todas as temperaturas investigadas. Observou-se, ainda, uma maior repetibilidade na potência de corte de 50 W para todas as temperaturas.

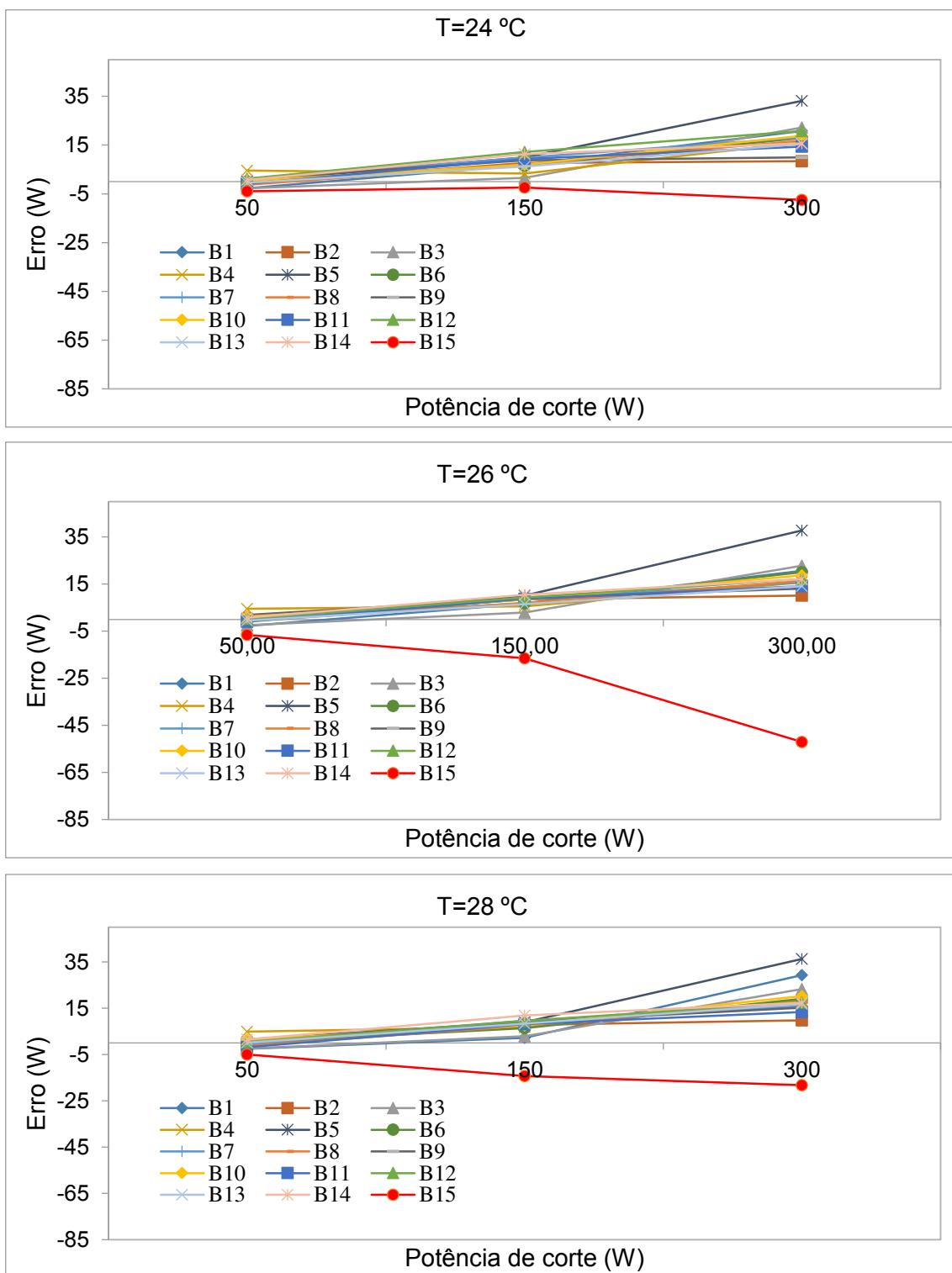


Figura 4.5b – Curvas de erros de todas as unidades eletrocirúrgicas para a potência de corte nas diferentes temperaturas avaliadas.

As unidades eletrocirúrgicas 5 e 15 apresentaram um comportamento diferenciado em relação aos demais equipamentos avaliados. Em particular, a unidade 15 exibiu o maior valor de erro em modulo (81 W) na potência de corte de 300 W e temperatura ambiente de 20 °C,

sendo o equipamento que apresentou a pior exatidão. Por sua vez, a unidade 5 apresentou um erro positivo de 41 W na potência de corte de 300 W e temperatura ambiente de 20 °C.

Na Fig. 4.6 se observa que o comportamento de todas as unidades é similar para as cinco temperaturas avaliadas. Os erros são positivos ou negativos indistintamente. Estes erros foram ligeiramente menores no ponto 30 W e tenderam a aumentar à medida que os valores de potência de corte se aproximaram do limite superior da faixa nominal, exibindo um comportamento aproximadamente linear.

Para a potência de coagulação de 30 W, Fig. 4.6, foram observados erros que variam entre -2,8 W (Unidade Eletrocirúrgica 2) até 3,0 W (Unidade Eletrocirúrgica 15) para a temperatura de 20 °C. Esta dispersão aumentou com o incremento dos valores de potência de coagulação para todas as temperaturas investigadas. A pior dispersão (12 W) foi observada na temperatura de 26 °C para a potência de coagulação de 120 W.

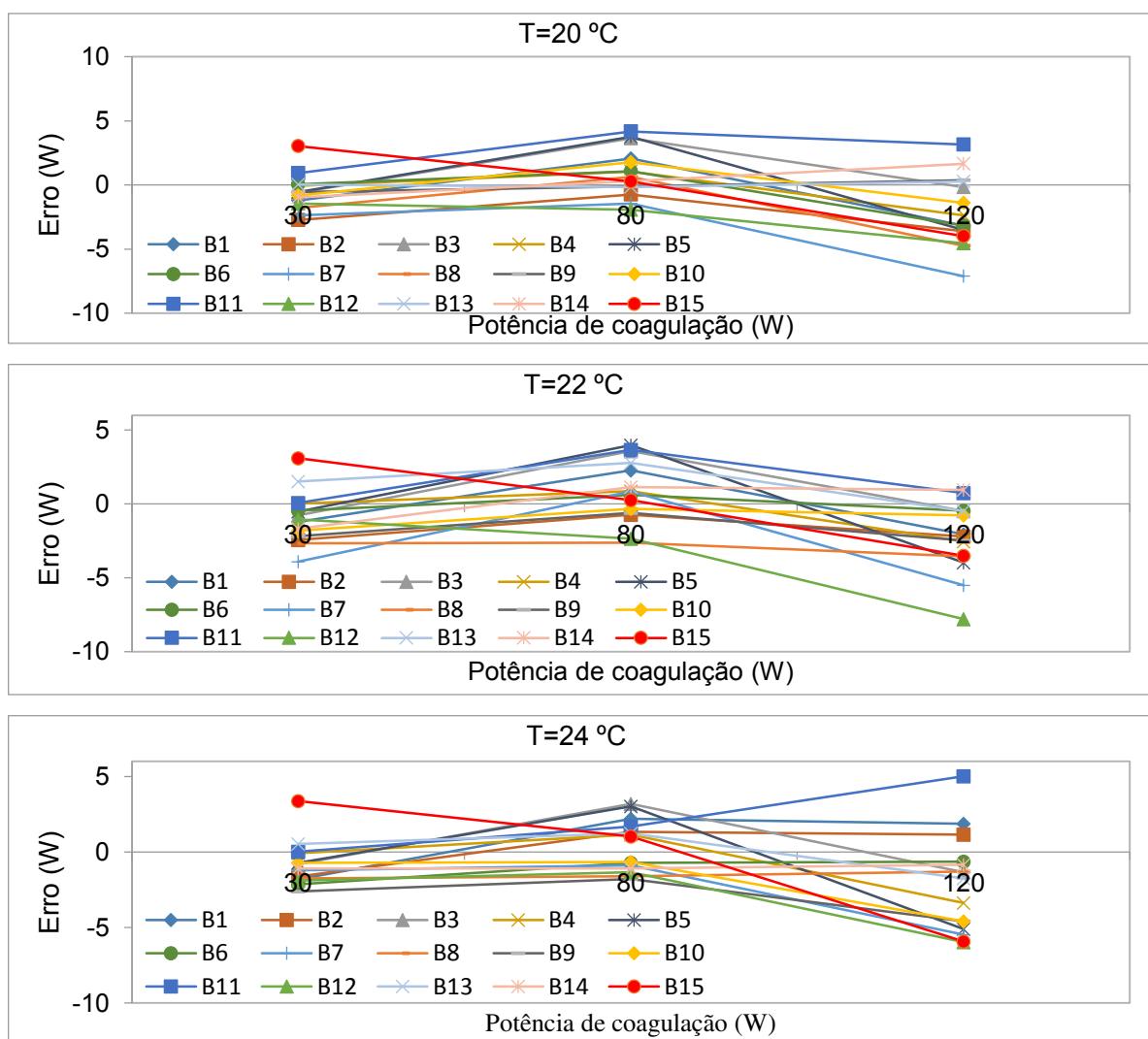


Figura 4.6a – Curvas de erros de todas as unidades eletrocirúrgicas para a potência de coagulação nas diferentes temperaturas avaliadas.

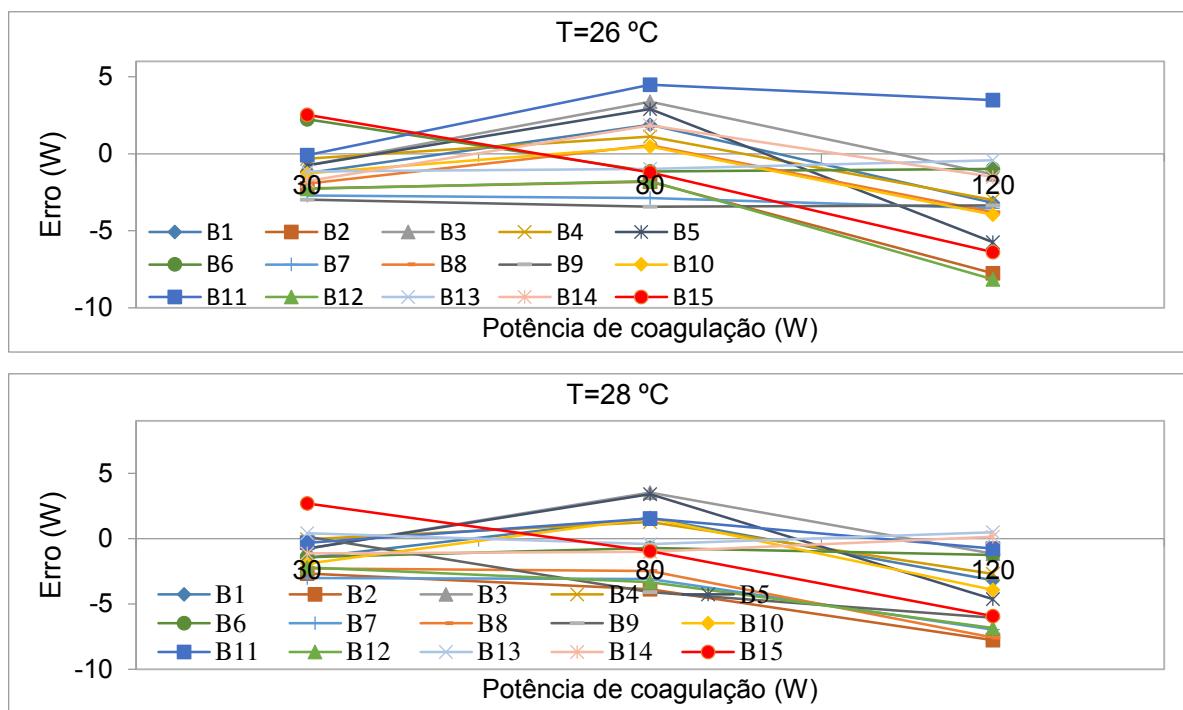


Figura 4.6b – Curvas de erros de todas as unidades eletrocirúrgicas para a potência de coagulação nas diferentes temperaturas avaliadas.

4.3 Incerteza de Medição

As Figuras 4.7 e 4.8 mostram os valores de incerteza expandida (95 %) para todas as condições avaliadas. Observa-se na Fig. 4.7 que de forma geral a incerteza expandida associada à potência de corte aumentou com o incremento dos valores de potência para todas as temperaturas consideradas. Para a temperatura de 20 °C foram observados os menores valores de incerteza, os quais tendem a aumentar com o incremento da temperatura para a maioria das condições investigadas. Este fato é indicativo de menor variabilidade dos valores de potência de corte para 20 °C e de uma melhor qualidade dos resultados da medição nesta condição. Em todos os casos, a variável que mais contribuiu para a incerteza final foi a variabilidade dos valores de potência de corte indicados pelo analisador de potência.

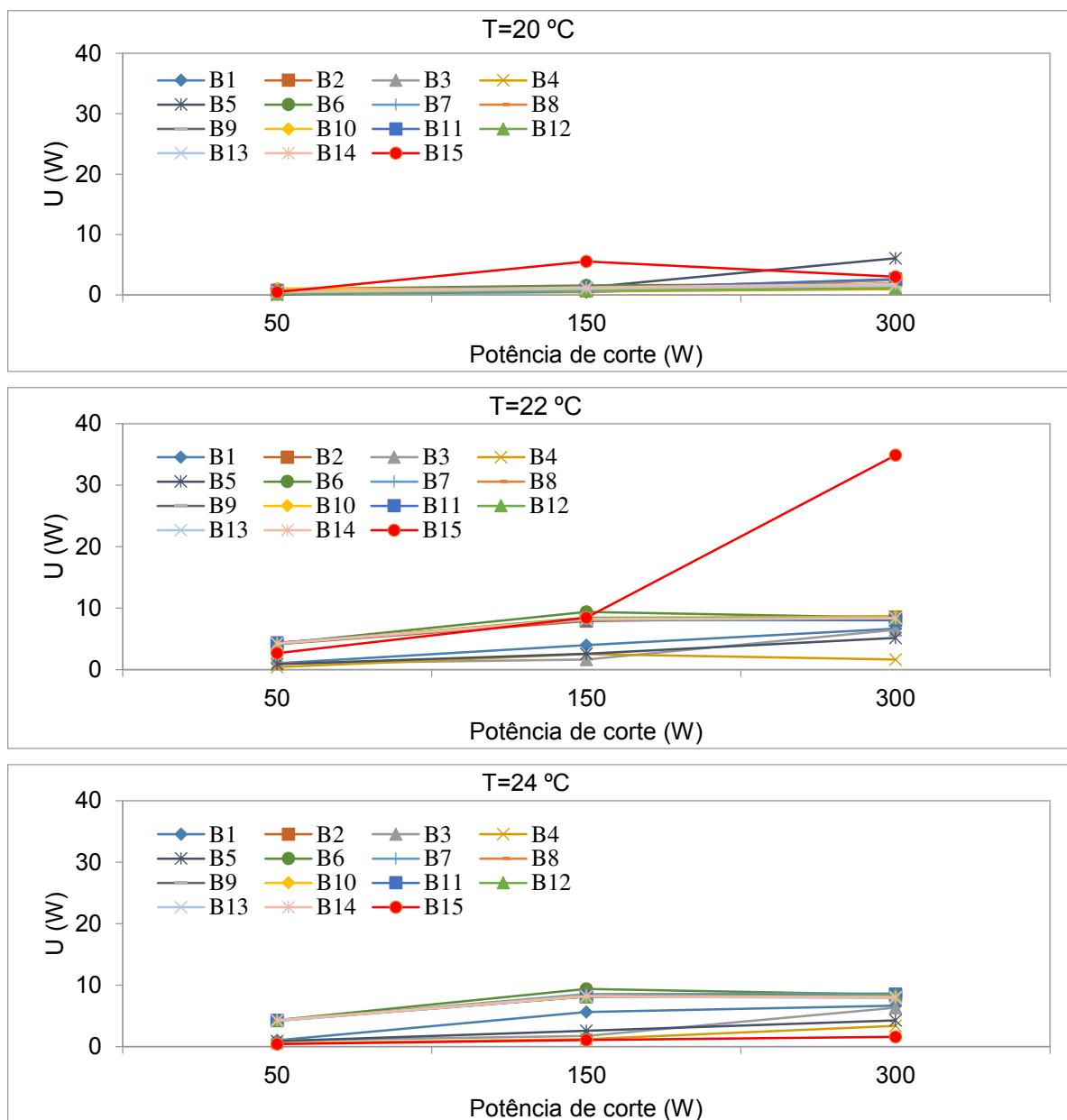


Figura 4.7a – Incerteza expandida (95 %) associada à potência de corte nas diferentes temperaturas avaliadas.

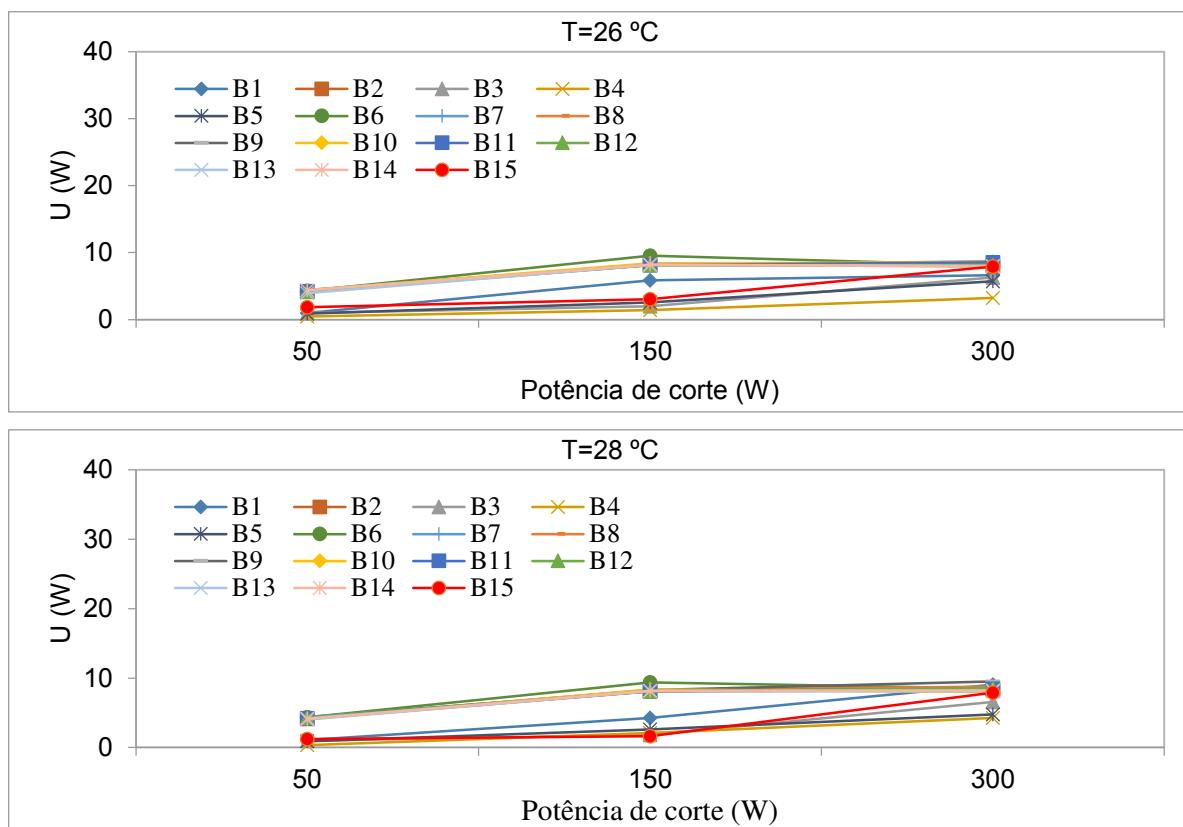


Figura 4.7b – Incerteza expandida (95 %) associada à potência de corte nas diferentes temperaturas avaliadas.

Para a potência de coagulação, Fig. 4.8, os valores de incerteza expandida apresentaram um comportamento similar para todas as unidades na temperatura de 20 °C. Entretanto, este comportamento varia com o aumento da temperatura, separando as unidades eletrocirúrgicas em dois grupos perfeitamente diferenciáveis. Em um primeiro grupo estão as unidades 1, 3, 4, 5 e 15 do Fabricante A que apresentaram valores de incerteza significativamente menores para as temperaturas 22 °C, 24 °C, 26 °C e 28 °C. A maior incerteza para estes equipamentos foi de 2,44 W para a potência de corte 80 W e 28 °C de temperatura. No segundo grupo se encontram todas as demais unidades eletrocirúrgicas do Fabricante B que apresentaram um incremento significativo dos valores de incerteza expandida à medida que os valores de potência de coagulação se aproximaram do limite superior da faixa nominal. Este fato é indicativo da perda de repetibilidade dos resultados. Observa-se ainda, um leve incremento dos valores de incerteza com o aumento da temperatura ambiente. A unidade eletrocirúrgica 6 apresentou os maiores valores de incerteza nas potências de coagulação de 80 W e 120 W, sendo estes de 5,17 W e 9,13 W, respectivamente.

A variabilidade dos valores de potência de coagulação indicados pelo analisador de potência foi o fator que mais contribuiu para a incerteza final em todos os casos.

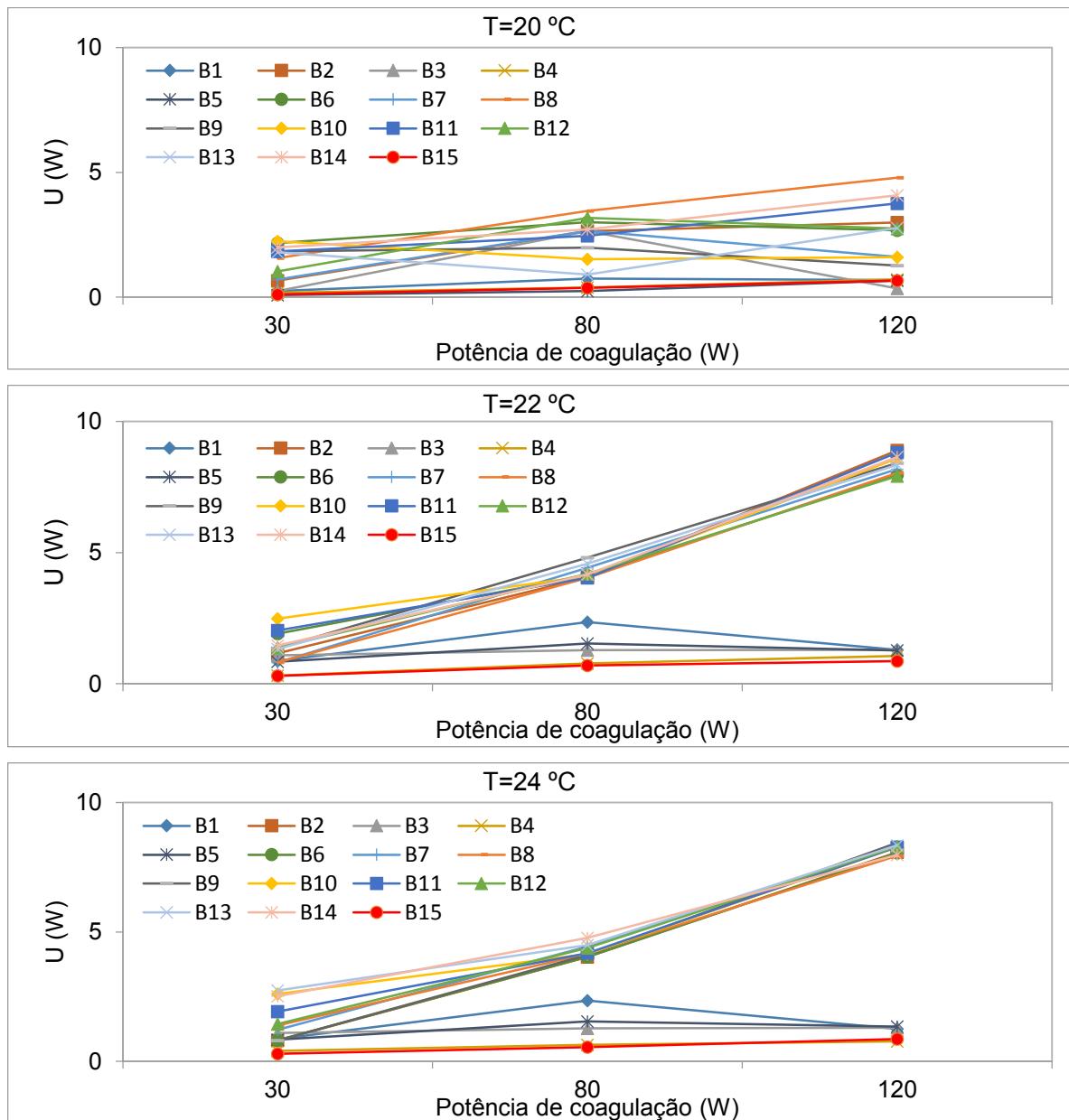


Figura 4.8a – Incerteza expandida (95 %) associada à potência de coagulação nas diferentes temperaturas avaliadas.

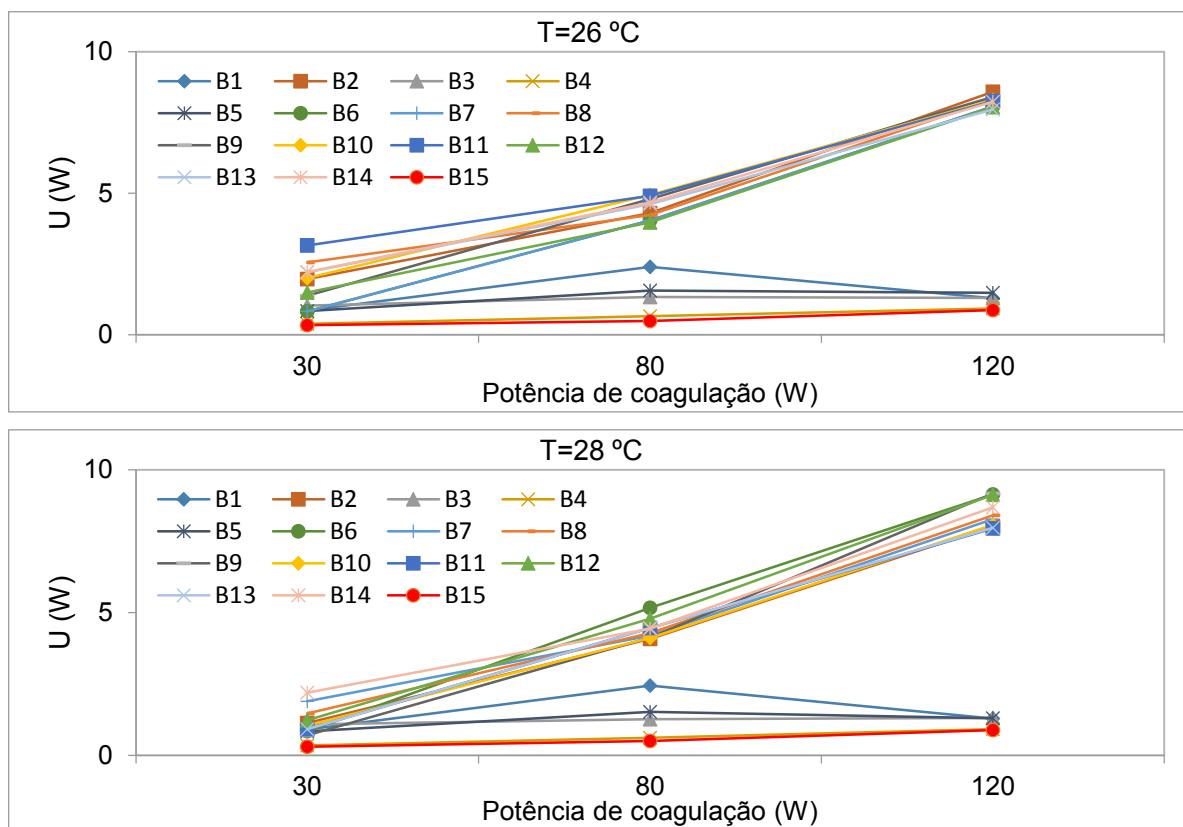


Figura 4.8b – Incerteza expandida (95 %) associada à potência de coagulação nas diferentes temperaturas avaliadas.

4.4 Comparação dos resultados obtidos para todas as unidades eletrocirúrgicas em 20 °C

A Figura 4.9 mostra os valores médios de potência de corte e a incerteza expandida (95 %) como sendo a barra de erros para as 15 unidades avaliadas. Observa-se na Fig. 4.9 que os valores médios de potência de corte apresentaram uma maior repetibilidade para 50 W e que esta diminui com o aumento dos valores de potência. A incerteza expandida associada foi significativamente menor para as unidades (1, 3, 4, 5 e 15) do fabricante A principalmente para 50 W. Isto é indicativo de uma maior qualidade do resultado de medição.

A Figura 4.10 mostra os valores médios de potência de coagulação e a incerteza expandida (95 %) como sendo a barra de erros para as 15 unidades avaliadas. A maior repetibilidade dos valores médios de potência de coagulação foi observada em 30 W. Observa-se um aumento significativo dos valores de incerteza na medida em que a potência de coagulação aumentou. Para todas as potências de coagulação investigadas as unidades (1, 3, 4, 5 e 15) do fabricantes A se mostraram superiores. A unidade eletrocirúrgica de número

15 do fabricante A modelo 2 forneceu para o analisador um valor médio de potência de corte de (219 W) sendo este valor significativamente menor que a potência de entrada (300 W).

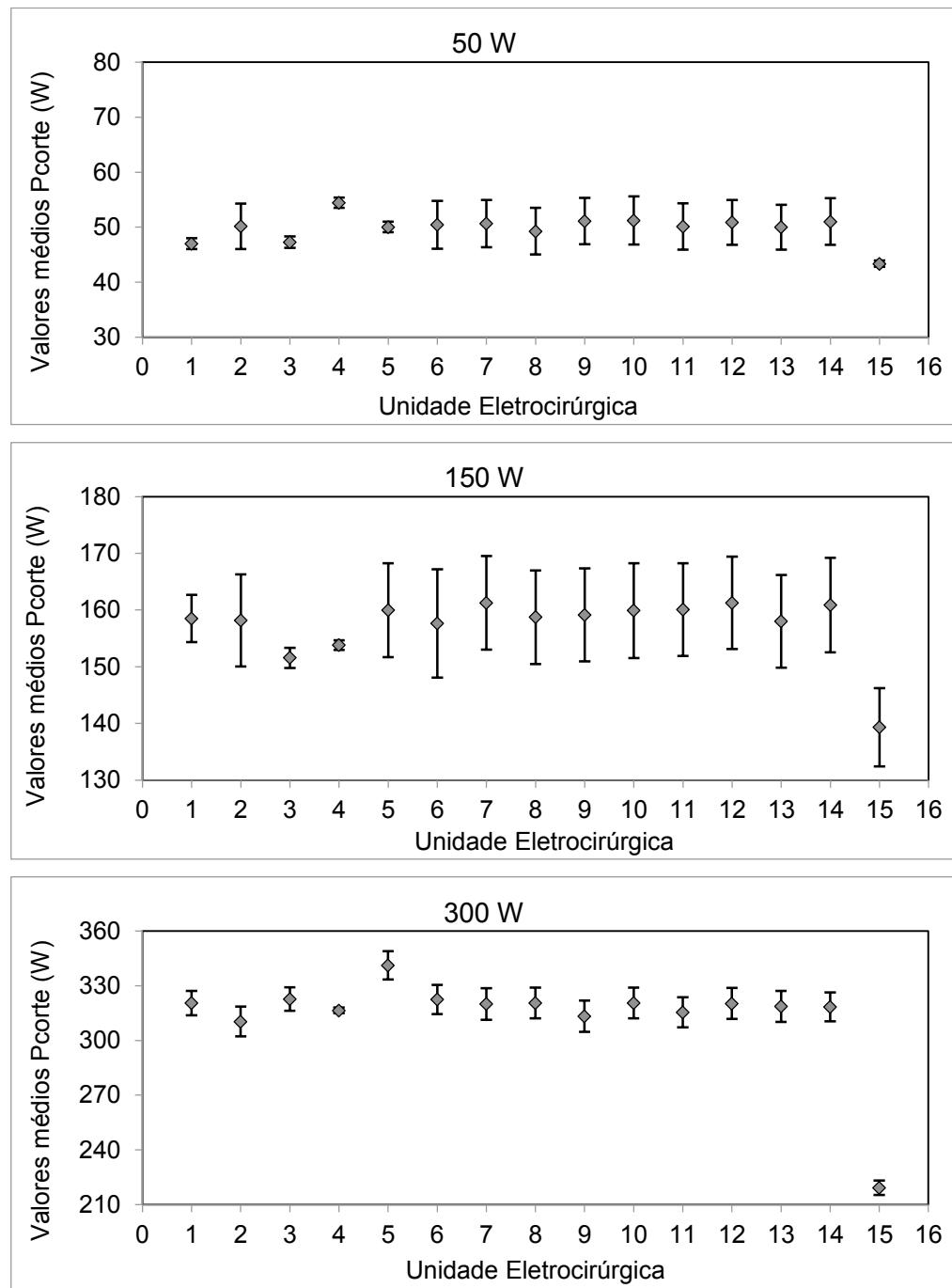


Figura 4.9 – Valores médios da potência de corte e incerteza expandida com barra de erros para as 15 unidades avaliadas.

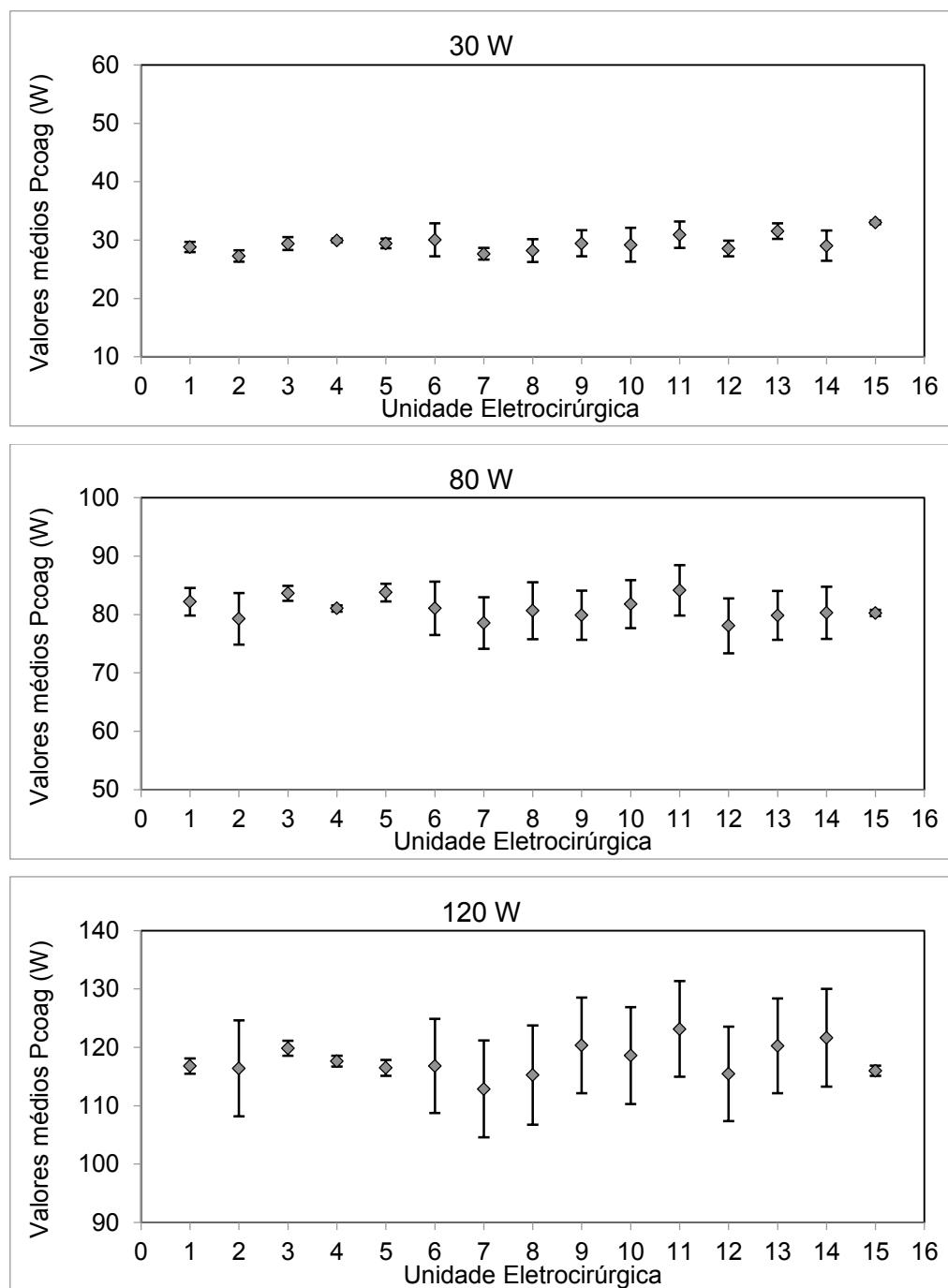


Figura 4.10 – Valores médios da potência de coagulação e incerteza expandida com barra de erros para as 15 unidades avaliadas.

As Figuras 4.11 e 4.12 mostram os valores de erro (diferença) para a potência de corte e de coagulação, respectivamente. O desvio padrão (95 %) é apresentado como sendo a barra de erros. No caso da potência de corte (Fig. 4.11), observou-se que em 50 W, os valores encontrados de erro foram próximos de zero para todas as unidades, indicando que os valores de potência entregues pela unidade eletrocirúrgica foram próximos do valor da potência de entrada. Já para as potências de 150 W e 300 W, nota-se que o erro foi positivo para todas

as unidades e que cresce com o aumento dos valores de potência. Este fato mostra uma tendência dos valores de erro serem maiores à medida que a potência se aproxima do limite superior da faixa nominal analisada, ou seja, 300 W.

A unidade eletrocirúrgica de número 15 (fabricante A - modelo 2) não seguiu a tendência dominante apresentando um erro de -81 W no ponto de 300 W. Os valores de erro para as outras duas potências consideradas também foram diferentes para esta unidade eletrocirúrgica. Por sua vez, a unidade de número 5 (fabricante A) apresentou o maior valor de erro na potência de 300 W sendo este de 41 W.

Com relação à repetibilidade (95 %) observou-se que esta é adequada para todas as unidades eletrocirúrgicas e todas as condições investigadas. O máximo valor observado foi para a unidade de número 5 (fabricante A) na potência de 300 W sendo este de ± 6 W.

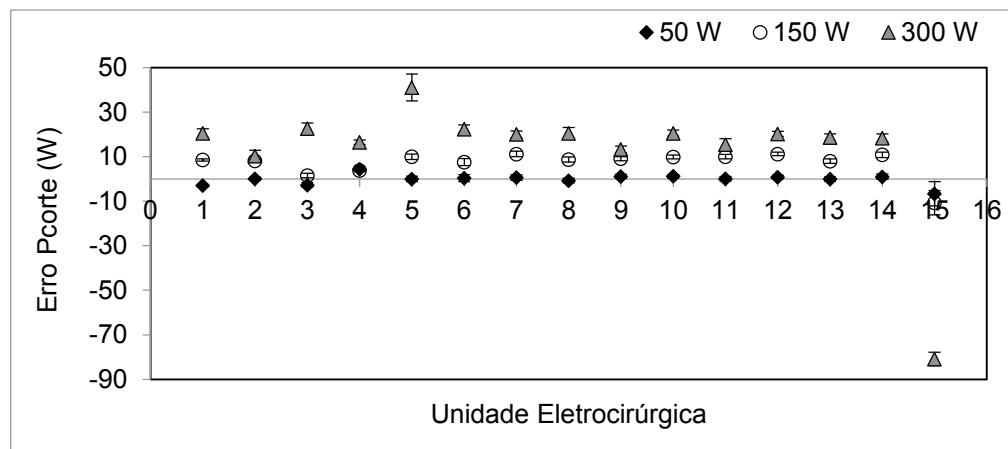


Figura 4.11 – Erro (diferença) para a potência de corte com desvio padrão (95 %) como sendo a barra de erros.

Para a potência de coagulação, observou-se que em 80 W o erro é positivo e próximo de zero. Já para a potência de 120 W o erro apresenta valores negativos para quase todos as unidades avaliadas. A repetibilidade dos valores de potência de coagulação é menor assumindo o valor máximo de ± 5 W para a potência de coagulação de 120 W.

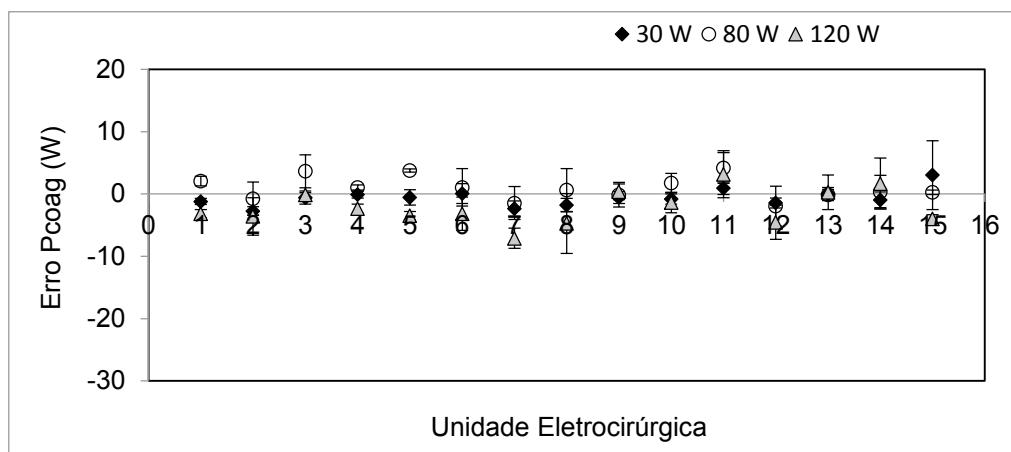


Figura 4.12 – Erro (diferença) para a potência de coagulação com desvio padrão (95 %) como sendo a barra de erros.

As Figuras 4.13 e 4.14 mostram os valores de erro máximo para a potência de corte e de coagulação, respectivamente.

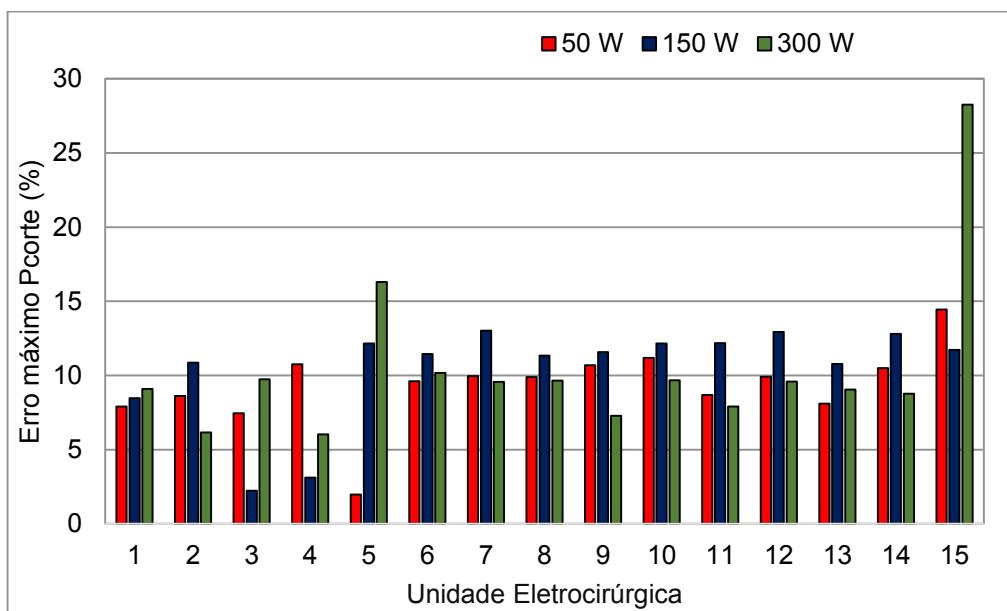


Figura 4.13 – Valores de erro máximo para a potência de corte.

Para a potência de corte o erro máximo em watts aumentou na medida em que a potência passou de 50 W para 150 W e para 300 W para todas as unidades, o que indica maiores valores em módulo do erro na medição, ou seja, para 300 W. O maior erro máximo foi observado para a unidade de número 5 (49 W, sendo 16 %) na potência de 300 W.

De acordo com o manual dos fabricantes A e B os valores de potência não devem diferir dos valores nominais mais do que 5 W ou 10 %. Observa-se na Fig. 4.13 que para a potência

de corte 50 W, as unidades 4, 9, 10, 14 e 15 apresentam valores de erro máximo maiores que 5 W e portanto não atendem a este critério. Para 150 W apenas duas unidades (1, 3 e 4) apresentam erro máximo menor que 5 W e para 300 W apenas as unidades (5, 6 e 15) não atendem ao critério especificado.

Observa-se ainda na Fig. 4.13 que a unidade eletrocirúrgica de número 15 apresenta um erro máximo de 85 W (em módulo), sendo 28 %, para a potência de 300 W. Se esta unidade for utilizada durante cirurgias oncológicas ablativas ou mastectomias, para as quais a potência de corte recomendada varia entre 180 e 300 W, o cirurgião deverá definir uma potência de corte entre 265 W e 385 W para atender aos limites especificados, entretanto o limite superior da faixa nominal é de 300 W. Cabe ressaltar que para esta unidade em particular o erro foi negativo, Fig. 4.11.

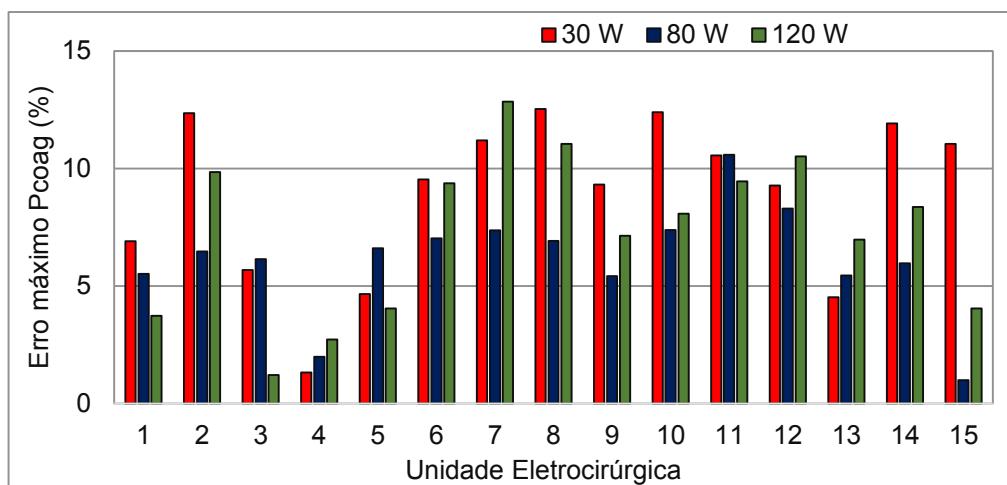


Figura 4.14 – Valores de erro máximo para a potência de coagulação.

No caso da potência de coagulação, em módulo o valor do erro máximo para os três pontos avaliados foi menor quando comparado à potência de corte. Observa-se na Fig. 4.14 uma tendência de aumento do erro máximo com o aumento da potência de coagulação para as unidades de número 4 e 13. O maior valor de erro máximo foi de 16 W, sendo 13 %, para a unidade eletrocirúrgica de número 7 (fabricante B) e potência de 300 W. Observa-se claramente um comportamento diferenciado das unidades do fabricante A em relação às unidades do fabricante B.

Para a potência de coagulação ainda Fig. 4.14, na potência de 30 W todos as unidades apresentam erros menores que 5 W exceto as unidades 2, 7, 8, 10, 14, 15, e portanto não atendem ao critério estabelecido. Para 80 W apenas a unidade 11 apresenta erro máximo maior que 5 W e para 120 W as unidades 7 e, 12 não atendem ao critério especificado.

Ao comparar as unidades eletrocirúrgicas com a vida útil dos mesmos e manutenções corretivas, observa-se que as unidades do fabricante A são mais velhas e com maior número de manutenções corretivas em relação as unidades eletrocirúrgicas do fabricante B.

Faria (2016) avaliou uma única unidade eletrocirúrgica e não foi possível concluir que todos as unidades eletrocirúrgicas apresentam baixas exatidão e repetibilidade. O que o autor identificou tornou-se válido para todos as unidades avaliadas, uma vez que observou-se uma tendência dos valores de erro serem maiores à medida que os valores de potência de corte e de coagulação se aproximam do limite superior da faixa nominal. O efeito da temperatura influenciou nos resultados, visto que em maiores temperaturas (24 °C, 26 °C e 28 °C), juntamente com a máxima potência de corte e coagulação, a incerteza expandida associada e o erro foram maiores. Desta forma, foi possível fazer uma extração dos resultados obtidos por ele.

A potência utilizada em procedimentos cirúrgicos depende do tipo de cada cirurgia e o ajuste de potência pode variar de acordo com cada paciente e com a experiência do cirurgião. Os valores para baixa potência e potência média, sendo estes mais utilizados (entre 30 e 100 W), nos modos de potência analisados, quando comparados com o trabalho realizado observou-se maior repetibilidade para as menores potências e menores temperaturas (20 °C e 22 °C). A comparação dos resultados obtidos para todos as unidades eletrocirúrgicas em 20 °C exemplifica esta análise uma vez que o erro (diferença) e o erro máximo foram menores para a potência de corte de 50 W e para a potência de coagulação de 30 W.

CAPÍTULO V

CONCLUSÕES

Ao finalizar o presente trabalho as seguintes conclusões podem ser formuladas:

- O fator temperatura afetou de forma estatisticamente significativa os valores das potências de corte e de coagulação das 15 unidades eletrocirúrgicas avaliadas. Desta forma, para garantir a segurança do paciente e a qualidade do trabalho realizado com a é necessário que as condições ambientais, e em especial a temperatura ambiente, sejam monitoradas e mantidas dentro dos limites especificados conforme a ABNT NBR 7256 (ABNT, 2005).

- A diferença (erro) entre os valores de potência de corte e de coagulação fornecidos pela unidade eletrocirúrgica para o analisador e os valores de entrada aumentou (em módulo) com o incremento da temperatura. Por sua vez, o desvio padrão das medições indicou maior repetibilidade (95 %) para as menores potências analisadas, ou seja, 50 W (corte) e 30 W (coagulação).

- De forma geral a incerteza expandida (95 %) associada à potência de corte aumentou com o incremento dos valores de potência para todas as temperaturas consideradas. Para a temperatura de 20 °C foram observados os menores valores de incerteza, os quais tendem a aumentar com o incremento da temperatura para a maioria das condições investigadas. Este fato é indicativo de menor variabilidade dos valores de potência de corte para 20 °C e de uma melhor qualidade dos resultados da medição nesta condição.

- A variável que mais contribuiu para a incerteza final em todos os casos foi a variabilidade dos valores de potência de corte e de coagulação indicados pelo analisador de potência.

- Os valores de incerteza expandida (95 %) associados à medição das potências de coagulação apresentaram um comportamento similar para todas as unidades eletrocirúrgicas na temperatura de 20 °C. Este comportamento varia com o aumento da temperatura. As unidades 1, 3, 4, 5 e 15 do Fabricante A apresentaram valores de incerteza significativamente

menores para as temperaturas 22 °C, 24 °C, 26 °C e 28 °C. A maior incerteza para estes equipamentos foi observada foi de 2,44 W para a potência de corte 80 W e 28 °C de temperatura. As demais unidades eletrocirúrgicas do Fabricante B apresentaram um incremento significativo dos valores de incerteza expandida à medida que os valores de potência de coagulação se aproximaram do limite superior da faixa nominal. A unidade 6 apresentou os maiores valores de incerteza nas potências de coagulação de 80 W e 120 W, sendo estes de 5,17 W e 9,13 W, respectivamente.

- O teste de *Tukey* e o boxplot apontaram que em todos os pontos de potência de corte e de coagulação analisados a diferença entre as médias em relação ao par de temperaturas 20 °C e 28 °C, aumenta na medida em que os valores de potência se aproximam do limite superior da faixa nominal da unidade eletrocirúrgica.

- Para a temperatura de 20 °C observou-se maior repetibilidade para os valores de potência fornecidos pelas unidades eletrocirúrgicas do Fabricante A na potência de corte de 50 W. Para a potência de coagulação, em todos os três pontos avaliados os valores de potência fornecidos pelas unidades do Fabricante A apresentaram maior repetibilidade, uma vez que foram observados os menores valores de desvio padrão.

- Na temperatura de 20 °C observou-se que para as potências de corte 50 W, 150 W e 300 W, 33 %, 87 % e 100 %, respectivamente, das unidades eletrocirúrgicas avaliadas apresentaram valores de erro máximo maiores que 5 W e, portanto, não atendem ao critério especificado pelo fabricante de que o erro máximo deve ser menor que 5 W. Para as potências de coagulação, 30 W, 80 W e 120 W estas porcentagens foram respectivamente de 0 %, 53 % e 60 %. Observou-se ainda, um maior impacto do erro máximo para as unidades do Fabricante B.

- As unidades eletrocirúrgicas do fabricante A possuem maior depreciação sobre o valor de custo de aquisição e maior número de manutenções corretivas quando confrontada às unidades eletrocirúrgicas do fabricante B. Entretanto, os resultados da comparação entre os fabricantes mostraram que o desempenho metrológico das unidades eletrocirúrgicas do Fabricante A é superior.

PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS

Considerando os resultados obtidos são apresentadas as seguintes propostas para trabalhos futuros.

- Investigar o efeito de outras variáveis como a umidade relativa do ar.
- Realizar estudos com outros equipamentos médico-hospitalares.
- Projetar e montar uma bancada de baixo custo para realizar testes de desempenho, verificação e ajuste de equipamentos médico-hospitalares.

CAPÍTULO VI

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ACHKAR, V.N.R.E. **Avaliação do processo de reparação tecidual após exérese realizada com bisturi convencional e bisturi harmônico harmonic® de necrose induzida em língua de rato: estudo macroscópico e histológico.** 2014. 79f. Dissertação de Mestrado, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.
- AFONSO, C. T., SILVA, A. L., FABRINI, D. S., AFONSO, C. T., CÔRTES, M. G. W. E SANT'ANNA, L. L. Risco do uso do eletrocautério em pacientes portadores de adornos metálicos. ABCD - **Arquivo Brasileiro Cirurgia Digital.** v. 23, p. 183-186, 2010.
- ALEXANDRINO, J. C. **Metodologia para avaliação do desempenho metrológico em equipamentos médico-hospitalares.** (Tese) Universidade Federal da Bahia. Salvador, 2012.
- ALMEIDA, C. E. D. DE, CURI, E. F., BREZINSCKI, R. E FREITAS, R. C. Incêndio no Centro Cirúrgico. **Revista Brasileira de Anestesiologia**, v. 62, n. 3, p.435- 438, 2012.
- AMORIM, A.S; JUNIOR, V.L.P; SHIMIZU, H.E. The challenge of managing medical equipment in the Unified Health System. **Saúde Debate**, v. 39, n. 105, p.350-362, 2015.
- ANTUNES, E., DO VALE, M., MORDELET, P., GRABOIS, V. **Gestão da tecnologia biomédica: tecnovigilância e engenharia clínica.** Paris: Ed. Scientifiques. ACODESS, 2002. 210p.
- ANVISA, **RDC Nº50 de 21 de fevereiro de 2002.** Brasília, 2002. 2p.
- ANVISA, **Cartilha de Notificações em Tecnovigilância.** 2003. 30p.
- ARONE, E. M., PHILIPPI, M., SANTOS, D. S. **Introdução à enfermagem médico-cirúrgica.** São Paulo: SENAC, 1994.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS NBR 7256, **Tratamento de ar em estabelecimentos assistenciais de saúde (EAS) – Requisitos para projeto e execução das instalações,** 2005. 22 p.

- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS NBR IEC 61643-1, **Dispositivos de proteção contra surtos em baixa tensão. Parte 1: Dispositivos de proteção conectados a sistemas de distribuição de energia de baixa tensão - Requisitos de desempenho e métodos de ensaio.** 2007. 72p.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS NBR ISO/IEC 17025, **Requisitos gerais para competência de laboratórios de ensaio e calibração.** Rio de Janeiro, 2005, 31p.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS NBR-5410, **Instalações Elétricas em Baixa Tensão.** 2004. 217p.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBR IEC 60601-1, **Equipamento eletromédico - Parte 1: Prescrições gerais para segurança.** 2010. 111p.
- BARROS NETO, B.; SCARMINIO, I. S.; BRUNS, R. E. **Como fazer experimentos: Pesquisa e Desenvolvimento na Ciência e na Indústria.** 3. ed. Campinas: UNICAMP, 2007. 480 p.
- BETTS, W. F. Cost-effective clinical engineering programs: an expanding role in hospitals. **Journal of Clinical Engineering**, v.12, n.2, p.119-125, 1987.
- BIPM, IEC, IFCC, ILAC, ISO, IUPAC, IUPAP and OIML, **JCGM 101 - Evaluation of measurement data - Supplement 1 to the Guide to the expression of uncertainty in measurement - Propagation of distributions using a Monte Carlo method,** 2008.
- BRITO, LFM. **Segurança Aplicada às Instalações Hospitalares.** Série Apontamentos. Senan. 4^a edição. São Paulo. 451p. 2006.
- BRITO, M.F.P. **Eletrocirurgia: evidências para o cuidado de enfermagem.** 2007, 192 f. Dissertação Mestrado em Enfermagem) – Escola de Enfermagem de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, 2007.
- BRONZINO J. D. **Management of Medical Technology: A Primer for Clinical Engineers.** Editora Butterworth-Heinemann. United States of América, 1992.
- BRUNNER; SUDDARTH. **Tratado de Enfermagem Médico-Cirúrgico.** 9^a edição. Editora Guanabara Koogan: Rio de Janeiro, 2002.
- CABRAL, L.A.L. **Avaliação de acidentes com bisturi elétrico no centro cirúrgico de um estabelecimento assistencial de saúde pública no município de Fortaleza, Ceará.** 2008, 46 f. Monografia (Especialista de Engenharia Clínica) – Escola de Saúde Pública do Ceará, 2008.
- CAIRE, E. **A história da origem da curva normal.** Dissertação de Mestrado, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, Brasil, 2013. 108 p.
- CASTRO, A.C.R. **Estudo de funcionalidade e segurança em Unidades Eletro-Cirúrgicas de Alta frequência.** 1997, 131 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal de Santa Catarina, 1997.

- CHRISTIANSEN, D. The health care crisis. **IEEE Spectrum**, v. 10, n.4, p. 23, 1973.
- DALZIEL, C. F. Electric shockhazard. **IEEE Spectrum**, v. 9, n. 2, 1972.
- DELTRONIX EQUIPAMENTOS LTDA. *Geradores Eletrocirúrgicos de Alta Frequência*. Ribeirão Preto, 2012. 70 p.
- DIAS, J. L. de M. **Medida, Normalização e Qualidade: aspectos da história da metrologia no Brasil**. Rio de Janeiro: Ilustrações, 1998.
- FARIA, V. N. R. **Avaliação da incerteza de medição no setor médico-hospitalar**. 2016. 170f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.
- FRANÇA, A.S.A. A atribuição profissional na gestão de tecnologias em estabelecimentos de saúde no Brasil. **Revista Organização Sistêmica** – Vol 7. N.4 – jan/dez 2015.
- FRIEDLANDER, G. D. Electricity in hospitals: elimination of lethal hazards. **IEEE Spectrum**, v. 8, n. 9, 1989.
- FROTA, M. N.; FINKELSTEIN, L. Educação em Metrologia e Instrumentação: Demanda Qualificada no Ensino das Engenharias. **Revista de Ensino de Engenharia**, v.25, n.1, p. 49-65, 2006.
- GALVAN, P. Clinical Engineering in Paraguay. In: DYRO, J. (Org). **The Clinical Engineering Handbook**. New York: Elsevier, 2004, p. 84-86.
- GENTLES, W. M. Clinical Engineering in Canada. In: DYRO, J. (Org). **The Clinical Engineering Handbook**. New York: Elsevier, 2004, p. 62-64.
- GOGG, T.J.; MOTT, J.R. 1996. **A. Improve Quality e Productivity with Simulation**. 3^a ed., JMI Consulting Group, 250 p.
- GOODMAN, G. The profession of clinical engineering. **Journal of Clinical enginnering**. v. 14, n. 1, 1989.
- GRANDE, K.C. **Análise da Energia utilizada por Bisturi Elétrico na Ablação de Tecido Orgânico**. 2014, 73 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2014.
- GUTIÉRREZ, J. E. V. Clinical Engineering in Colombia. In: DYRO, J. (Org.). **The Clinical Engineering Handbook**. New York: Elsevier, 2004, p. 72-77
- GUTIERREZ, R. M. V. & ALEXANDRE, P. V. M. (2004). **Complexo industrial da saúde: uma introdução ao setor de insumos e equipamentos de uso médico**. BNDES Setorial: Rio de Janeiro, p. 119-155.
- HERMINI AH. **Unidades eletrocirúrgicas: conceito e bases de operação de sistemas eletrocirúrgicos**. Campinas: Mundo Digital; 2008.
- IBGE. **Pesquisa de Inovação 2001**. Rio de Janeiro, Brasil, 2013. 227p.

- INMETRO. **A estimativa da incerteza de medição pelos métodos do ISO GUM 95 e de simulação de Monte Carlo.** INMETRO-DIMCI-DIMEC-LAPRE INMETRO. Nota técnica, 2008. 34p.
- INMETRO. **Vocabulário Internacional de Metrologia: Conceitos Fundamentais e Gerais e Termos Associados.** Rio de Janeiro, Brasil, 2012. 95p.
- ISO TAG 4/WG 3, 2008. **Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement**, Geneva Switzerland, 141 p.
- LAW, A.M.; KELTON, D.W. **Simulation, modeling and analysis.** New York: McGrawHill, 2 ed., 1991.
- LUCATELLI, M. V.; BATISTA, M. M. B.; SILVA, H. P.; GARCIA, R. **Engenharia Clínica e a Metrologia em Equipamentos Eletromédicos.** III Congresso Brasileiro de Metrologia. Setembro de 2003, Recife, Pernambuco, Brasil, 2003.
- MACIEL, J. C. C. e RODRIGUES, C. L. P. **Riscos de choques elétricos em equipamentos eletromédicos.** ENEGEP, Anais de congresso. Sem citação de página, 1998.
- MEDEIROS, V.R. **Engenharia Clínica: Sugestões para a reestruturação deste setor em uma maternidade pública de Fortaleza.** 2009. 59f. Trabalho de monografia, Escola de Saúde Pública do Estado do Ceará, Fortaleza.
- MENEZES, C. I. C.; SALLES, M. T.; SILVA, M. A. S. **Uma Ferramenta para melhoria da Qualidade dos Instrumentos da Área da Saúde.** METROLOGIA-2003 – Metrologia para a Vida Sociedade Brasileira de Metrologia (SBM). p. 1-7, 2003.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE, **Organizações de Avaliação de Tecnologias em Saúde (ATS): Modelos e Experiências de Outros Países**, Secretaria de Políticas de Saúde (MS/SPS), Brasil, Brasília: MS/SPS/Decit, Documento interno. Não publicada, 13p, 2003.
- Ministério da Saúde. **Portaria MS nº 1.631, de 1º de outubro de 2015.** Aprova critérios e parâmetros para o planejamento e programação de ações e serviços de saúde no âmbito do Sistema Único de Saúde – SUS. Diário Oficial [da] União 2015, 13 jan. 2015.
- Ministério da Saúde. Secretaria de Assistência à Saúde. **Relatório de gestão SAS quadriênio 1998-2001.** Brasília, DF: Ministério da Saúde, 2002, 220 p.
- Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. **Programa de equipamentos odonto-médico-hospitalares – PROEQUIPO.** Brasília, DF: Mimeo, 1991.
- MONTEIRO, E.C.; LESSA, M.L; A metrologia na área de saúde: garantia da segurança e da qualidade dos equipamentos eletromédicos. **Revista ENGEVISTA**, v. 7, n. 2, p.51- 60, 2005.
- MONTGOMERY, D. C. **Design and analysis of experiments.** New York: John Wiley and Sons, Inc., 2001. 684 p.
- MONTGOMERY, D.C. **Design and Analysis of Experiments.** 7th edition. John Wiley & Sons, Inc, Toronto, CA, 2009.

- MORAES, L. **Metodologia para auxiliar na definição de indicadores de desempenho para a gestão da tecnologia médico-hospitalar.** 2007, 253 f. Dissertação (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, 2007.
- MORAES, L. O., PENICHE, A. C. G. Assistência de enfermagem no período de recuperação anestésica: revisão de literatura. **Revista da Escola de Enfermagem USP.** 2003;37(4):34-42.
- MORELI, E. C., FIGLIOLI, A., OLIVEIRA, J. P. L., PORTO, G. S. **Cenários Internacional e Nacional do Setor de Equipamentos Médicos, Hospitalares e Odontológicos.** Coordenadora G. S. Porto. – Ribeirão Preto: [s.n.], 2010. 36 p. il.
- OKUMOTO, J.C. **Avaliação das instalações elétricas de centro cirúrgico. Estudo de caso: Hospital Universitário da UFMS.** 2006, 129 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, 2006.
- OLIVEIRA, E. J. V. **Engenharia clínica aplicada à definição e implementação de uma proposta desenvolvimentista para o sistema nacional de inovação de produtos médicos.** 2010, 353 f. Dissertação (Doutorado em Engenharia Biomédica) – Universidade Estadual de Campinas. Campinas, 2010.
- PAHO. **Infraestructura física y tecnología en los servicios de salud en Latino América y el Caribe: Papel da OPS/OMS.** In: Seminário de gestión tecnológica Hospitalaria, 1., Ecuador, 2006. Anales. Ecuador, 2006.
- PARRA, GIANNASTTASIO e DINIZ, O conhecimento dos circulantes de sala sobre a utilização do bisturi elétrico. **Rev. SOBECC**, São Paulo, out/dez 2012; 17(4): 24-32.
- PARTANEN P., PERÄLÄ M. L. Technology Assessment in Nursing: A Systematic Review of the Finnish and International Literature. **Finnish Office for Health Care Technology Assessment Report.** Helsinki: FinOHTA& STAKES (National Research and Development Centre for Welfare and Health), n. 8, 2004.
- PIERONI, João Paulo; REIS, Carla; e SOUZA, José Oswaldo Barros de. **A indústria de equipamentos e materiais médicos, hospitalares e odontológicos: uma proposta de atuação do BNDES.** BNDES Setorial: Rio de Janeiro, 2012, p. 185-226.
- POSSARI, J.F. **Centro Cirúrgico. Planejamento, organização e gestão.** São Paulo: Iátria; 2006; p.211-232. 2006.
- RAMIREZ, E. F. F., CALIL, S. J. Engenharia Clínica: Parte I – Origens (1942-1996). **Semina: Ci. Exatas/Tecnologia.** Londrina, v. 21, n. 4, p. 27-33, 2000.
- RIDGWAY M.G, JOHNSTON G.I, MCCLAIN J.P. History of engineering and technology in health care. In: Dyro JF. **Clinical engineering handbook.** Elsevier Academic Press; 2004. section 1, p. 7-10. <http://dx.doi.org/10.1016/B978-012226570-9/50004-1>.

- SCHNEIDER JR., B. **Estudo Teórico-prático de Parâmetros Técnicos e Fisiológicos Utilizados em Eletrocirurgia, Visando a Otimização do Desenvolvimento e Performance de um Bisturi Eletrônico.** Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial) – UTFPR. 2005.
- SILVIA, M. A. P., RODRIGUES, A. L., CESARRETI, I. U. R. **Enfermagem na unidade de centro cirúrgico.** 2^a ed. São Paulo: EPU, 2009.
- SÔNEGO, Fernando Santos. **Estudo de métodos de avaliação de tecnologias em saúde aplicada a equipamentos eletromédicos.** 2007. 92 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2007.
- SOUZA, D.B.S; MILAGRE, S.T; SOARES, A.B. Avaliação econômica da implantação de um serviço de Engenharia Clínica em hospital público brasileiro. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 28, n. 4, p.327-336, 2012.
- SUMALGY, E. N.; SUMALGY, M. Clinical Engineering in Mozambique. In: DYRO, J. (Org.). **The Clinical Engineering Handbook.** New York: Elsevier, 2004, p. 93-96.
- TRAMONTINI, C.C.; CLAUDIO, C.V.; RIBEIRO, R.P.; MARTINS, J.T. Composição da fumaça produzida pelo bisturi elétrico: revisão integrativa da literatura. **Revista da Escola de Enfermagem.** v.50,n.1,p.148-157,2016.
- URL 1 - **Universidade Federal de Uberlândia. Hospital de Clínicas.** Disponível em: <http://www.ufu.br/pagina/hospitais>. Acessado dia 12/02/2016.
- URL 2 - **Hospital de Clínicas de Uberlândia. Apresentação.** Disponível em: <http://www.hc.ufu.br/conteudo/apresenta%C3%A7%C3%A3o>. Acesso em: 12/02/2016.
- URL 3 – **Dados de Mercado – O setor brasileiro de produtos para a saúde.** Disponível em:< <http://brazilianhealthdevices.com.br/market>>. Acessado dia 21/11/2015.
- VUOLO, J. H. Avaliação e Expressão de Incerteza em Medição. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 21, n. 3, set., 1999.
- WEM EQUIPAMENTOS ELETRÔNICOS LTDA. *Bisturi eletrônico Modelo SS 200E com módulo Argon 2.* Ribeirão Preto, 61 p.

APÊNDICE I

Pcorte = potência de corte; Pcoag = potência de coagulação; DM = diferença entre médias; LS = limite superior e LI = limite inferior.

	Pares de Temperatura (°C)				
		DM	LI	LS	p-value
Pcorte 50 W	22-20	0,0000000	-0,41290432	0,4129043	1,0000000
	26-20	0,1400000	-0,27290432	0,5529043	0,8456704
	24-20	0,2400000	-0,17290432	0,6529043	0,4339870
	28-20	0,4000000	-0,01290432	0,8129043	0,0604494
	26-22	0,1400000	-0,27290432	0,5529043	0,8456704
	24-22	0,2400000	-0,17290432	0,6529043	0,4339870
	28-22	0,4000000	-0,01290432	0,8129043	0,0604494
	24-26	0,1000000	-0,31290432	0,5129043	0,9482273
	28-26	0,2600000	-0,15290432	0,6729043	0,3570156
	28-24	0,1600000	-0,25290432	0,5729043	0,7734163
Pcorte 150 W	28-22	1,9600000	-3,7554824	7,675482	0,8403501
	26-22	6,4400000	0,7245176	12,155482	0,0225209
	24-22	6,8000000	1,0845176	12,515482	0,0149574
	20-22	8,3400000	2,6245176	14,055482	0,0024667
	26-28	4,4800000	-1,2354824	10,195482	0,1718606
	24-28	4,8400000	-0,8754824	10,555482	0,1224749
	20-28	6,3800000	0,6645176	12,095482	0,0240932
	24-26	0,3600000	-5,3554824	6,075482	0,9996917
	20-26	1,9000000	-3,8154824	7,615482	0,8545946
	20-24	1,5400000	-4,1754824	7,255482	0,9256324
Pcorte 300 W	26-20	0,0200000	-6,290321	6,330321	1,0000000
	22-20	0,2800000	-6,030321	6,590321	0,9999233
	24-20	0,2800000	-6,030321	6,590321	0,9999233
	28-20	8,0600000	1,749679	14,370321	0,0083869
	22-26	0,2600000	-6,050321	6,570321	0,9999429
	24-26	0,2600000	-6,050321	6,570321	0,9999429
	28-26	8,0400000	1,729679	14,350321	0,0085658
	24-22	0,0000000	-6,310321	6,310321	1,0000000
	28-22	7,7800000	1,469679	14,090321	0,0112593
	28-24	7,7800000	1,469679	14,090321	0,0112593

Pcoag 30 W	26-28	0,2400000	-0,21735389	0,6973539	0,5319243
	22-28	0,2800000	-0,17735389	0,7373539	0,3838677
	20-28	0,2800000	-0,17735389	0,7373539	0,3838677
	24-28	0,4000000	-0,05735389	0,8573539	0,1048409
	22-26	0,0400000	-0,41735389	0,4973539	0,9988746
	20-26	0,0400000	-0,41735389	0,4973539	0,9988746
	24-26	0,1600000	-0,29735389	0,6173539	0,8306337
	20-22	0,0000000	-0,45735389	0,4573539	1,0000000
	24-22	0,1200000	-0,33735389	0,5773539	0,9319668
	24-20	0,1200000	-0,33735389	0,5773539	0,9319668
Pcoag 80 W	26-28	0,3000000	-0,7835537	1,383554	0,9186147
	20-28	0,4800000	-0,6035537	1,563554	0,6791565
	24-28	0,6200000	-0,4635537	1,703554	0,4491899
	22-28	0,7000000	-0,3835537	1,783554	0,3329146
	20-26	0,1800000	-0,9035537	1,263554	0,9867178
	24-26	0,3200000	-0,7635537	1,403554	0,8995658
	22-26	0,4000000	-0,6835537	1,483554	0,8021335
	24-20	0,1400000	-0,9435537	1,223554	0,9948740
	22-20	0,2200000	-0,8635537	1,303554	0,9722381
	22-24	0,0800000	-1,0035537	1,163554	0,9994222
Pcoag 120 W	20-24	20,1800000	-18,03993	58,39993	0,5261436
	22-24	20,1800000	-18,03993	58,39993	0,5261436
	26-24	20,1800000	-18,03993	58,39993	0,5261436
	28-24	20,1800000	-18,03993	58,39993	0,5261436
	22-20	0,0000000	-38,21993	38,21993	1,0000000
	26-20	0,0000000	-38,21993	38,21993	1,0000000
	28-20	0,0000000	-38,21993	38,21993	1,0000000
	26-22	0,0000000	-38,21993	38,21993	1,0000000
	28-22	0,0000000	-38,21993	38,21993	1,0000000
	28-26	0,0000000	-38,21993	38,21993	1,0000000

APÊNDICE II

A Figura 4.15 mostra os valores médios das potências de corte e de coagulação.

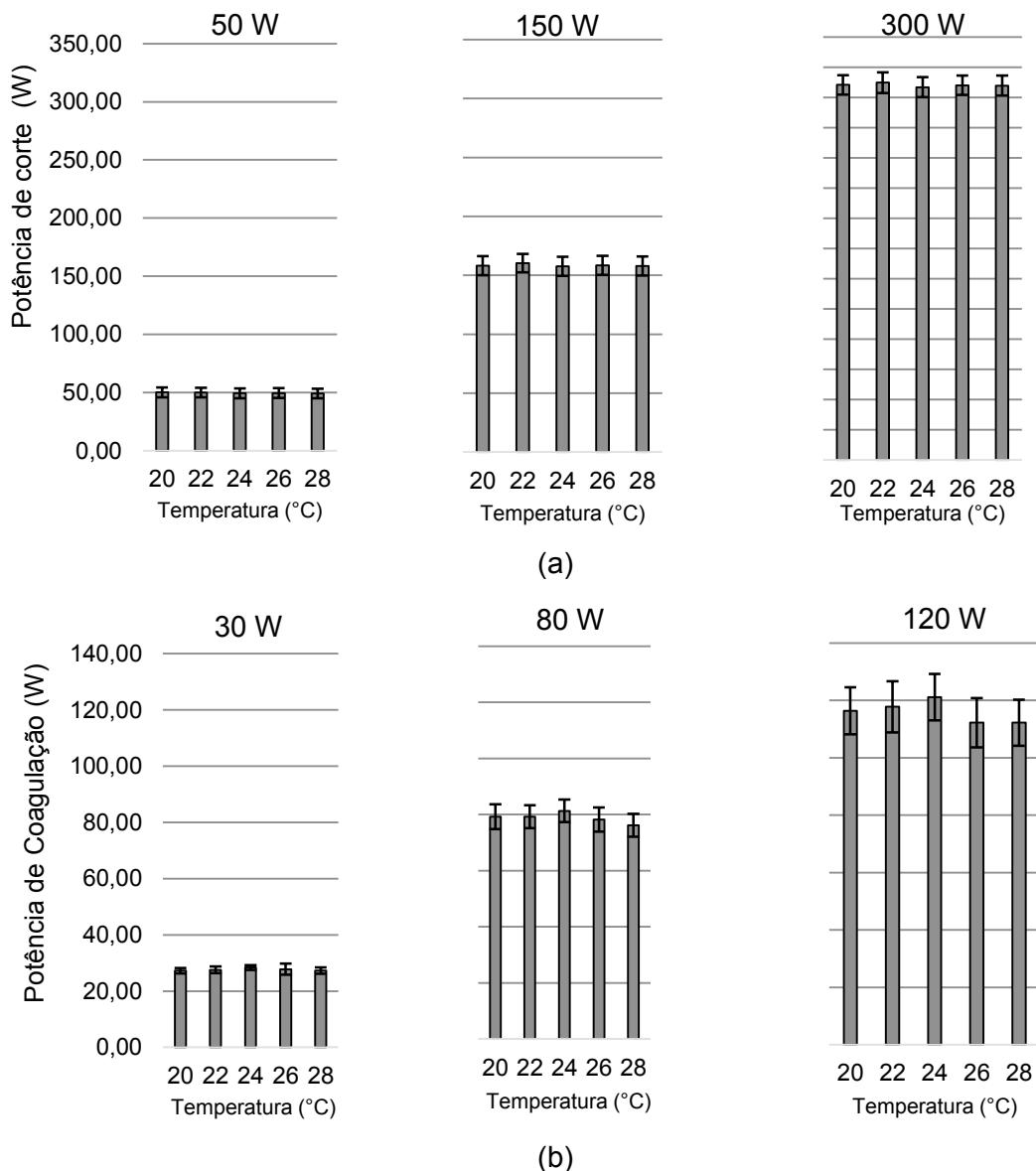


Figura 4.15 – Valores médios da potência de corte (Fig. 4.15a) e a de coagulação (Fig. 4.15b), com barra de erros associada à incerteza expandida (95 %). (Unidade Eletrocirúrgica 2).

Observa-se na Fig. 4.15 que a incerteza expandida para a potência de corte teve um aumento significativo quando comparada as potências de 50 W e 300 W, para todas as temperaturas consideradas. Ainda se observou uma maior repetibilidade nos valores da média para as potências de corte. Para a potência de coagulação, os valores de incerteza foram maiores para a de 120 W, uma vez que nesta potência foram observados os maiores valores

de desvio padrão. A incerteza expandida aumentou na medida que a potência variou de 30 W para 80 W e para 120 W.

A Figura 4.16 mostra o erro associado às potências de corte e de coagulação para as diferentes temperaturas avaliadas.

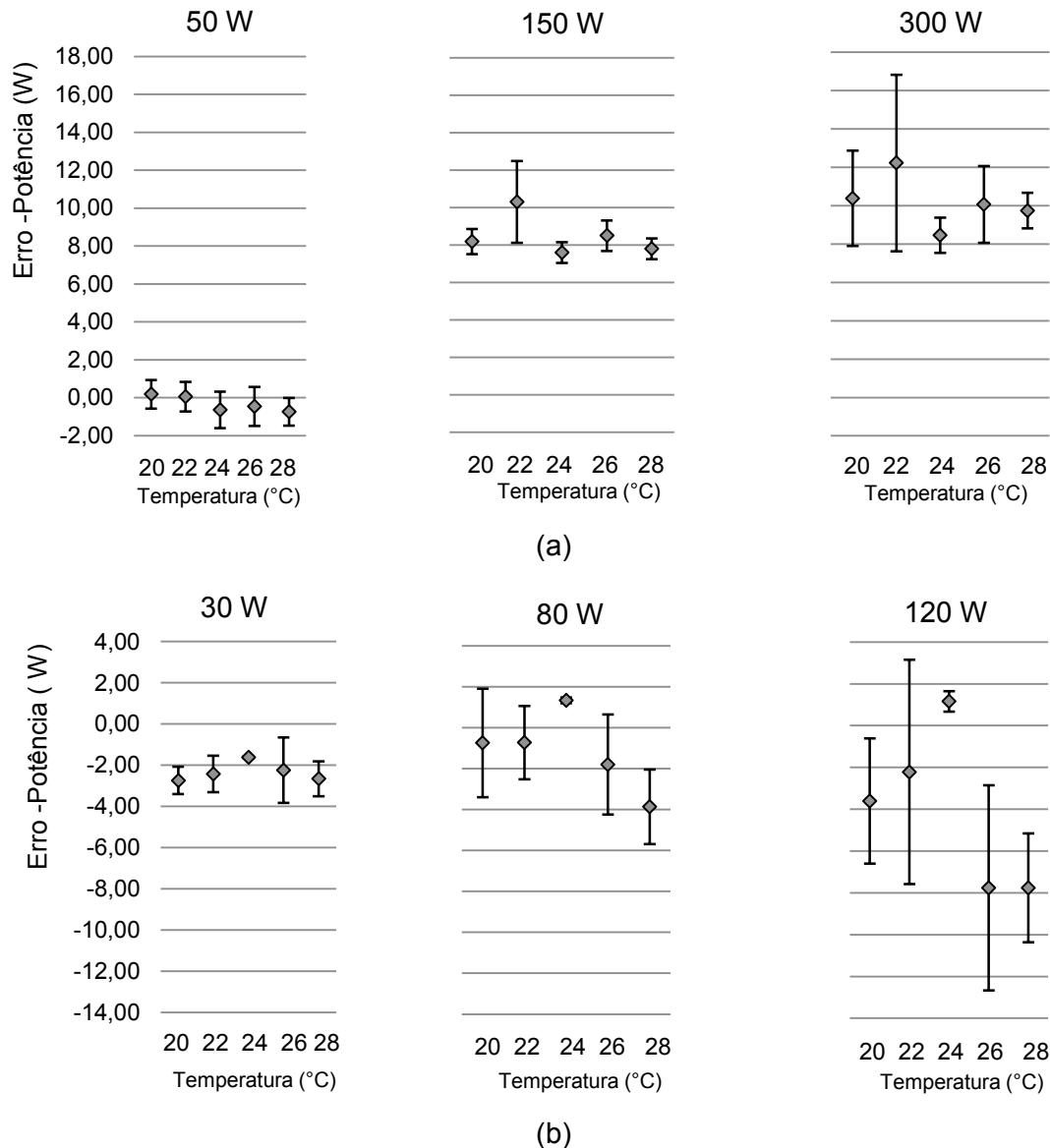


Figura 4.16 – Erro associado às potências de corte (Fig. 4.16a) e a de coagulação (Fig. 4.16b) (Unidade Eletrocirúrgica 2).

Observa-se na Fig. 4.16 que para a potência de corte de 50 W, os valores encontrados de erro foram próximos de zero, indicando maior exatidão. Para as potências de 150 W e 300 W o erro foi positivo em todos os casos investigados. A maior repetibilidade das leituras

foi observada para a potência de 50 W. No caso da potência de coagulação, para 30 W, 80 W e 120 W o erro foi negativo para todas as temperaturas.

A Tabela 4.4 apresenta os resultados do teste ANOVA para as potências de corte e de coagulação. A avaliação do efeito da temperatura para este bisturi elétrico provocou efeitos significativos nos valores médios da potência de corte apenas em 150 W. Para a potência de coagulação o efeito foi comprovado em 80 W e 120 W.

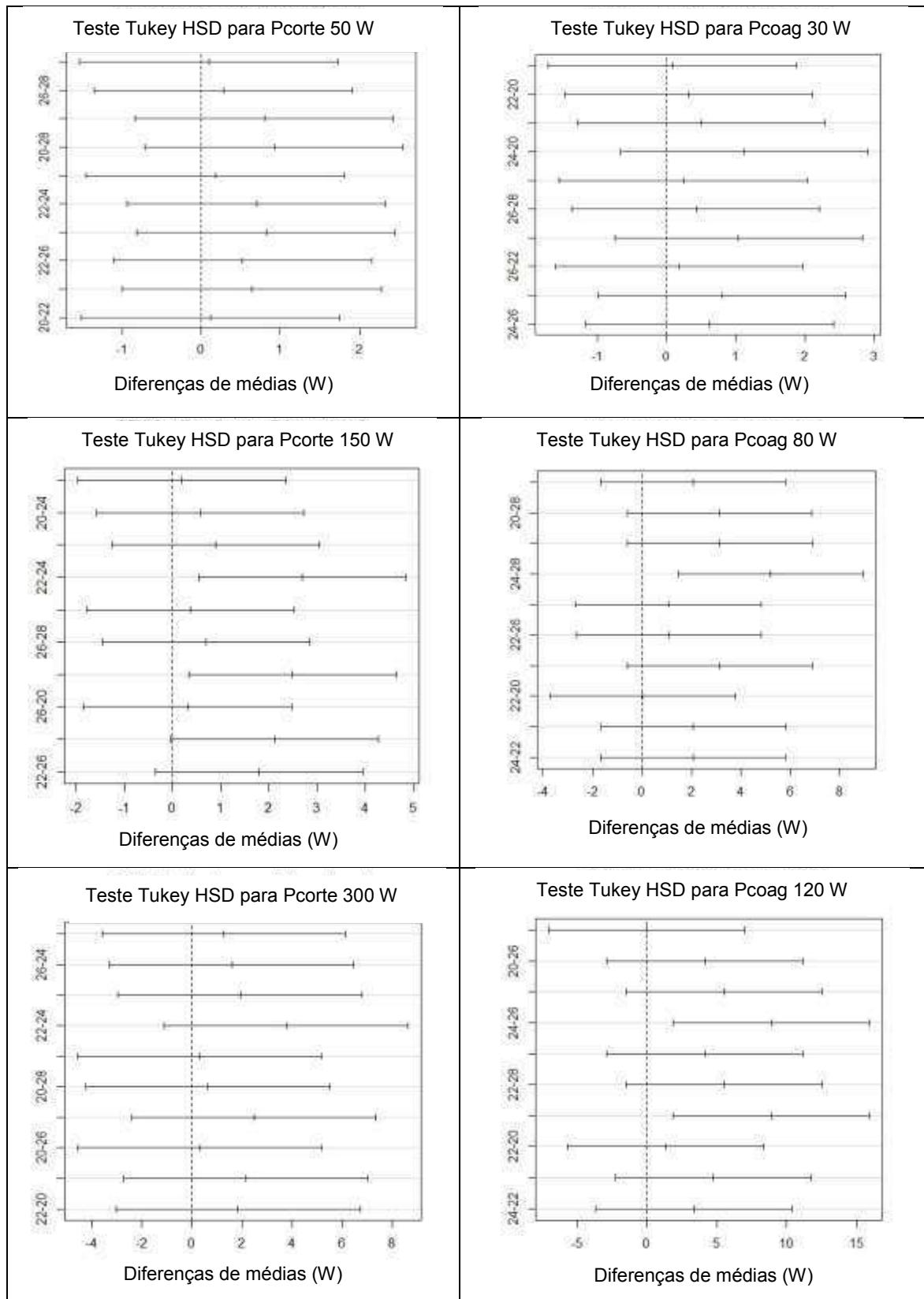
Tabela 4.4 – ANOVA da potência de corte (Pcorte) e de coagulação (Pcoag) Unidade Eletrocirúrgica 2.

Potência	Fator	Soma quadrática	Graus de liberdade	Média quadrática	F-valor	p-valor
50 W	Intercepto	61702,56	1	61702,56	82955,85	0,000000
	Temp.	3,46	4	0,87	1,16	0,356107
	Erro	14,88	20	0,74		
150 W	Intercepto	627866,1	1	627866,1	484688,9	0,000000
	Temp.	23,2	4	5,80	4,5	0,009566
	Erro	25,9	20	1,30		
300 W	Intercepto	2405167	1	2405167	364330,9	0,000000
	Temp.	37	4	9	1,4	0,271571
	Erro	132	20	7		
30 W	Intercepto	19132,42	1	19132,42	21410,50	0,000000
	Temp.	3,99	4	1,00	1,12	0,377125
	Erro	17,87	20	0,89		
80 W	Intercepto	155409,4	1	155409,4	155409,4	0,000000
	Temp.	71,6	4	17,9	4,58	0,008700
	Erro	78,2	20	3,9		
120 W	Intercepto	336191,2	1	336191,2	24425,05	0,000000
	Temp.	291,1	4	72,8	5,29	0,004516
	Erro	275,3	20	13,8		

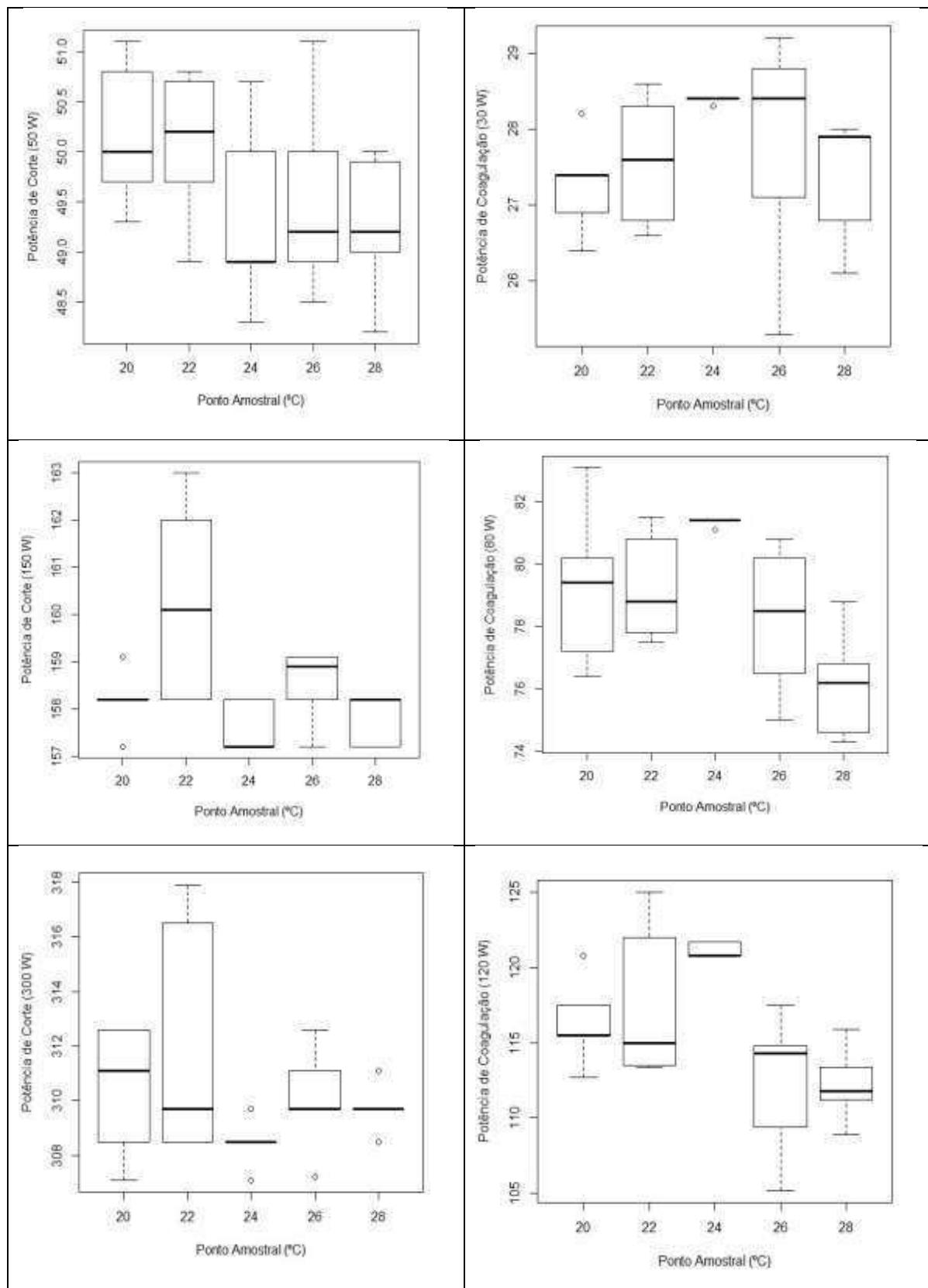
As diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas são apresentadas neste APÊNDICE. Conclui-se que apenas na potência de corte de 150 W houve pares de temperaturas com diferenças significativas. Para a potência de coagulação houve diferenças em 80 W e 120 W. O par de temperaturas 24 °C e 28 °C apresentou diferenças significativas para a potência de coagulação, com *p-value* menores que 0,05. No caso da potência de coagulação, obtiveram-se valores de *p-value* maiores que 0,05. A diferença entre as médias, em relação ao par de temperaturas 20 °C e 28 °C, aumenta com valores de potência maiores, na medida em que se aproxima do limite superior da faixa nominal do bisturi elétrico.

Verifica-se a partir do *boxplot* uma maior variação nos dados das médias dos valores de potência conforme aumenta a temperatura. Para todas as potências observaram-se níveis médios diferentes de temperatura, decrescentes de 20 °C para 28 °C.

Diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas. (Unidade Eletrocirúrgica 2).



Visualização Gráfica (Boxplot) das potências de corte e coagulação sob diferentes temperaturas. (Unidade Eletrocirúrgica 2).



Pcorte = potência de corte; Pcoag = potência de coagulação; DM = diferença entre médias; LS = limite superior e LI = limite inferior.

	Pares de Temperatura (°C)	DM	LI	LS	p-value
Pcorte 50 W	24-28	0,1000000	-1,5322025	1,732202	0,9997237
	26-28	0,2800000	-1,3522025	1,912202	0,9850284
	22-28	0,8000000	-0,8322025	2,432202	0,5943431
	20-28	0,9200000	-0,7122025	2,552202	0,4637174
	26-24	0,1800000	-1,4522025	1,812202	0,9972180
	22-24	0,7000000	-0,9322025	2,332202	0,7039585
	20-24	0,8200000	-0,8122025	2,452202	0,5721622
	22-26	0,5200000	-1,1122025	2,152202	0,8723798
	20-26	0,6400000	-0,9922025	2,272202	0,7659739
	20-22	0,1200000	-1,5122025	1,752202	0,9994317
Pcorte 150 W	28-24	0,2000000	-1,95401089	2,354011	0,9985774
	20-24	0,5800000	-1,57401089	2,734011	0,9257965
	26-24	0,9000000	-1,25401089	3,054011	0,7230271
	22-24	2,7000000	0,54598911	4,854011	0,0098248
	20-28	0,3800000	-1,77401089	2,534011	0,9833918
	26-28	0,7000000	-1,45401089	2,854011	0,8643177
	22-28	2,5000000	0,34598911	4,654011	0,0180890
	26-20	0,3200000	-1,83401089	2,474011	0,9912733
	22-20	2,1200000	-0,03401089	4,274011	0,0550531
	22-26	1,8000000	-0,35401089	3,954011	0,1302478
Pcorte 300 W	28-24	1,2800000	-3,582622	6,142622	0,9312193
	26-24	1,6000000	-3,262622	6,462622	0,8590569
	20-24	1,9200000	-2,942622	6,782622	0,7615092
	22-24	3,7600000	-1,102622	8,622622	0,1815635
	26-28	0,3200000	-4,542622	5,182622	0,9996333
	20-28	0,6400000	-4,222622	5,502622	0,9944974
	22-28	2,4800000	-2,382622	7,342622	0,5583973
	20-26	0,3200000	-4,542622	5,182622	0,9996333
	22-26	2,1600000	-2,702622	7,022622	0,6769982
	22-20	1,8400000	-3,022622	6,702622	0,7878536

Pcoag 30 W	28-20	0,0800000	-1,7090296	1,869030	0,9999209
	22-20	0,3200000	-1,4690296	2,109030	0,9825222
	26-20	0,5000000	-1,2890296	2,289030	0,9160549
	24-20	1,1200000	-0,6690296	2,909030	0,3625331
	22-28	0,2400000	-1,5490296	2,029030	0,9940807
	26-28	0,4200000	-1,3690296	2,209030	0,9535263
	24-28	1,0400000	-0,7490296	2,829030	0,4338666
	26-22	0,1800000	-1,6090296	1,969030	0,9980530
	24-22	0,8000000	-0,9890296	2,589030	0,6717328
	24-26	0,6200000	-1,1690296	2,409030	0,8352812
Pcoag 80 W	26-28	2,0600000	-1,6828374	5,802837	0,4866524
	20-28	3,1200000	-0,6228374	6,862837	0,1317240
	22-28	3,1400000	-0,6028374	6,882837	0,1279201
	24-28	5,2000000	1,4571626	8,942837	0,0039552
	20-26	1,0600000	-2,6828374	4,802837	0,9123271
	22-26	1,0800000	-2,6628374	4,822837	0,9068196
	24-26	3,1400000	6,882837	1,483554	0,1279201
	22-20	0,0200000	-3,7228374	3,762837	1,0000000
	24-20	2,0800000	-1,6628374	5,822837	0,4773697
	24-22	2,0600000	-1,6828374	5,802837	0,4866524
Pcoag 120 W	28-26	0,0000000	-7,021363	7,021363	1,0000000
	20-26	4,1600000	-2,861363	11,181363	0,4154659
	22-26	5,5400000	-1,481363	12,561363	0,1672638
	24-26	8,9200000	1,898637	15,941363	0,0087791
	20-28	4,1600000	-2,861363	11,181363	0,4154659
	22-28	5,5400000	-1,481363	12,561363	0,1672638
	24-28	8,9200000	1,898637	15,941363	0,0087791
	22-20	1,3800000	-5,641363	8,401363	0,9753189
	24-20	4,7600000	-2,261363	11,781363	0,2888238
	24-22	3,3800000	-3,641363	10,401363	0,6101887

APÊNDICE III

Os valores médios das potências de corte e de coagulação são exibidos na Fig. 4.17. A incerteza expandida para a potência de corte foi maior em 300 W para todas as temperaturas consideradas. Para a potência de coagulação os valores de incerteza foram menores e constantes em todas as potências analisadas.

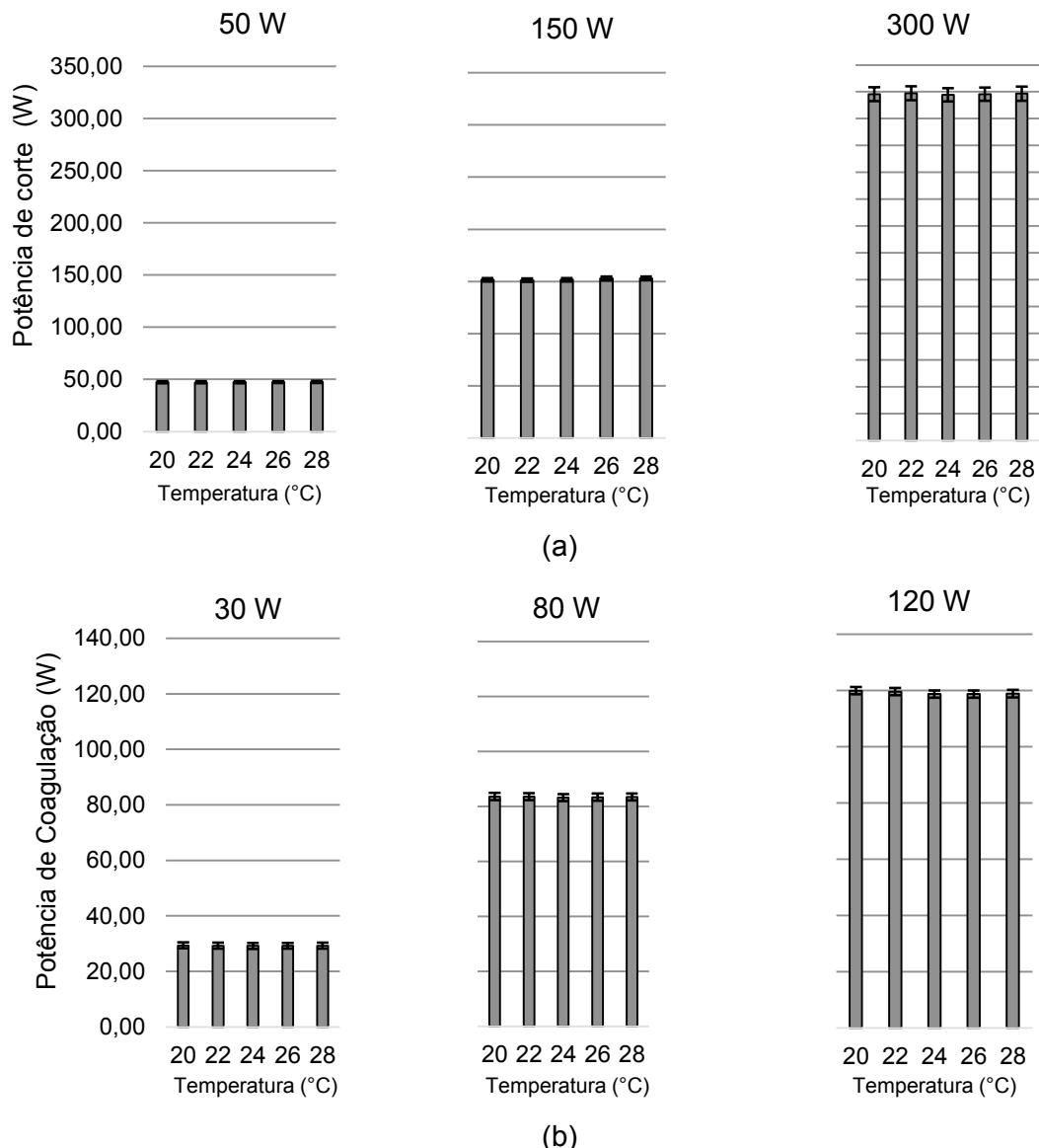


Figura 4.17 – Valores médios da potência de corte (Fig. 4.17a) e de coagulação (Fig. 4.17b), com barra de erros associada à incerteza expandida (95 %). (Unidade Eletrocirúrgica 3).

A Figura 4.18 representa o erro associado às potências de corte e de coagulação para as diferentes temperaturas avaliadas. Para a potência de corte (Fig. 4.18a), observou-se que

em 50 W, os valores de erro foram negativos. Para 150 W e 300 W o erro foi positivo em todos os casos investigados. As barras de erro indicaram uma maior repetibilidade das leituras para a potência de 50 W. Para a potência de coagulação (Fig. 4.18b), em 30 W o erro é negativo para todas as temperaturas. Para a potência de 80 W o erro é positivo com repetibilidade menor e para a potência 120 W o erro volta a assumir valores negativos.

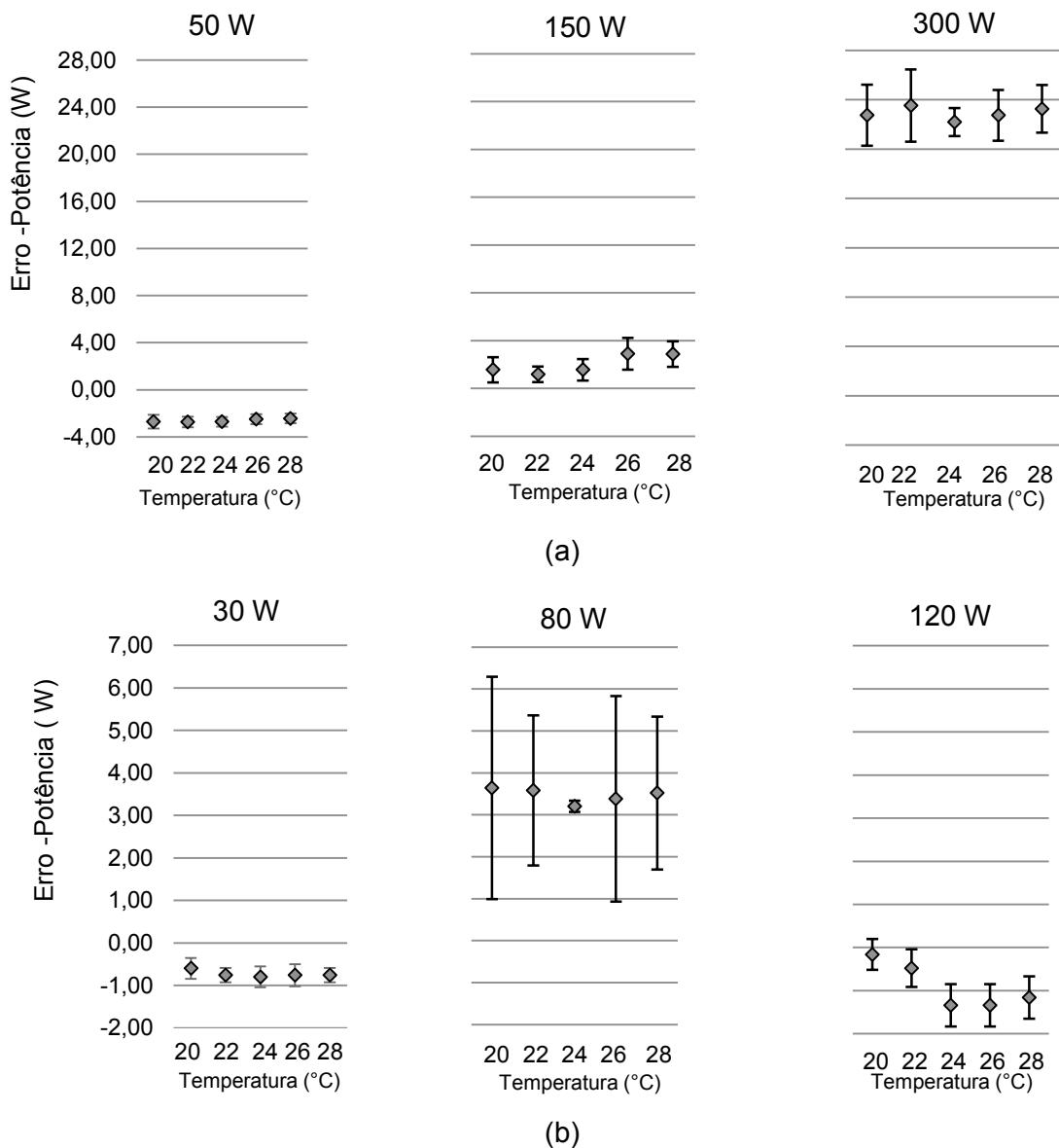


Figura 4.18 – Erro associado às potências de corte (Fig. 4.18a) e de coagulação (Fig. 4.18b). (Unidade Eletrocirúrgica 3).

A Tabela 4.5 apresenta os resultados do teste ANOVA para as potências de corte e de coagulação. Conclui-se que a variação da temperatura provocou efeitos significativos nos valores médios da potência de corte apenas em 150 W e de coagulação apenas em 120 W.

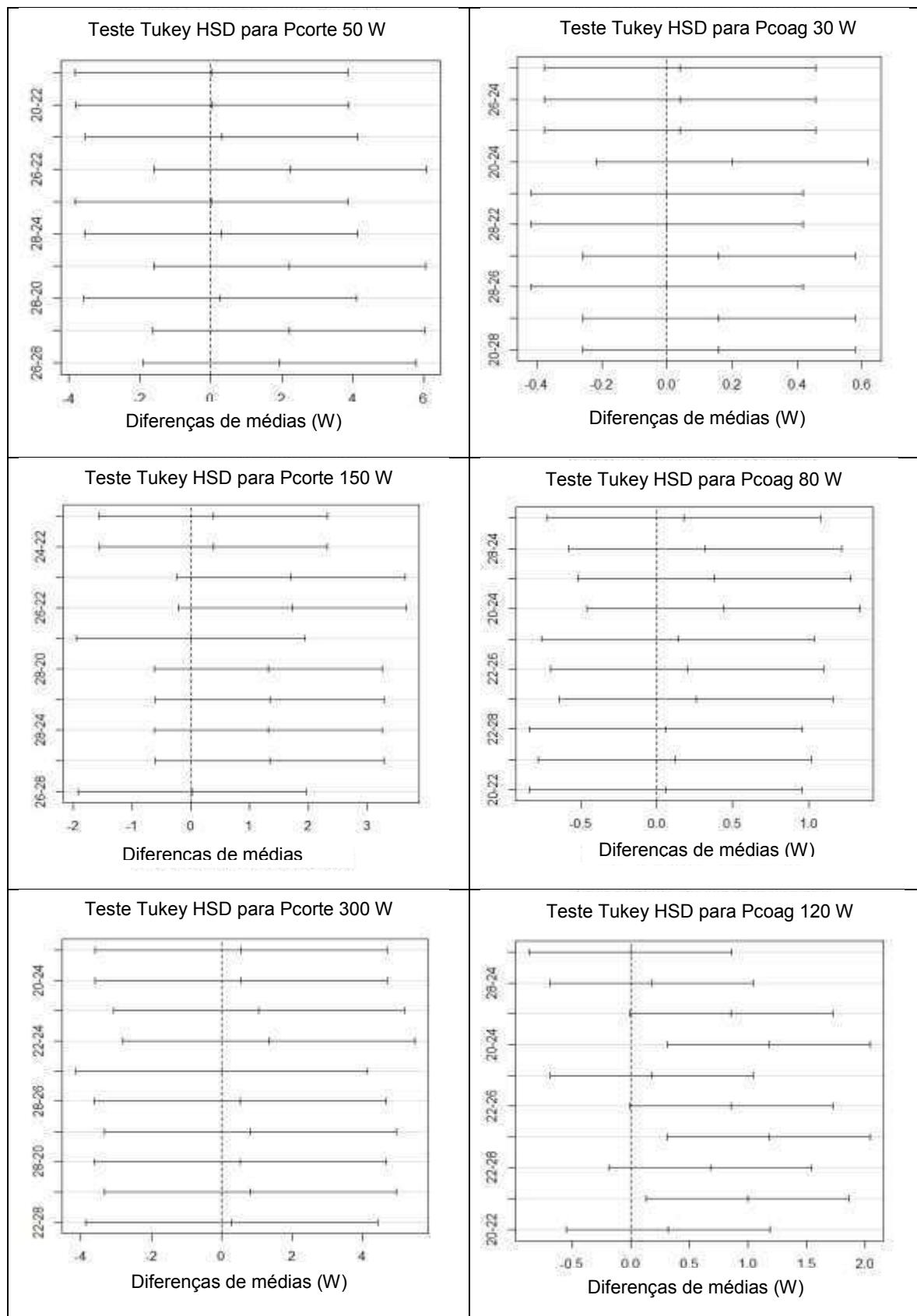
Tabela 4.5 – ANOVA da potência de corte (Pcorte) e de coagulação (Pcoag) Unidade Eletrocirúrgica 3.

Potência	Fator	Soma quadrática	Graus de liberdade	Média quadrática	F-valor	p-valor
50 W	Intercepto	57073,21	1	57073,21	13867,53	0,000000
	Temp.	18,79	4	4,70	1,14	0,365794
	Erro	82,31	20	4,12		
150 W	Intercepto	577721,60	1	577721,60	547603,4	0,000000
	Temp.	13,20	4	3,30	3,1	0,037495
	Erro	21,10	20	1,10		
300 W	Intercepto	2606546	1	2606546	545028,8	0,000000
	Temp.	5	4	1	0,3	0,885919
	Erro	96	20	5		
30 W	Intercepto	21409,54	1	21409,54	438720,1	0,000000
	Temp.	0,12	4	0,03	0,6	0,651480
	Erro	0,98	20	0,05		
80 W	Intercepto	174156,0	1	174156,0	771284,2	0,000000
	Temp.	0,6	4	0,2	0,7	0,608569
	Erro	4,5	20	0,2		
120 W	Intercepto	354644,1	1	354644,1	1690391	0,000000
	Temp.	5,9	4	1,5	7	0,001059
	Erro	4,2	20	0,2		

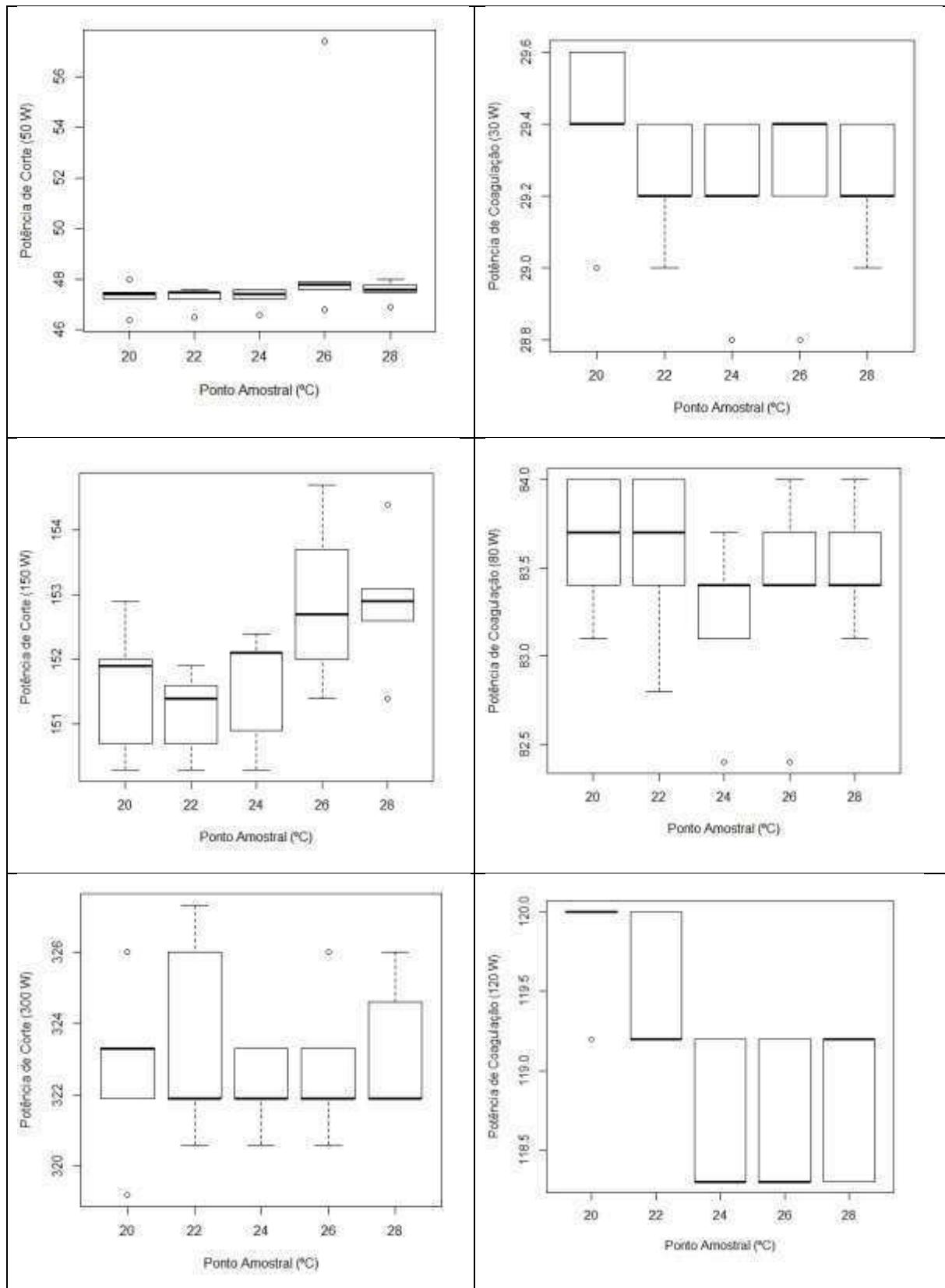
As diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas são apresentadas neste APÊNDICE. Conclui-se que apenas para a potência de coagulação em 120 W houve pares de temperaturas com diferenças significativas. Para a potência de coagulação 120 W os pares de temperatura 20 °C e 24 °C, 20 °C e 26 °C, 20 °C e 28 °C apresentaram diferenças significativas, com *p-value* menores que 0,05. No caso da potência de corte, os resultados de *p-value* foram maiores que 0,05. Neste bisturi, muitos pares de temperatura não apresentaram diferença entre as médias, aproximando-se de zero.

A partir do *boxplot* pode-se observar as diferenças significativas nas médias dos valores de potência para as diferentes temperaturas. Para temperaturas menores, as potências de corte 150 W e de coagulação 80 W apresentaram dispersões de dados com uma distribuição simétrica. Para temperaturas maiores, com exceção da potência de corte de 50 W, as dispersões dos dados possuem uma distribuição assimétrica positiva ou negativa, porém mais próximo da mediana.

Diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas. (Unidade Eletrocirúrgica 3).



Visualização Gráfica (Boxplot) das potências de corte e coagulação sob diferentes temperaturas. (Unidade Eletrocirúrgica 3).



Pcorte = potência de corte; Pcoag = potência de coagulação; DM = diferença entre médias; LS = limite superior e LI = limite inferior.

	Pares de Temperatura (°C)	DM	LI	LS	p-value
Pcorte 50 W	24-22	0,0200000	-3,819393	3,859393	1,0000000
	20-22	0,0400000	-3,799393	3,879393	0,9999998
	28-22	0,3000000	-3,539393	4,139393	0,9992775
	26-22	2,2400000	-1,599393	6,079393	0,4303669
	20-24	0,0200000	-3,819393	3,859393	1,0000000
	28-24	0,2800000	-3,559393	4,119393	0,9994496
	26-24	2,2200000	-1,619393	6,059393	0,4390510
	28-20	0,2600000	-3,579393	4,099393	0,9995893
	26-20	2,2000000	-1,639393	6,039393	0,4478110
	26-28	1,9400000	-1,899393	5,779393	0,5669226
Pcorte 150 W	20-22	0,3800000	-1,5638922	2,323892	0,9757986
	24-22	0,3800000	-1,5638922	2,323892	0,9757986
	28-22	1,7000000	-0,2438922	3,643892	0,1048778
	26-22	1,7200000	-0,2238922	3,663892	0,0989230
	24-20	0,0000000	-1,9438922	1,943892	1,0000000
	28-20	1,3200000	-0,6238922	3,263892	0,2873514
	26-20	1,3400000	-0,6038922	3,283892	0,2740498
	28-24	1,3200000	-0,6238922	3,263892	0,2873514
	26-24	1,34000000	-0,6038922	3,283892	0,2740498
	26-28	0,0200000	-1,9238922	1,963892	0,9999998
Pcorte 300 W	26-24	0,5400000	-3,598747	4,678747	0,9946781
	20-24	0,5400000	-3,598747	4,678747	0,9946781
	28-24	1,0600000	-3,078747	5,198747	0,9373015
	22-24	1,3400000	-2,798747	5,478747	0,8658587
	20-26	0,0000000	-4,138747	4,138747	1,0000000
	28-26	0,5200000	-3,618747	4,658747	0,9953959
	22-26	0,8000000	-3,338747	4,938747	0,9767701
	28-20	0,5200000	-3,618747	4,658747	0,9953959
	22-20	0,8000000	-3,338747	4,938747	0,9767701
	22-28	0,2800000	-3,858747	4,418747	0,9995909

Pcoag 30 W	22-24	0,0800000	-1,7090296	1,869030	0,9999209
	26-24	0,3200000	-1,4690296	2,109030	0,9825222
	28-24	0,5000000	-1,2890296	2,289030	0,9160549
	20-24	1,1200000	-0,6690296	2,909030	0,3625331
	26-22	0,2400000	-1,5490296	2,029030	0,9940807
	28-22	0,4200000	-1,3690296	2,209030	0,9535263
	20-22	1,0400000	-0,7490296	2,829030	0,4338666
	28-26	0,1800000	-1,6090296	1,969030	0,9980530
	20-26	0,8000000	-0,9890296	2,589030	0,6717328
	20-28	0,6200000	-1,1690296	2,409030	0,8352812
Pcoag 80 W	26-24	0,1800000	-0,7193069	1,0793069	0,9736353
	28-24	0,3200000	-0,5793069	1,2193069	0,8220001
	22-24	0,3800000	-0,5193069	1,2793069	0,7149125
	20-24	0,4400000	-0,4593069	1,3393069	0,5959185
	28-26	0,1400000	-0,7593069	1,0393069	0,9895877
	22-26	0,2000000	-0,6993069	1,0993069	0,9068196
	20-26	0,2600000	-0,6393069	1,1593069	0,9062310
	22-28	0,0600000	-0,8393069	0,9593069	0,9996128
	20-28	0,1200000	-0,7793069	1,0193069	0,9942005
	20-22	0,0600000	-0,8393069	0,9593069	0,9996128
Pcoag 120 W	26-24	0,0000000	-0,8668594	0,8668595	1,0000000
	28-24	0,1800000	-0,68685945	1,0468595	0,9699015
	22-24	0,8600000	-0,00685945	1,7268595	0,0524767
	20-24	1,1800000	0,31314054	2,0468595	0,0047790
	28-26	0,1800000	-0,68685945	1,0468595	0,9699015
	22-26	0,8600000	-0,00685945	1,7268595	0,0524767
	20-26	1,1800000	0,31314054	2,0468595	0,0047790
	22-28	0,6800000	-0,18685945	1,5468595	0,1713190
	20-28	1,0000000	0,13314054	1,8668595	0,0189350
	20-22	0,3200000	-0,54685945	1,1868595	0,8021442

APÊNDICE IV

Os valores médios das potências de corte e de coagulação são exibidos na Fig. 4.19. Neste caso para a potência de corte, a incerteza expandida aumentou na medida em que a potência passou de 50 W para 150 W e para 300 W para todas as temperaturas consideradas. Ainda se observou um incremento da incerteza com o aumento da temperatura para a potência de 300 W, verificando maior incerteza para a temperatura de 28 °C. Para a potência de coagulação os valores de incerteza foram menores ou iguais a 1,0. Sendo os maiores valores de incerteza na potência de 120 W, com exceção da temperatura em 24 °C.

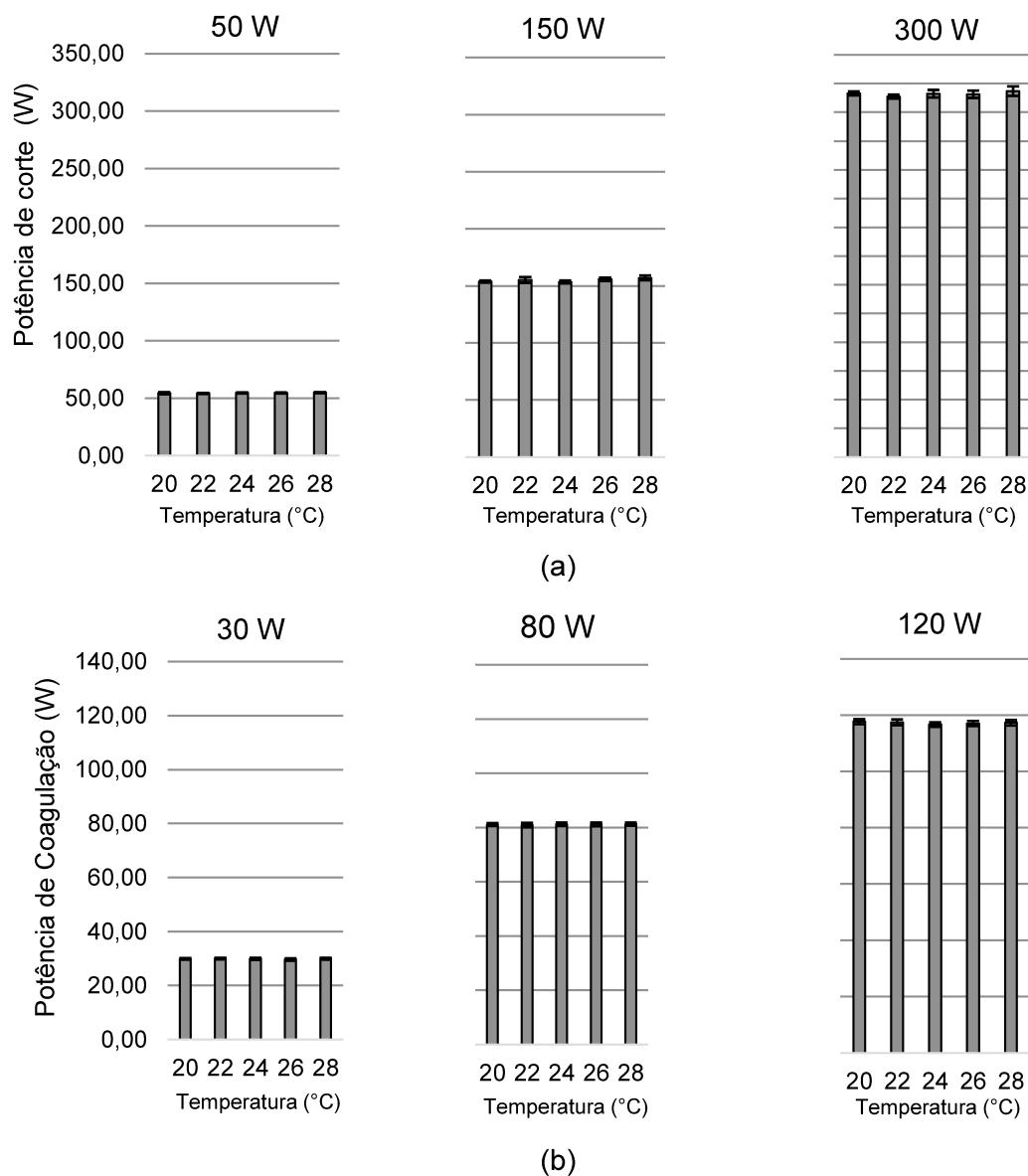


Figura 4.19 – Valores médios da potência de corte (Fig. 4.19a) e de coagulação (Fig. 4.19b), com barra de erros associada à incerteza expandida (95 %). (Unidade Eletrocirúrgica 4).

A Figura 4.20 representa o erro associado às potências de corte e de coagulação para as diferentes temperaturas avaliadas. Para a potência de corte (Fig. 4.20a), os três pontos analisados apresentaram erro positivos, porém os valores de erro foram maiores à medida que a potência se aproxima do limite superior da faixa nominal. Para a potência de coagulação (Fig. 4.20b), observou-se que em 30 W o erro é aproximadamente zero para todas as temperaturas. Para as potências de 80 W e de 120 W o erro é positivo, e ambas as potências apresentaram menor repetibilidade.

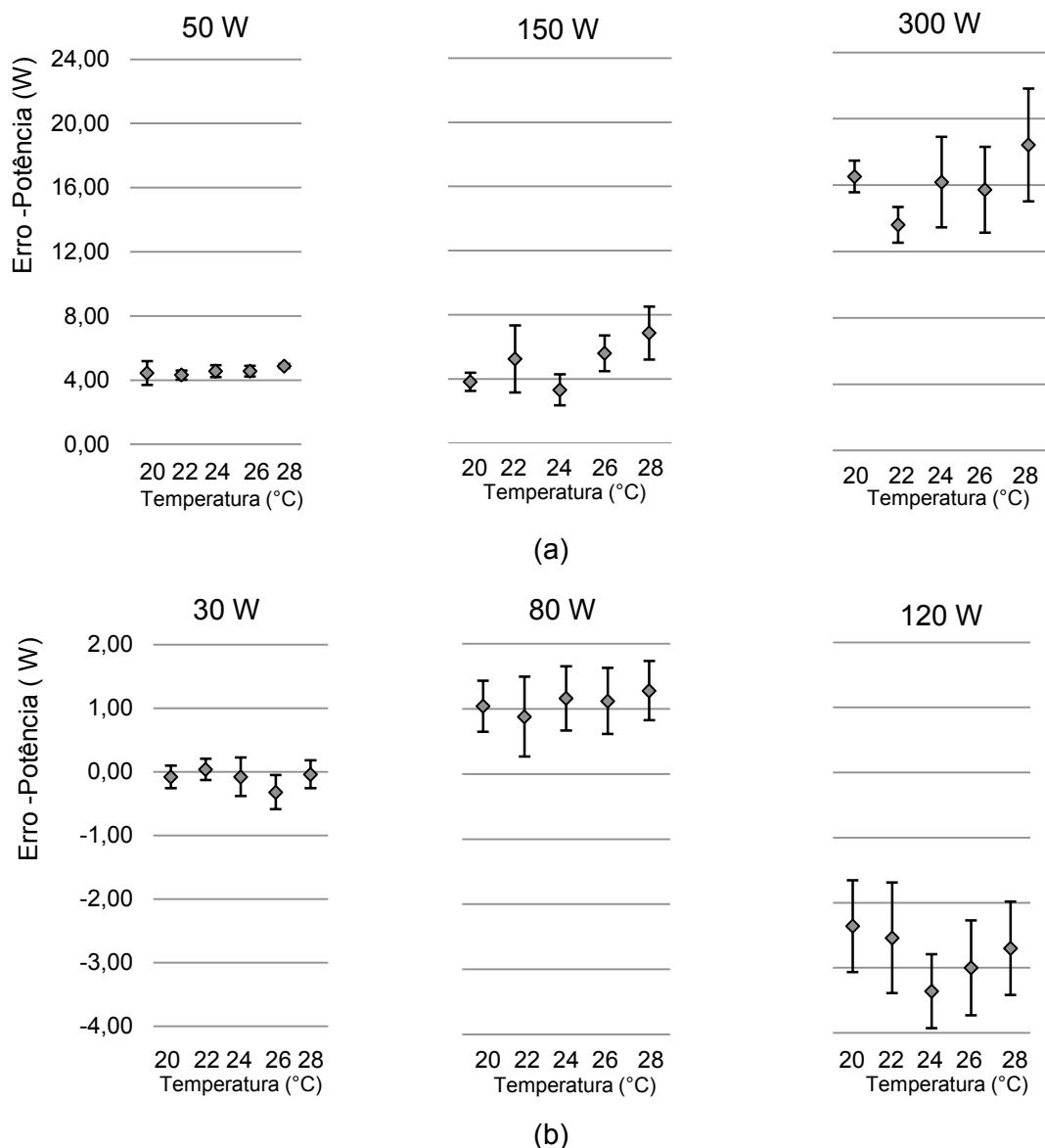


Figura 4.20 – Erro associado às potências de corte (Fig. 4.20a) e de coagulação (Fig. 4.20b). (Unidade Eletrocirúrgica 4).

A Tabela 4.6 apresenta os resultados do teste ANOVA para as potências de corte e de coagulação. Para este bisturi, a única potência que apresentou efeitos significativos nos valores médios foi a potência de corte de 150 W.

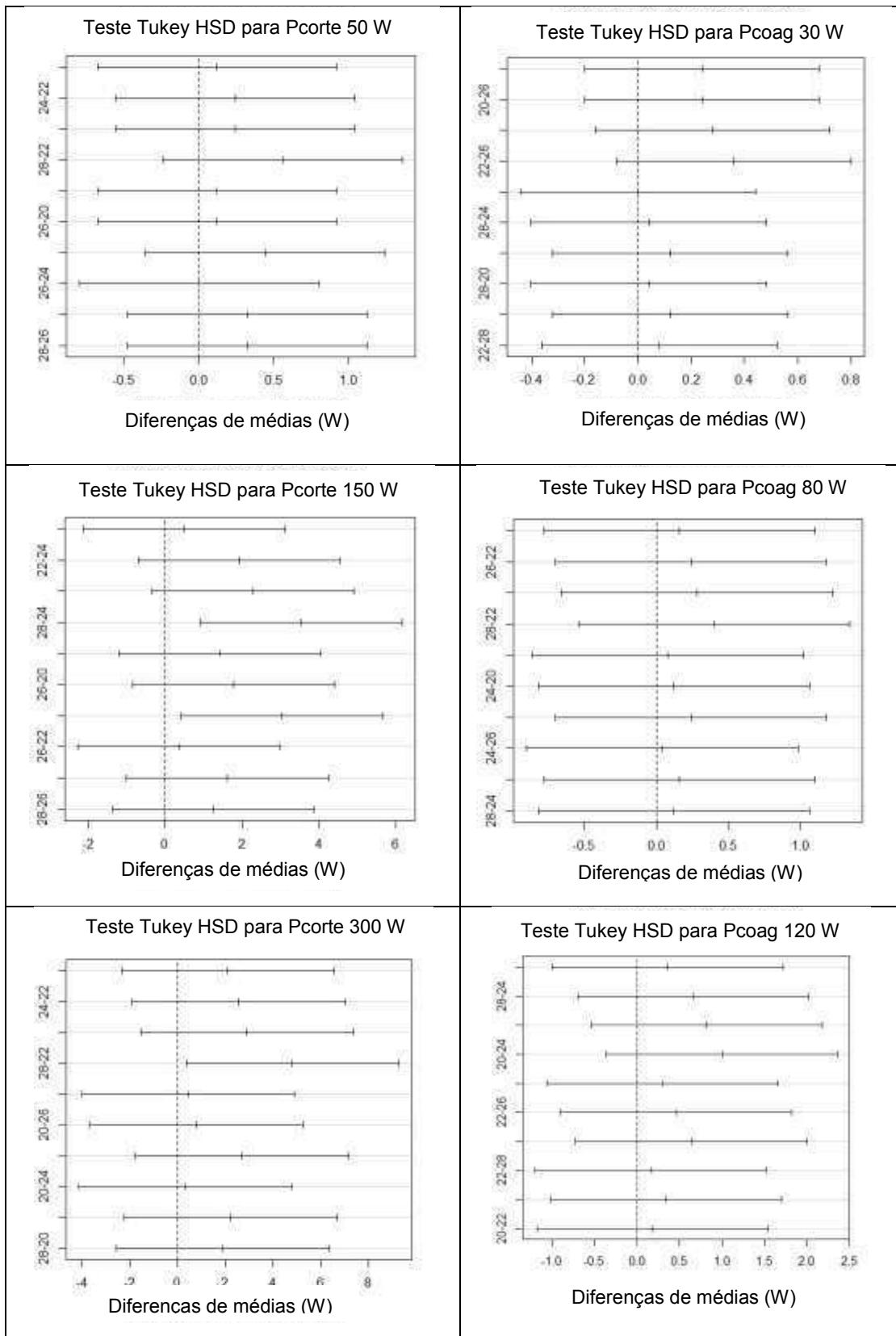
As diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas são apresentadas neste APÊNDICE. A partir dos resultados obtidos, conclui-se que apenas para a potência de corte em 150 W e 300 W houve pares de temperaturas com diferenças significativas. Para a potência de corte 150 W os pares de temperatura 28 °C e 24 °C, 28 °C e 20 °C apresentaram diferenças significativas, com *p-value* menores que 0,05. Para a potência de corte 300 W, apenas o par de temperaturas 28 °C e 22 °C. No caso da potência de coagulação, não houve pares de temperaturas com diferenças significativas, ou seja, todos os pares cruzaram a linha do zero.

Tabela 4.6 – ANOVA da potência de corte (Pcorte) e de coagulação (Pcoag) Unidade Eletrocirúrgica 4.

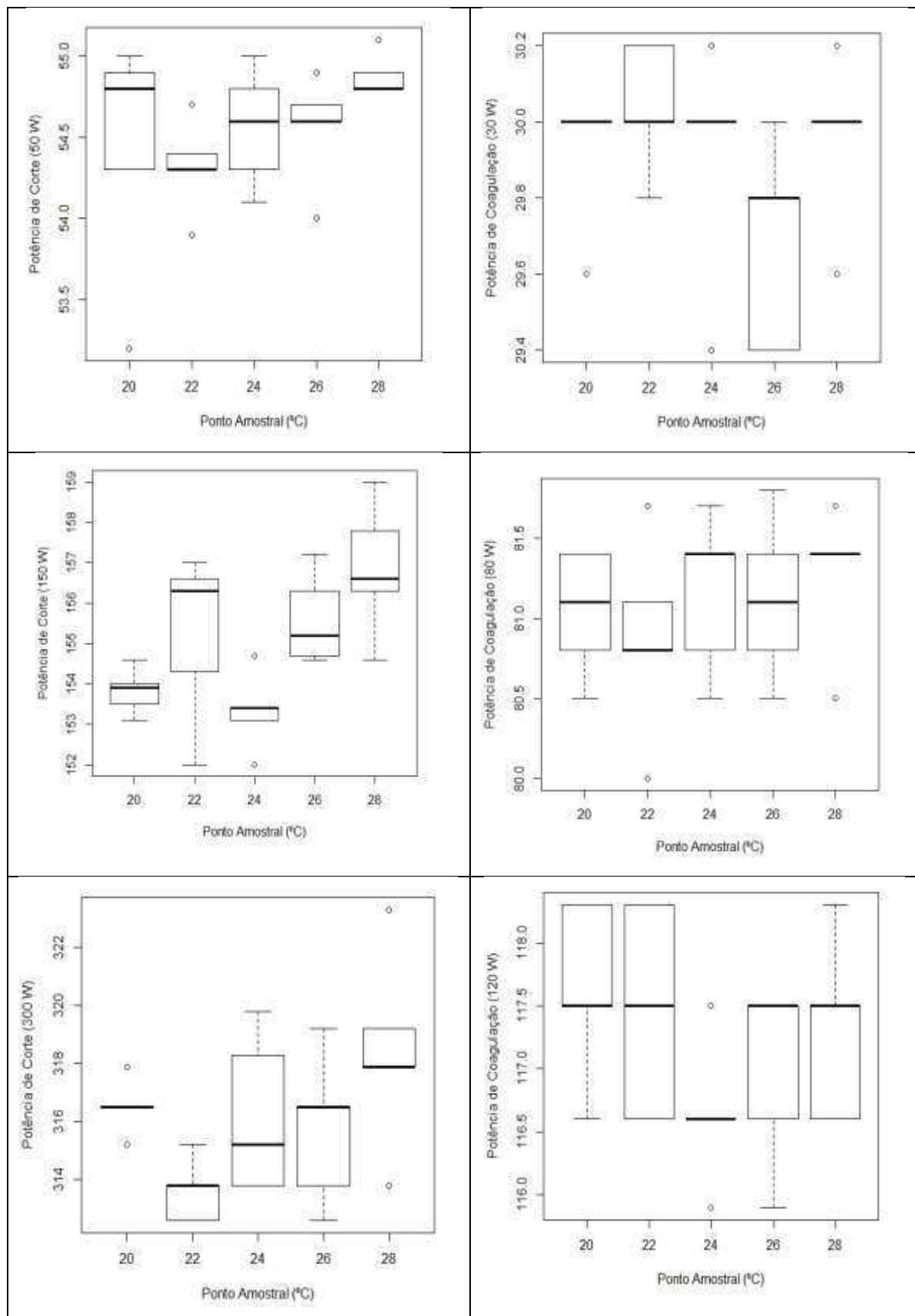
Potência	Fator	Soma quadrática	Graus de liberdade	Média quadrática	F-valor	p-valor
50 W	Intercepto	74398,02	1	74398,02	414242,9	0,000000
	Temp.	0,87	4	0,22	1,2	0,336959
	Erro	3,59	20	0,18		
150 W	Intercepto	600377,0	1	600377,0	312696,4	0,000000
	Temp.	40,4	4	10,1	5,3	0,004608
	Erro	38,4	20	1,9		
300 W	Intercepto	2497791	1	2497791	449113,7	0,000000
	Temp.	60	4	15	2,7	0,060885
	Erro	111	20	6		
30 W	Intercepto	22356,23	1	22356,23	410960,1	0,000000
	Temp.	0,36	4	0,09	1,7	0,198239
	Erro	1,09	20	0,05		
80 W	Intercepto	164414,0	1	164414,0	664567,6	0,000000
	Temp.	0,4	4	0,1	0,4	0,773836
	Erro	4,9	20	0,2		
120 W	Intercepto	343442,9	1	343442,9	663273,2	0,000000
	Temp.	3,1	4	0,8	1,5	0,237810
	Erro	10,4	20	0,5		

Ainda é apresentado o *boxplot* no qual podem-se observar as diferenças significativas nas médias dos valores de potência para as diferentes temperaturas. Para as potências de coagulação, os três pontos da faixa nominal analisados, assim como para a potência de corte de 300 W, algumas temperaturas apresentaram apenas o centro de distribuição indicado pela linha mediana no centro do quadrado. Observou-se ainda que para maiores temperaturas em ambas potências verificou-se variação dos valores positivamente ou negativamente assimétricos.

Diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas. (Unidade Eletrocirúrgica 4).



Visualização Gráfica (Boxplot) das potências de corte e coagulação sob diferentes temperaturas. (Unidade Eletrocirúrgica 4).



Pcorte = potência de corte; Pcoag = potência de coagulação; DM = diferença entre médias; LS = limite superior e LI = limite inferior.

	Pares de Temperatura (°C)	DM	LI	LS	p-value
Pcorte 50 W	20-22	0,1200000	-0,6820457	0,922045	0,9910359
	24-22	0,2400000	-0,5620457	1,0420457	0,8952405
	26-22	0,2400000	-0,5620457	1,0420457	0,8952405
	28-22	0,5600000	-0,2420457	1,3620457	0,2629204
	24-20	0,1200000	-0,6820457	0,9220457	0,9910359
	26-20	0,1200000	-0,6820457	0,9220457	0,9910359
	28-20	0,4400000	-0,3620457	1,2420457	0,4897711
	26-24	0,0000000	-0,8020457	0,8020457	1,0000000
	28-24	0,3200000	-0,4820457	1,1220457	0,7547249
	28-26	0,3200000	-0,4820457	1,1220457	0,7547249
Pcorte 150 W	20-24	0,5000000	-2,1223857	3,122386	0,9779019
	22-24	1,9200000	-0,7023857	4,542386	0,2233201
	26-24	2,2800000	-0,3423857	4,902386	0,1079408
	28-24	3,5400000	0,9176143	6,162386	0,0051570
	22-20	1,4200000	-1,2023857	4,042386	0,5022316
	26-20	1,7800000	-0,8423857	4,402386	0,2877177
	28-20	3,0400000	0,4176143	5,662386	0,0182515
	26-22	0,3600000	-2,2623857	2,982386	0,9935359
	28-22	1,6200000	-1,0023857	4,242386	0,3752335
	28-26	1,2600000	-1,3623857	3,882386	0,6118355
Pcorte 300 W	26-22	2,1200000	-2,3431946	6,583195	0,6217565
	24-22	2,5800000	-1,8831946	7,043195	0,4393109
	20-22	2,9200000	-1,5431946	7,383195	0,3211764
	28-22	4,8200000	0,3568054	9,283195	0,0303750
	24-26	0,4600000	-4,0031946	4,923195	0,9978615
	20-26	0,8000000	-3,6631946	5,263195	0,9823863
	28-26	2,7000000	-1,7631946	7,163195	0,3953553
	20-24	0,3400000	-4,1231946	4,803195	0,9993463
	28-24	2,2400000	-2,2231946	6,703195	0,5730769
	28-20	1,9000000	-2,5631946	6,363195	0,7094551

Pcoag 30 W	24-26	0,2400000	-0,2014132	0,6814133	0,4983342
	20-26	0,2400000	-0,2014132	0,6814133	0,4983342
	28-26	0,2800000	-0,1614132	0,7214133	0,3500681
	22-26	0,1360000	-0,0814132	0,8014133	0,1452639
	20-24	0,0000000	-0,4414132	0,4414133	1,0000000
	28-24	0,0400000	-0,4014132	0,4814133	0,9987067
	22-24	0,1200000	-0,3214132	0,5614133	0,9233942
	28-20	0,0400000	-0,4014132	0,4814133	0,9987067
	22-20	0,1200000	-0,3214132	0,5614133	0,9233942
	22-28	0,0800000	-0,3614132	0,5214133	0,9816535
Pcoag 80 W	20-22	0,1600000	-0,7813384	1,1013384	0,9855337
	26-22	0,2400000	-0,7013384	1,1813384	0,9382607
	24-22	0,2800000	-0,6613384	1,2213384	0,8972285
	28-22	0,4000000	-0,5413384	1,3413384	0,7108012
	26-20	0,0800000	-0,8613384	1,0213384	0,9989945
	24-20	0,1200000	-0,8213384	1,0613384	0,9951319
	28-20	0,2400000	-0,7013384	1,1813384	0,9382607
	24-26	0,0400000	-0,9013384	0,9813384	0,9999354
	28-26	0,1600000	-0,7813384	1,1013384	0,9855337
	28-24	0,1200000	-0,8213384	1,0613384	0,9951319
Pcoag 120 W	26-24	0,3600000	-1,0018428	1,721843	0,9302352
	28-24	0,6600000	-0,7018428	2,021843	0,6043033
	22-24	0,8200000	-0,5418428	2,181843	0,3998632
	20-24	1,0000000	-0,3618428	2,361843	0,2209785
	28-26	0,3000000	-1,0618428	1,661843	0,9628378
	22-26	0,4600000	-0,9018428	1,821843	0,8474183
	20-26	0,6400000	-0,7218428	2,001843	0,6308718
	22-28	0,1600000	-1,2018428	1,521843	0,9964452
	20-28	0,3400000	-1,0218428	1,701843	0,9425246
	20-22	0,1800000	-1,1818428	1,541843	0,9944076

APÊNDICE V

Os valores médios das potências de corte e de coagulação são exibidos na Fig. 4.21. A incerteza expandida foi maior para a potência de corte em 150 W para todas as temperaturas consideradas. No caso da potência de coagulação os valores de incerteza foram menores para todas as potências, uma vez que nesta potência foram observados os menores valores de desvio padrão.

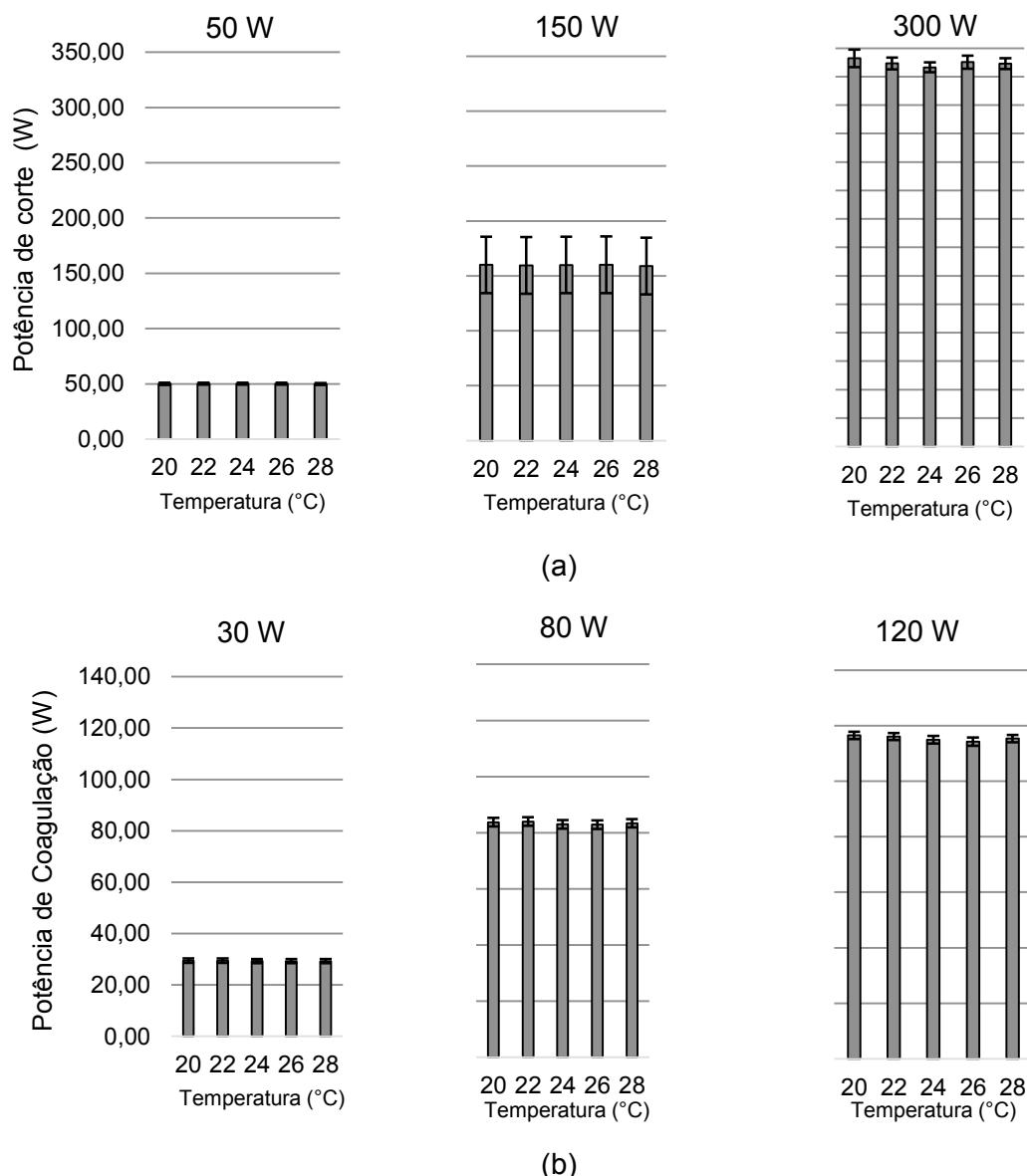


Figura 4.21 – Valores médios da potência de corte (Fig. 4.21a) e de coagulação (Fig. 4.21b), com barra de erros associada à incerteza expandida (95 %). (Unidade Eletrocirúrgica 5).

A Figura 4.22 representa o erro associado às potências de corte e de coagulação para as diferentes temperaturas avaliadas. Para a potência de corte, observou-se que em 50 W, o erro é próximo de zero, indicando que as leituras foram próximas ao valor convencional. Já para as potências de 150 W e 300 W, o erro foi positivo em todos os casos. Este fato mostra uma tendência dos valores de erro serem maiores à medida que se a potência se aproxima do limite superior da faixa nominal.

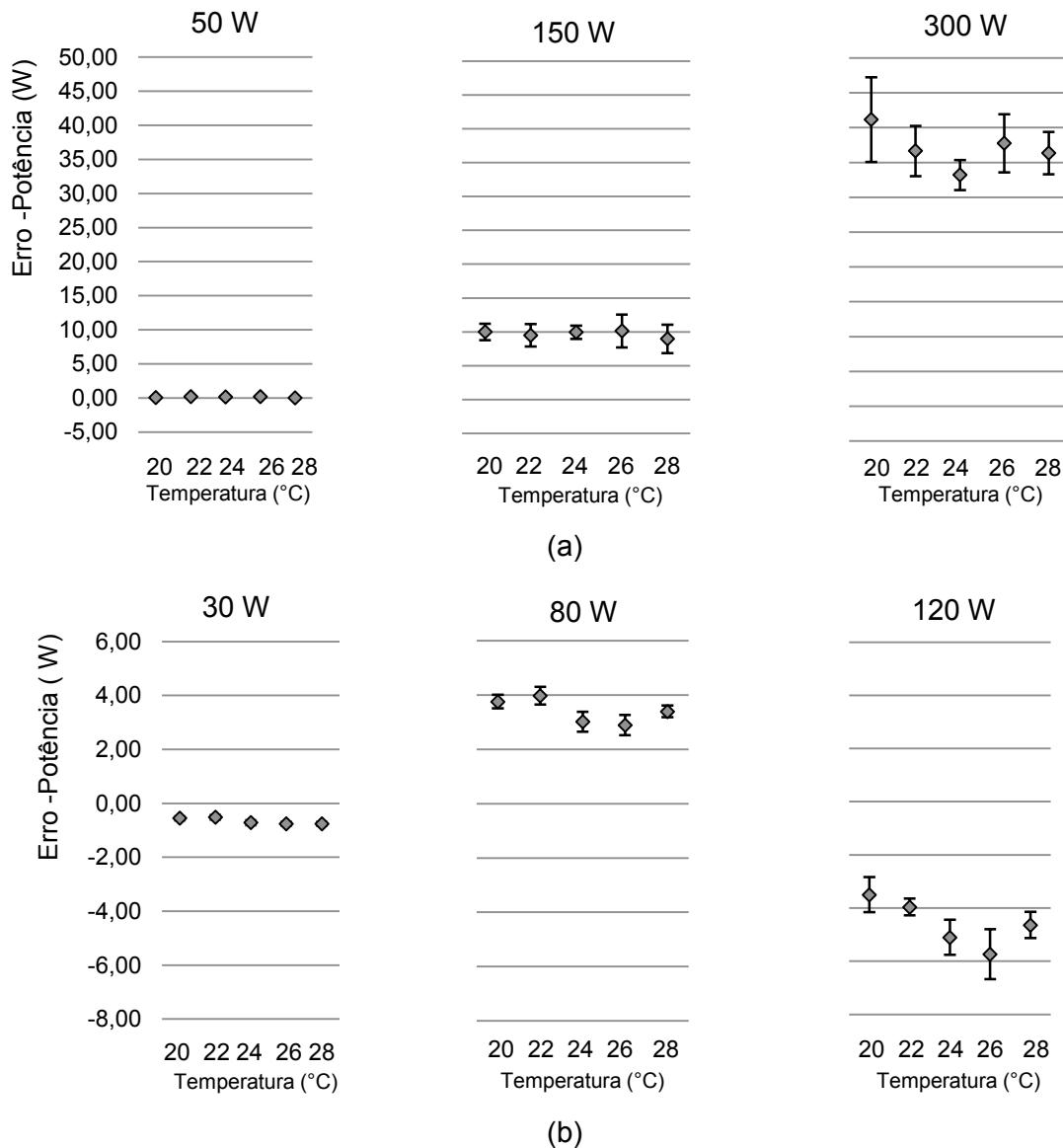


Figura 4.22 – Erro associado às potências de corte (Fig. 4.22a) e de coagulação (Fig. 4.22b). (Unidade Eletrocirúrgica 5).

Para a potência de coagulação, observou-se que em 30 W o erro é negativo para todas as temperaturas. Para a potência de 80 W o erro é positivo e para a potência 120 W o erro volta para valores negativos, sendo que a repetibilidade nesse caso é menor.

A Tabela 4.7 apresenta os resultados do teste ANOVA para as potências de corte e de coagulação. Pode-se concluir que para uma confiança de 95 %, os valores médios de potência de coagulação obtidos nas temperaturas consideradas são diferentes. Para a potência de corte não houve diferenças significativas.

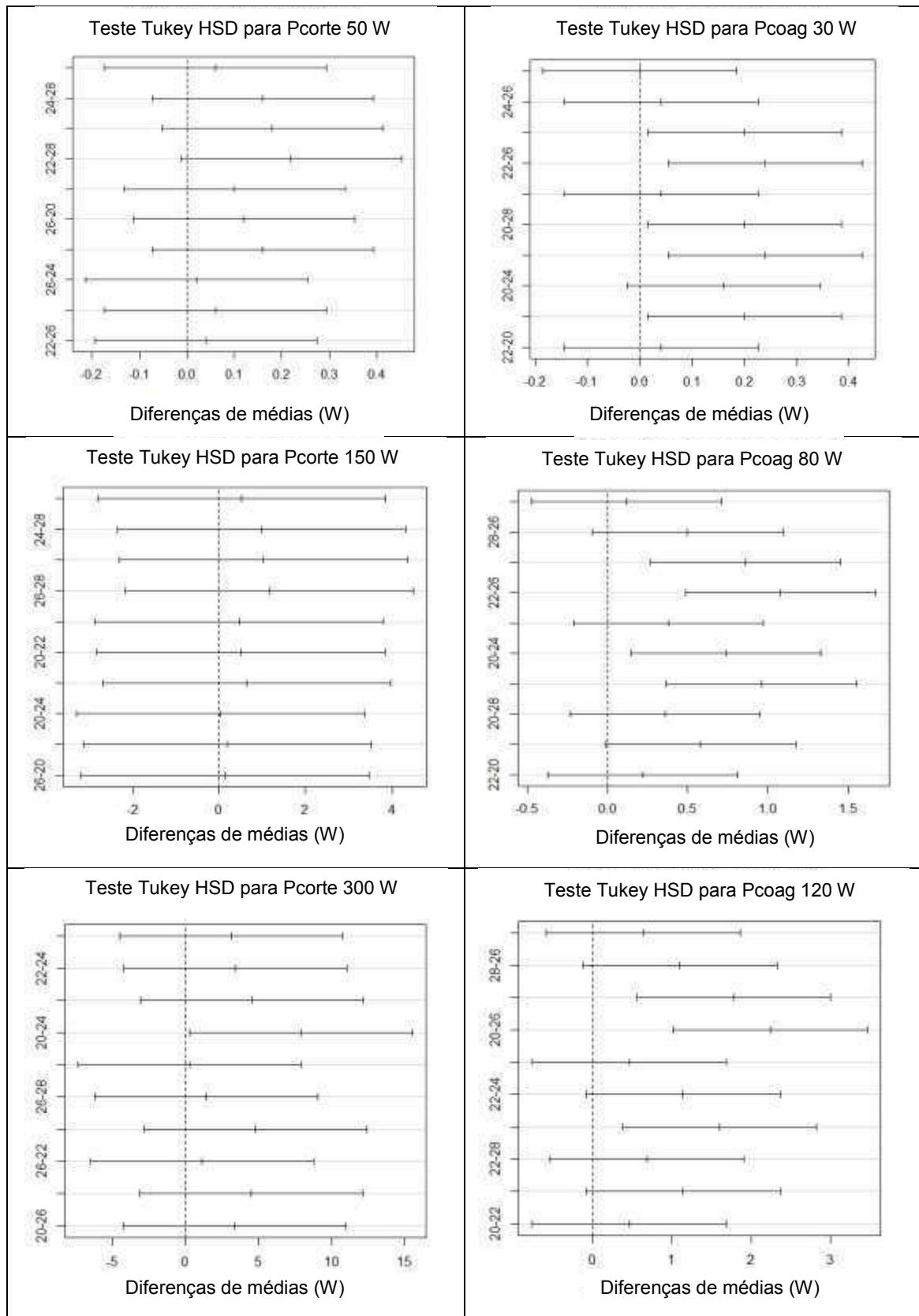
Tabela 4.7 – ANOVA da potência de corte (Pcorte) e de coagulação (Pcoag) Unidade Eletrocirúrgica 5.

Potência	Fator	Soma quadrática	Graus de liberdade	Média quadrática	F-valor	p-valor
50 W	Intercepto	62760,27	1	62760,27	4128965	0,000000
	Temp.	0,17	4	0,04	3	0,058507
	Erro	0,30	20	0,02		
150 W	Intercepto	637570,3	1	637570,3	205575,0	0,000000
	Temp.	4,5	4	1,1	0,4	0,829859
	Erro	62,0	20	3,1		
300 W	Intercepto	2839562	1	2839562	174830,5	0,000000
	Temp.	163	4	41	2,5	0,074593
	Erro	325	20	16		
30 W	Intercepto	21515,02	1	21515,02	2241148	0,000000
	Temp.	0,27	4	0,07	7	0,001151
	Erro	0,19	20	0,01		
80 W	Intercepto	173939,0	1	173939,0	1767673	0,000000
	Temp.	4,3	4	1,1	11	0,000073
	Erro	2,0	20	0,1		
120 W	Intercepto	332998,2	1	332998,2	795124,7	0,000000
	Temp.	15,9	4	4,0	9,5	0,000184
	Erro	8,4	20	0,4		

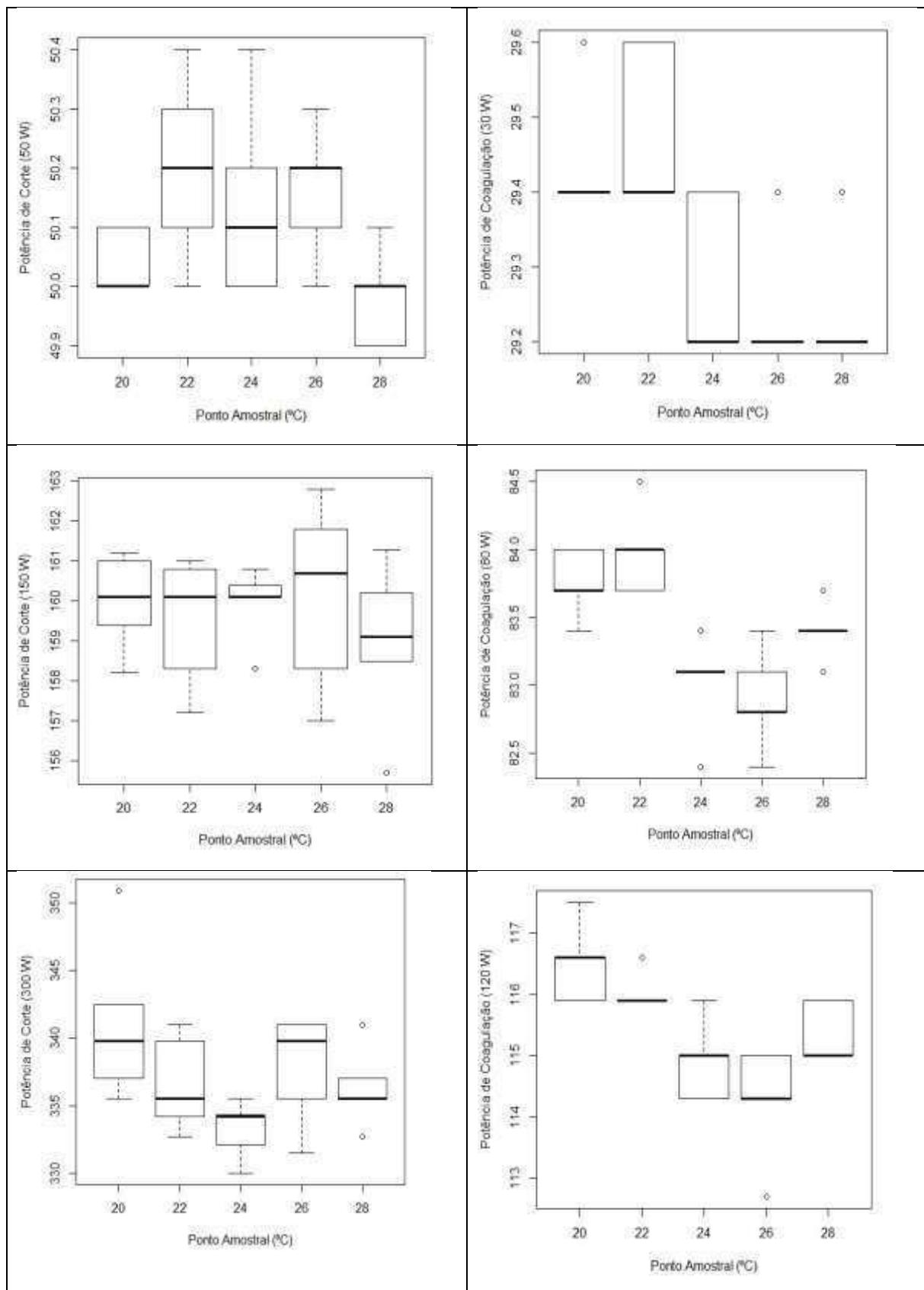
As diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas são apresentadas neste APÊNDICE. A partir dos resultados obtidos, conclui-se que apenas para a potência de corte em 300 W houve um par de temperaturas com diferença significativa. Para a potência de corte 300 W o par de temperaturas, 20 °C e 24 °C, apresentou diferenças significativas, com *p-value* menor que 0,05. A diferença entre as médias ainda em relação às potências de corte foi aumentando na medida em que a potência se aproximou do limite superior da faixa nominal do bisturi elétrico. Para a potência de coagulação todas as potências analisadas tiveram pares de temperatura com diferenças significativas, ou seja, não cruzaram a linha do zero.

Para as potências de coagulação, os três pontos da faixa nominal analisadas, os valores para maiores temperaturas apresentaram apenas o valor da mediana ou valores positivamente assimétricos no *boxplot*. Para a potência de corte os valores para as temperaturas em 26 °C e 28 °C foram decrescentes, respectivamente, com níveis médios diferentes de valores.

Diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas. (Unidade Eletrocirúrgica 5).



Visualização Gráfica (Boxplot) das potências de corte e coagulação sob diferentes temperaturas. (Unidade Eletrocirúrgica 5).



Pcorte = potência de corte; Pcoag = potência de coagulação; DM = diferença entre médias; LS = limite superior e LI = limite inferior.

	Pares de Temperatura (°C)	DM	LI	LS	p-value
Pcorte 50 W	20-28	0,06000000	-0,17332848	0,2933285	0,9364404
	24-28	0,16000000	-0,07332848	0,3933285	0,2786681
	26-28	0,18000000	-0,05332848	0,4133285	0,1832555
	22-28	0,22000000	-0,01332848	0,4533285	0,0705582
	24-20	0,10000000	-0,13332848	0,3333285	0,7044598
	26-20	0,12000000	-0,11332848	0,3533285	0,5506835
	22-20	0,16000000	-0,07332848	0,3933285	0,2786681
	26-24	0,02000000	-0,21332848	0,2533285	0,9989602
	22-24	0,06000000	-0,17332848	0,2933285	0,9364404
	22-26	0,04000000	-0,19332848	0,2733285	0,9850658
Pcorte 150 W	22-28	0,52000000	-2,81292000	3,85292000	0,9895009
	24-28	0,98000000	-2,35292000	4,31292000	0,9009685
	20-28	1,02000000	-2,31292000	4,35292000	0,8874777
	26-28	1,16000000	-2,17292000	4,49292000	0,8331833
	24-22	0,46000000	-2,87292000	3,79292000	0,9934024
	20-22	0,50000000	-2,83292000	3,83292000	0,9909447
	26-22	0,64000000	-2,69292000	3,97292000	0,9773222
	20-24	0,04000000	-3,29292000	3,37292000	0,9999996
	26-24	0,18000000	-3,15292000	3,51292000	0,9998325
	26-20	0,14000000	-3,19292000	3,47292000	0,9999383
Pcorte 300 W	28-24	3,12000000	-4,50716300	10,7471630	0,7379071
	22-24	3,42000000	-4,20716300	11,0471630	0,6695485
	26-24	4,54000000	-3,08716300	12,1671630	0,4109666
	20-24	7,92000000	0,29283700	15,5471630	0,0394413
	22-28	0,30000000	-7,32716300	7,9271630	0,9999525
	26-28	1,42000000	-6,20716300	9,0471630	0,9797471
	20-28	4,80000000	-2,82716300	12,4271630	0,3575521
	26-22	1,12000000	-6,50716300	8,7471630	0,9916490
	20-22	4,50000000	-3,12716300	12,1271630	0,4195254
	20-26	3,38000000	-4,24716300	11,0071630	0,6788622

Pcoag 30 W	28-26	0,00000000	-0,18543067	0,1854307	1,0000000
	24-26	0,04000000	-0,14543067	0,2254307	0,9655070
	20-26	0,20000000	0,01456933	0,3854307	0,0306405
	22-26	0,24000000	0,05456933	0,4254307	0,0074872
	24-28	0,04000000	-0,14543067	0,2254307	0,9655070
	20-28	0,20000000	0,01456933	0,3854307	0,0306405
	22-28	0,24000000	0,05456933	0,4254307	0,0074872
	20-24	0,16000000	-0,02543067	0,3454307	0,1120095
	22-24	0,20000000	0,01456933	0,3854307	0,0306405
	22-20	0,04000000	0,14543067	0,2254307	0,9655070
Pcoag 80 W	24-26	0,12000000	-0,47366781	0,7136678	0,9726808
	28-26	0,50000000	-0,09366781	1,0936678	0,1256270
	20-26	0,86000000	0,26633219	1,4536678	0,0026497
	22-26	1,08000000	0,48633219	1,6736678	0,0002185
	28-24	0,38000000	-0,21366781	0,9736678	0,3415524
	20-24	0,74000000	0,14633219	1,3336678	0,0102908
	22-24	0,96000000	0,36633219	1,5536678	0,0008476
	20-28	0,36000000	-0,23366781	0,9536678	0,3930468
	22-28	0,58000000	-0,01366781	1,1736678	0,0575202
	22-20	0,22000000	-0,37366781	0,8136678	0,7999621
Pcoag 120 W	24-26	0,64000000	-0,58475518	1,8647550	0,5358664
	28-26	1,10000000	-0,12475518	2,3247550	0,0916542
	22-26	1,78000000	0,55524482	3,0047550	0,0025662
	20-26	2,24000000	1,01524482	3,4647550	0,0002049
	28-24	0,46000000	-0,76475518	1,6847550	0,7922395
	22-24	1,14000000	-0,08475518	2,3647550	0,0757785
	20-24	1,60000000	0,37524482	2,8247550	0,0069055
	22-28	0,68000000	-0,54475518	1,9047550	0,4782619
	20-28	1,14000000	-0,08475518	2,3647550	0,0757785
	20-22	0,46000000	-0,76475518	1,6847550	0,7922395

APÊNDICE VI

Os valores médios das potências de corte e de coagulação são exibidos na Fig. 4.23.

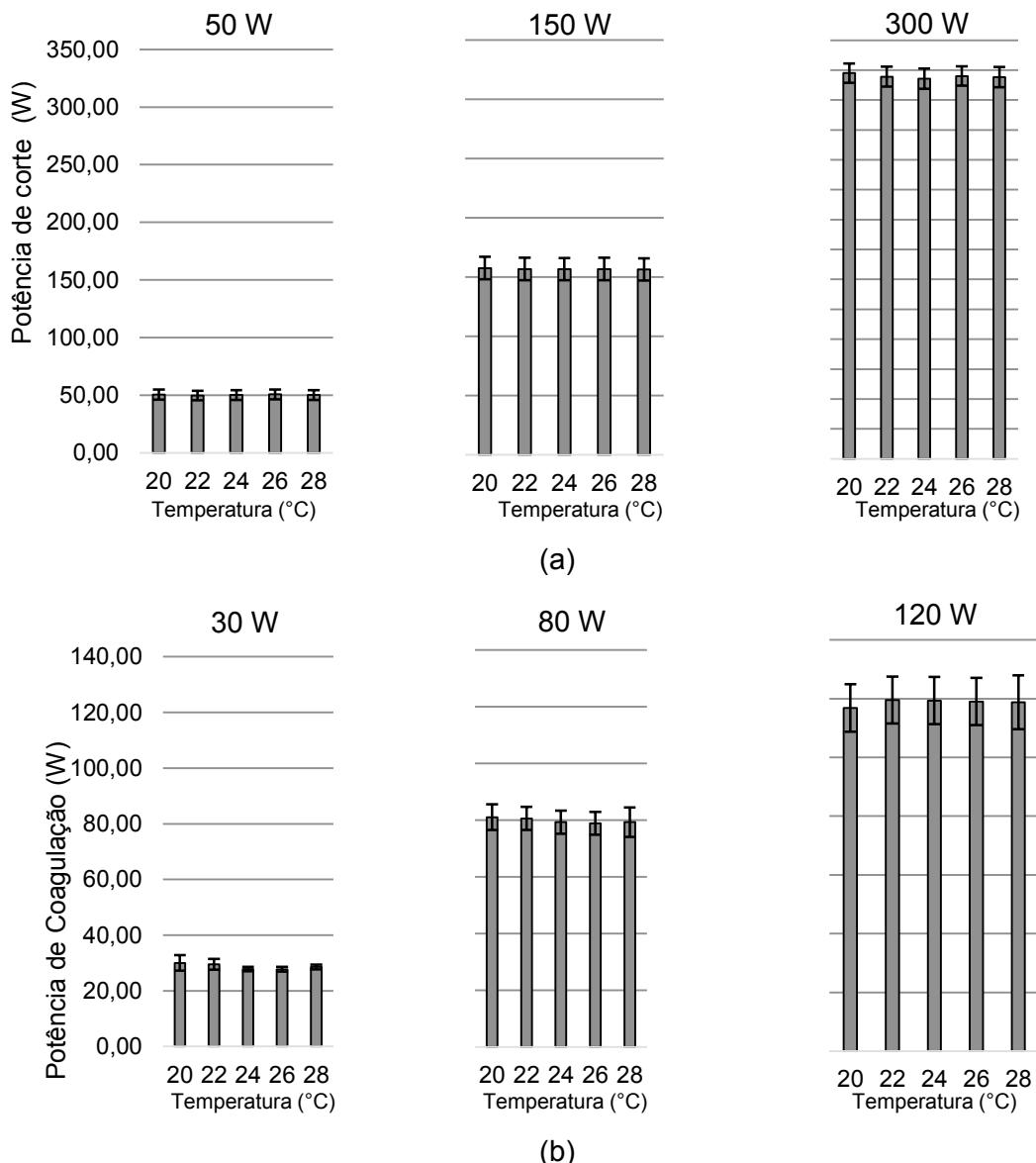


Figura 4.23 – Valores médios da potência de corte (Fig. 4.23a) e de coagulação (Fig. 4.23b), com barra de erros associada à incerteza expandida (95 %). (Unidade Eletrocirúrgica 6).

Observou-se que a incerteza expandida para a potência de corte aumentou de 50 W para 80 W e diminuiu novamente para 300 W para todas as temperaturas. Para a potência de coagulação se observou maior valor de incerteza expandida para a potência de 120 W, uma vez nesta potência foram observados os maiores valores de desvio padrão.

A Figura 4.24 representa o erro associado às potências de corte e de coagulação, respectivamente. Para a potência de corte de 50 W foram obtidos valores próximos de zero, com menores valores de desvio padrão. Para 150 W e 300 W, o erro foi positivo em todos os casos.

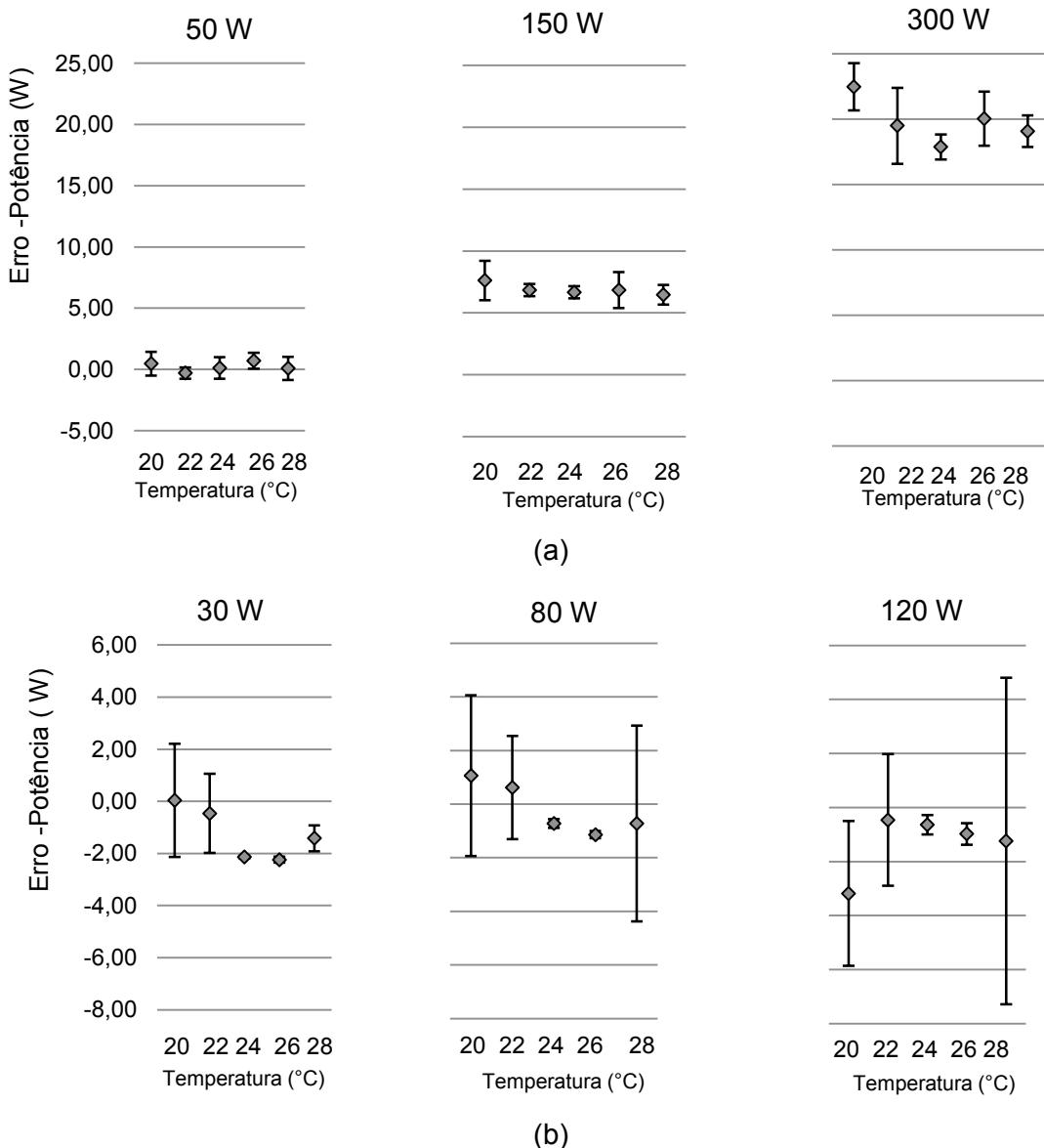


Figura 4.24 – Erro associado às potências de corte (Fig. 4.24a) e de coagulação (Fig. 4.24b). (Unidade Eletrocirúrgica 6).

A Figura 4.24b mostra o erro para a potência de coagulação, no qual se observaram maiores valores de desvio padrão para as maiores temperaturas analisadas.

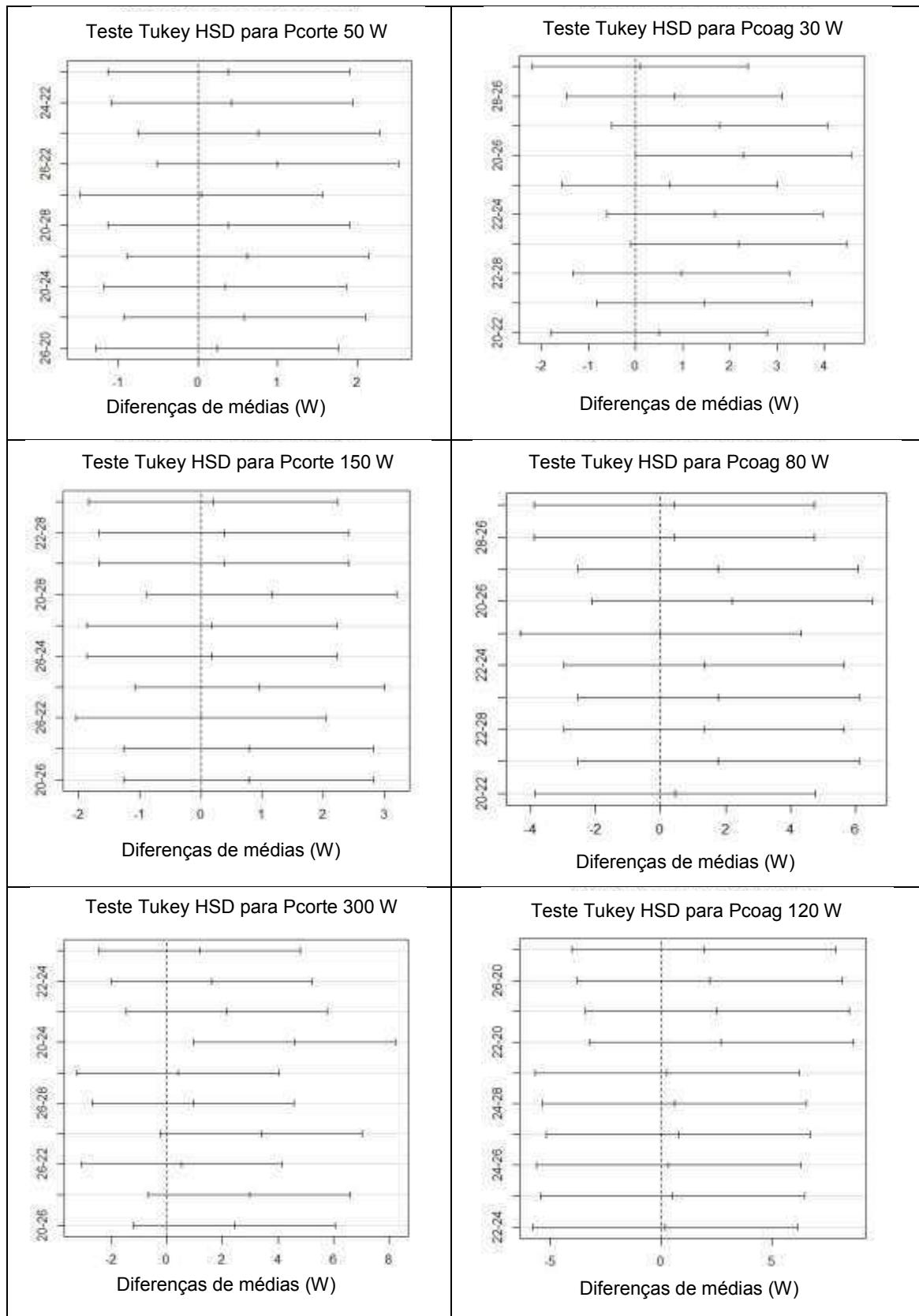
A Tabela 4.8 apresenta os resultados do teste ANOVA para as potências de corte e de coagulação. Conclui-se que a temperatura provocou efeito estatisticamente significativo nos valores médios de potência de corte de 300 W e da potência de coagulação de 30 W.

As diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas são apresentadas neste APÊNDICE. Conclui-se que apenas para a potência de corte em 300 W houve um par de temperaturas com diferença significativa. Esta diferença ocorreu no par de temperaturas 20 °C e 24 °C, com *p-value* menor que 0,05. Ainda na potência de 300 W, a diferença entre as médias foi maior quando comparado aos outros dois pontos analisados. Para a potência de coagulação nenhum par de temperaturas apresentou diferença significativa, todas cruzaram a linha do zero. A partir do *boxplot* pode-se observar as diferenças significativas nas médias dos valores de potência para as diferentes temperaturas. Em ambas as potências para temperaturas menores, observaram-se valores negativos e assimétricos, ao contrário de temperaturas mais elevadas no qual os valores foram positivos e mais assimétricos.

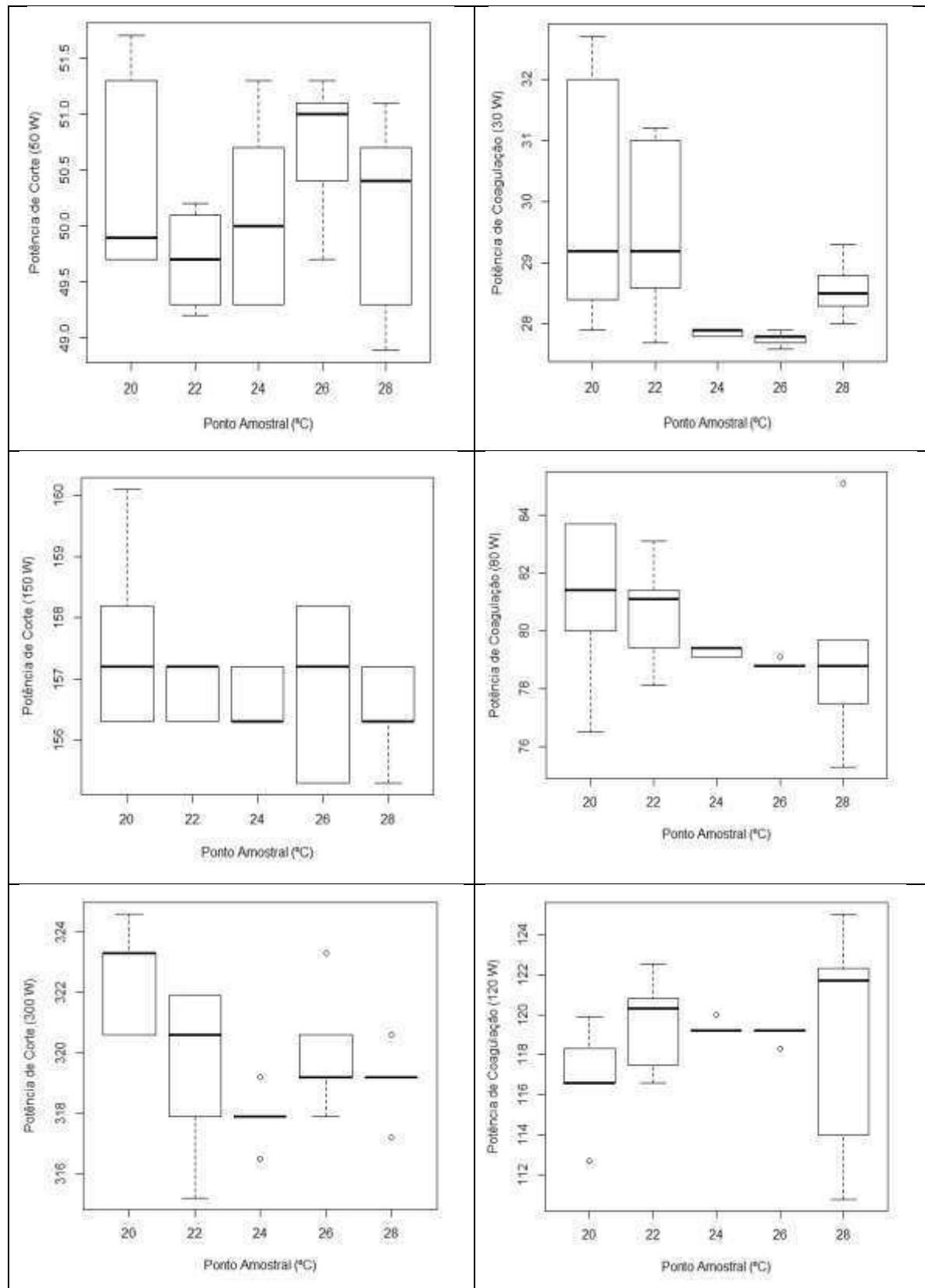
Tabela 4.8 – ANOVA da potência de corte (Pcorte) e de coagulação (Pcoag) Unidade Eletrocirúrgica 6.

Potência	Fator	Soma quadrática	Graus de liberdade	Média quadrática	F-valor	p-valor
50 W	Intercepto	63031,12	1	63031,12	63031,12	0,000000
	Temp.	2,94	4	0,73	1,14	0,364834
	Erro	12,85	20	0,64		
150 W	Intercepto	615314,7	1	615314,7	531451,7	0,000000
	Temp.	3,9	4	1,0	0,8	0,517585
	Erro	23,2	20	1,2		
300 W	Intercepto	2556737	1	2556737	698982,2	0,000000
	Temp.	58	4	14	3,9	0,016162
	Erro	73	20	4		
30 W	Intercepto	20672,69	1	20672,69	14151,62	0,000000
	Temp.	20,45	4	5,11	3,50	0,025411
	Erro	29,22	20	1,46		
80 W	Intercepto	159280,8	1	159280,8	771284,2	0,000000
	Temp.	18,4	4	4,6	0,88	0,491875
	Erro	104,3	20	5,2		
120 W	Intercepto	352242,3	1	352242,3	35264,43	0,000000
	Temp.	23,9	4	6,0	0,60	0,668041
	Erro	199,8	20	10,0		

Diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas. (Unidade Eletrocirúrgica 6).



Visualização Gráfica (Boxplot) das potências de corte e coagulação sob diferentes temperaturas. (Unidade Eletrocirúrgica 6).



Pcorte = potência de corte; Pcoag = potência de coagulação; DM = diferença entre médias; LS = limite superior e LI = limite inferior.

	Pares de Temperatura (°C)	DM	LI	LS	p-value
Pcorte 50 W	28-22	0,38000000	-1,1368712	1,8968710	0,9418495
	24-22	0,42000000	-1,0968712	1,9368710	0,9185963
	20-22	0,76000000	-0,7568712	2,2768710	0,5746164
	26-22	1,00000000	-0,5168712	2,5168710	0,3141465
	24-28	0,04000000	-1,4768712	1,5568710	0,9999904
	20-28	0,38000000	-1,1368712	1,8968710	0,9418495
	26-28	0,62000000	-0,8968712	2,1368710	0,7384599
	20-24	0,34000000	-1,1768712	1,8568710	0,9604873
	26-24	0,58000000	-0,9368712	2,0968710	0,7816014
	26-20	0,24000000	-1,2768712	1,7568710	0,9889330
Pcorte 150 W	24-28	0,20000000	-1,8363983	2,2363980	0,9982281
	22-28	0,38000000	-1,6563983	2,4163980	0,9795762
	26-28	0,38000000	-1,6563983	2,4163980	0,9795762
	20-28	1,16000000	-0,8763983	3,1963980	0,4535241
	22-24	0,18000000	-1,8563983	2,2163980	0,9988269
	26-24	0,18000000	-1,8563983	2,2163980	0,9988269
	20-24	0,96000000	-1,0763983	2,9963980	0,6282189
	26-22	0,00000000	-2,0363983	2,0363980	1,0000000
	20-22	0,78000000	-1,2563983	2,8163980	0,7805501
	20-26	0,78000000	-1,2563983	2,8163980	0,7805501
Pcorte 300 W	28-24	1,20000000	-2,4195612	4,8195610	0,8557840
	22-24	1,62000000	-1,9995612	5,2395610	0,6710245
	26-24	2,16000000	-1,4595612	5,7795610	0,4085078
	20-24	4,60000000	0,9804388	8,2195610	0,0087520
	22-28	0,42000000	-3,1995612	4,0395610	0,9966120
	26-28	0,96000000	-2,6595612	4,5795610	0,9294548
	20-28	3,40000000	-0,2195612	7,0195610	0,0720523
	26-22	0,54000000	-3,0795612	4,1595610	0,9911326
	20-22	2,98000000	-0,6395612	6,5995610	0,1393148
	20-26	2,44000000	-1,1795612	6,0595610	0,2938837

Pcoag 30 W	24-26	0,10000000	-2,187395852	2,387396	0,9999277
	28-26	0,82000000	-1,467395852	3,107396	0,8181112
	22-26	1,78000000	-0,507395852	4,067396	0,1769920
	20-26	2,28000000	-0,007395852	4,567396	0,0509987
	28-24	0,72000000	-1,567395852	3,007396	0,8770800
	22-24	1,68000000	-0,607395852	3,967396	0,2208037
	20-24	2,18000000	-0,107395852	4,467396	0,0664147
	22-28	0,96000000	-1,327395852	3,247396	0,7198281
	20-28	1,46000000	-0,827395852	3,747396	0,3442111
	20-22	0,50000000	-1,787395852	2,787396	0,9638450
Pcoag 80 W	24-26	0,42000000	-3,901221000	4,741221	0,9982988
	28-26	0,42000000	-3,901221000	4,741221	0,9982988
	22-26	1,76000000	-2,561221000	6,081221	0,7408873
	20-26	2,20000000	-2,121221000	6,521221	0,5600155
	28-24	0,00000000	-4,321221000	4,321221	1,0000000
	22-24	1,34000000	-2,981221000	5,661221	0,8827032
	20-24	1,78000000	-2,541221000	6,101221	0,7330818
	22-28	1,34000000	-2,981221000	5,661221	0,8827032
	20-28	1,78000000	-2,541221000	6,101221	0,7330818
	20-22	0,44000000	-3,881221000	4,761221	0,9979602
Pcoag 120 W	28-20	1,94000000	-4,041337000	7,921337	0,8651278
	26-20	2,20000000	-3,781337000	8,181337	0,8041784
	24-20	2,54000000	-3,441337000	8,521337	0,7112731
	22-20	2,72000000	-3,261337000	8,701337	0,6582121
	26-28	0,26000000	-5,721337000	6,241337	0,9999293
	24-28	0,60000000	-5,381337000	6,581337	0,9980757
	22-28	0,78000000	-5,201337000	6,761337	0,9946888
	24-26	0,34000000	-5,641337000	6,321337	0,9997947
	22-26	0,52000000	-5,461337000	6,501337	0,9989008
	22-24	0,18000000	-5,801337000	6,161337	0,9999837

APÊNDICE VII

Os valores médios das potências de corte e de coagulação são exibidos na Fig. 4.25. A incerteza expandida para a potência de corte aumentou na medida em que a potência passou de 50 W para 150 W e foi aproximadamente o mesmo para a potência de 300 W.

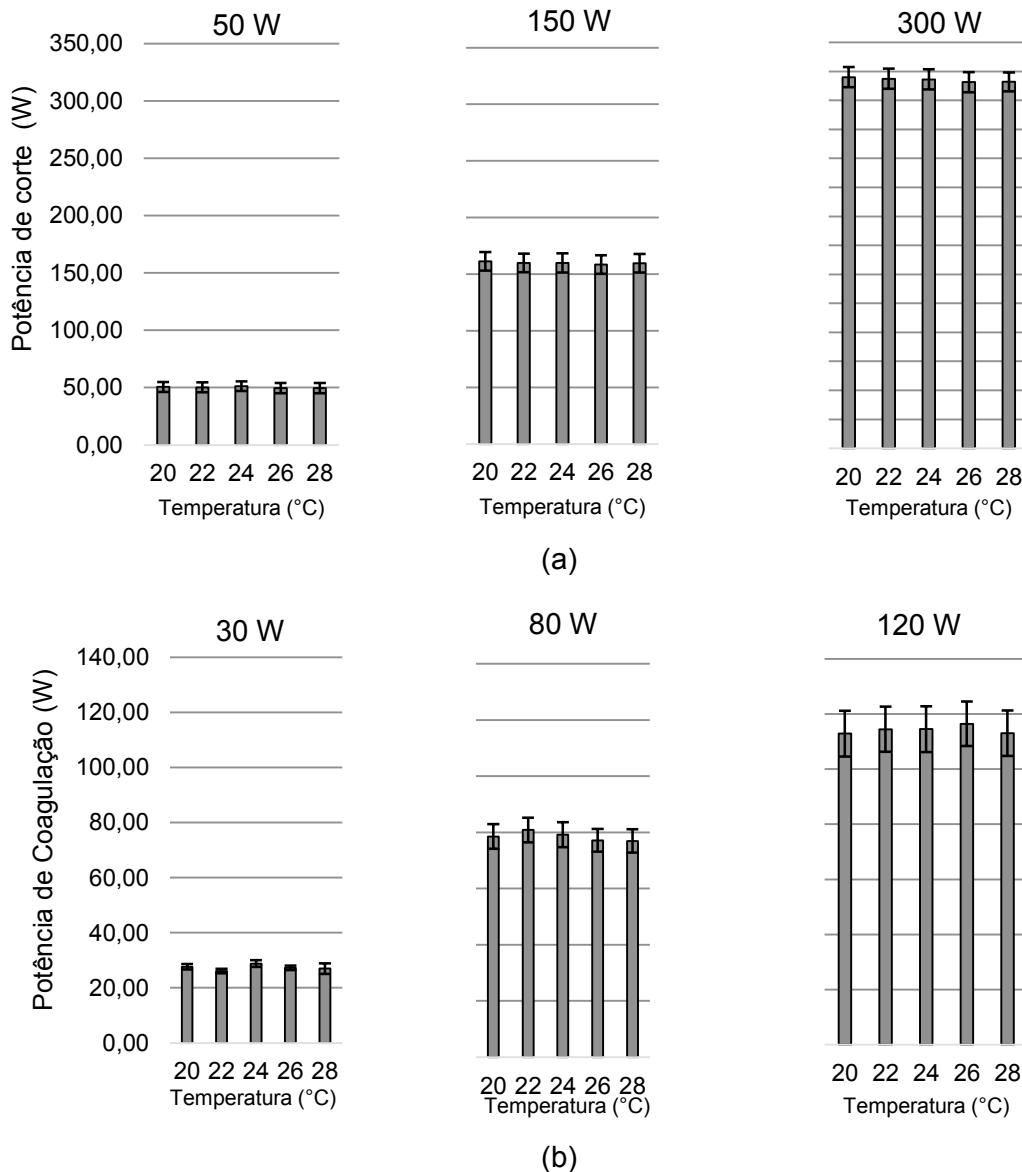


Figura 4.25 – Valores médios da potência de corte (Fig. 4.25a) e de coagulação (Fig. 4.25b), com barra de erros associada à incerteza expandida (95 %). (Unidade Eletrocirúrgica 7).

Para a potência de coagulação os valores de incerteza foram maiores para a potência de 120 W, visto que obtiveram maiores valores de desvio padrão. A Figura 4.26 representa o erro associado às potências de corte e de coagulação para as diferentes temperaturas

avaliadas. Para a potência de corte (Fig. 4.26a), verificou-se que para a potência de 50 W a repetibilidade dos valores é maior e os valores encontrados de erro se aproximam do zero. Já para as potências de 150 W e 300 W, o erro foi positivo em todos os casos. O desvio padrão para a potência de 300 W em todos os casos foram maiores que os outros dois pontos analisados.

A Figura 4.26b mostra o erro para a potência de coagulação. Observou-se que para 80 W o erro é negativo em todos os casos com os maiores valores de desvio padrão. Para a potência de 120 W o erro continua negativo sendo que a repetibilidade nesse caso é menor.

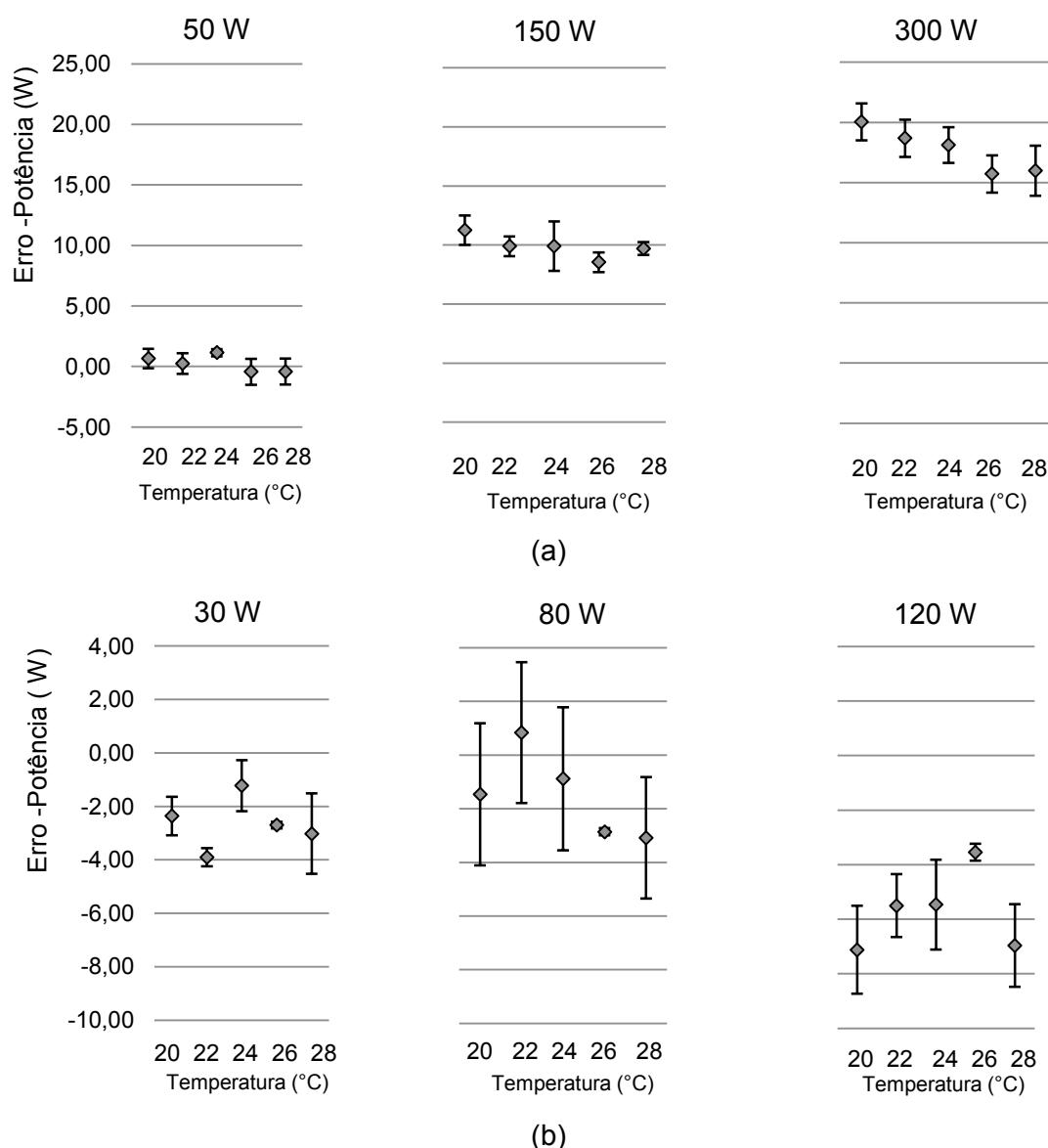


Figura 4.26 – Erro associado às potências de corte (Fig. 4.26a) e de coagulação (Fig. 4.26b). (Unidade Eletrocirúrgica 7).

A Tabela 4.9 apresenta os resultados do teste ANOVA para as potências de corte e de coagulação. Este bisturi mostrou maior efeito da temperatura, com efeitos significativos nos valores médios das potências de corte e coagulação com exceção apenas para a potência de coagulação de 80 W.

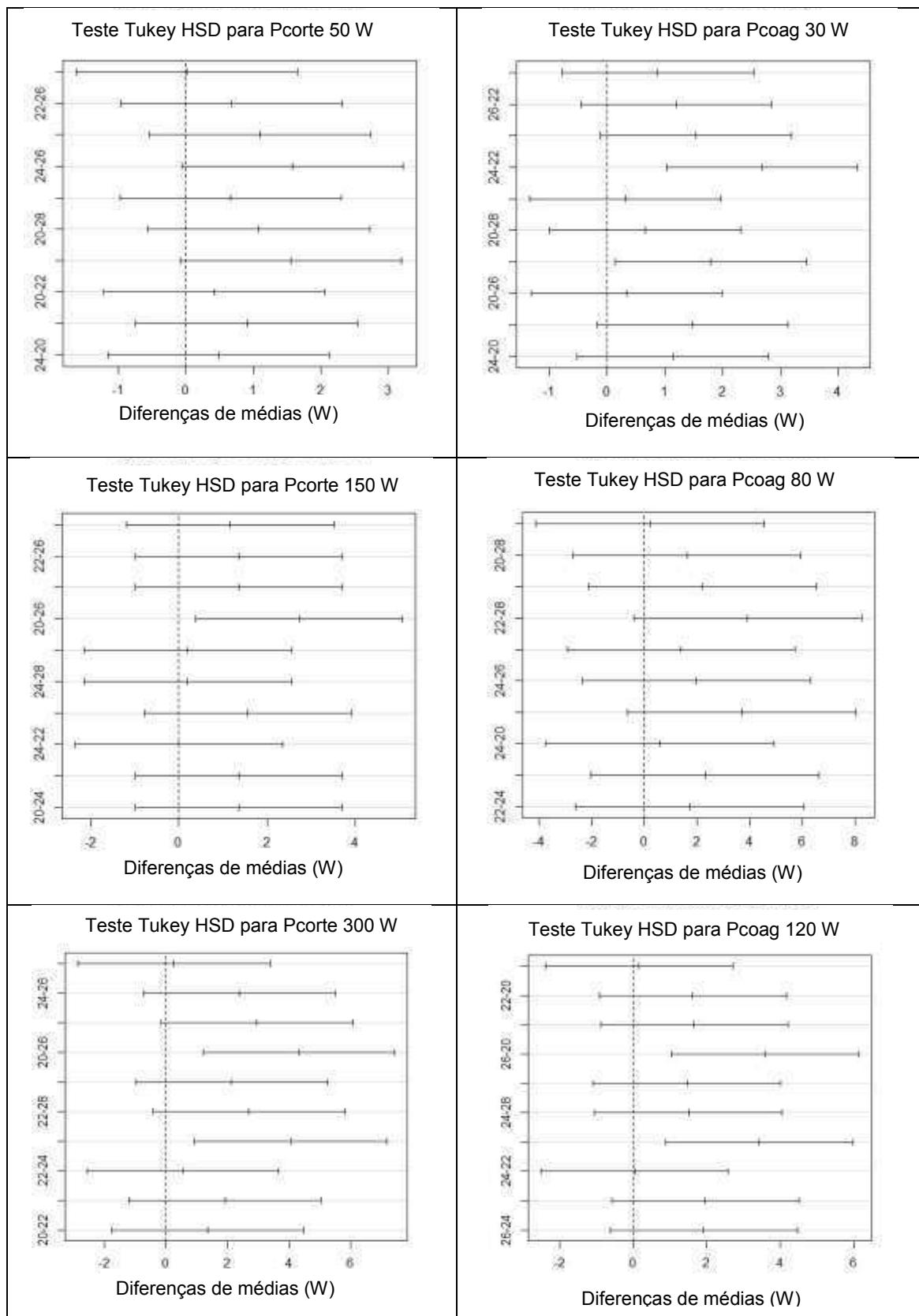
Tabela 4.9 – ANOVA da potência de corte (Pcorte) e de coagulação (Pcoag) Unidade Eletrocirúrgica 7.

Potência	Fator	Soma quadrática	Graus de liberdade	Média quadrática	F-valor	p-valor
50 W	Intercepto	63091,39	1	63091,39	84369,34	0,000000
	Temp.	9,42	4	2,36	3,15	0,036755
	Erro	14,96	20	0,75		
150 W	Intercepto	638880,5	1	638880,5	415342,9	0,000000
	Temp.	18,7	4	4,7	3,0	0,041723
	Erro	30,8	20	1,10		
300 W	Intercepto	2523459	1	2523459	926992,6	0,000000
	Temp.	67	4	17	6,2	0,002064
	Erro	54	20	3		
30 W	Intercepto	18714,24	1	18714,24	24482,26	0,000000
	Temp.	19,15	4	4,79	6,26	0,001949
	Erro	15,29	20	0,76		
80 W	Intercepto	154103,4	1	154103,4	29422,51	0,000000
	Temp.	51	4	12,8	2,44	0,080790
	Erro	104,8	20	5,2		
120 W	Intercepto	326520,8	1	326520,8	1690391	0,000000
	Temp.	41,8	4	10,5	5,8	0,002823
	Erro	36,2	20	1,8		

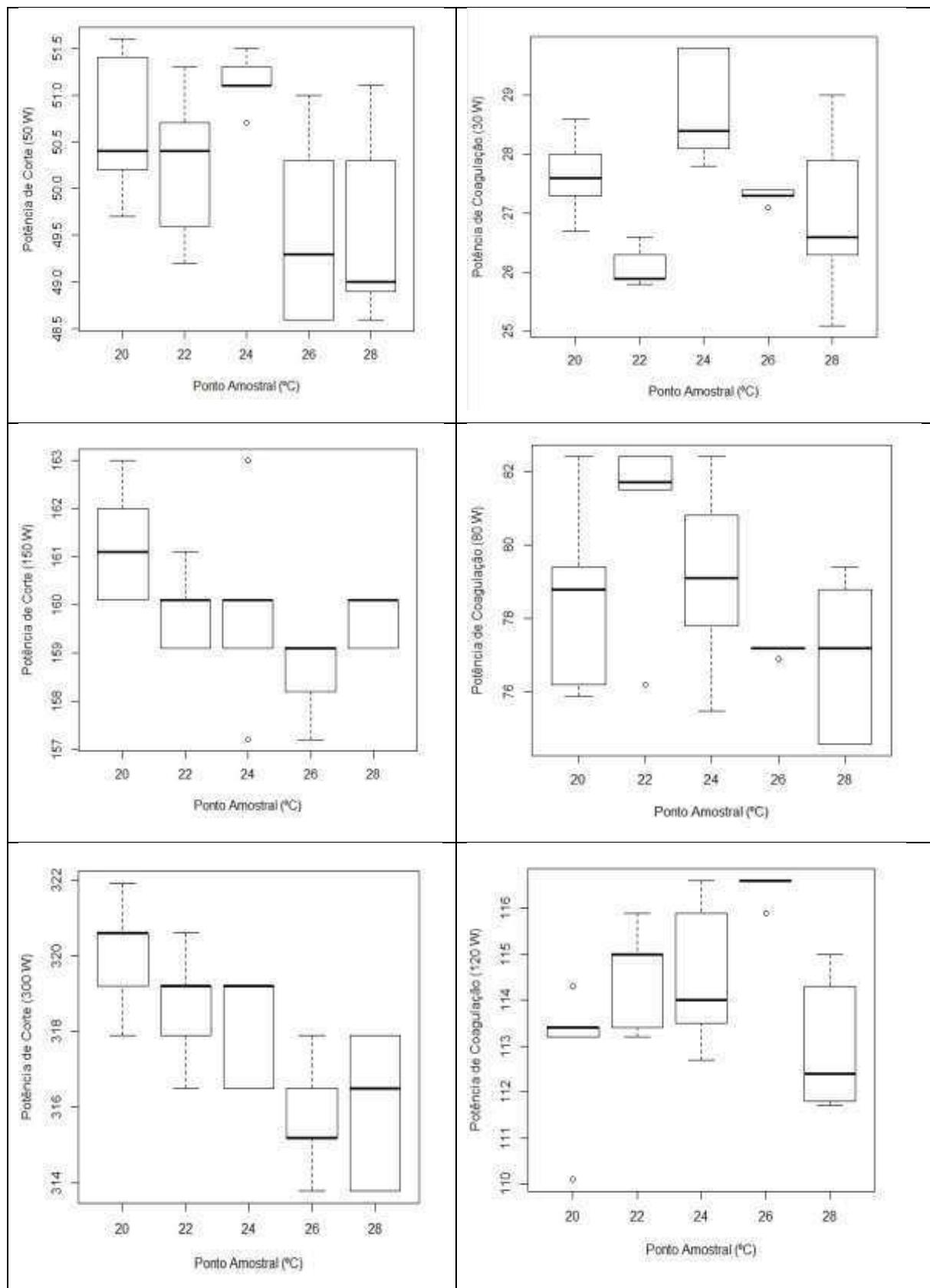
As diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas são apresentadas neste APÊNDICE. Conclui-se que na potência de corte, apenas para a potência de corte de 50 W não houve pares de temperaturas com diferenças significativas. A diferença entre as médias, em relação ao par de temperaturas 20 °C e 26 °C aumenta da potência de 150 W para 300 W. Para a potência de coagulação, houve pares com diferenças significativas apenas na potência de 30 W e 120 W, com valores de *p-value* menores que 0,05.

Observou-se a partir dos gráficos de *boxplot* uma maior variação nos valores das médias conforme aumenta a temperatura. Para todas as potências observaram-se níveis médios diferentes de temperatura, afastando-se do valor de mediana e uma distribuição simétrica quando comparou-se par 20 °C para 28 °C.

Diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas. (Unidade Eletrocirúrgica 7).



Visualização Gráfica (Boxplot) das potências de corte e coagulação sob diferentes temperaturas. (Unidade Eletrocirúrgica 7).



Pcorte = potência de corte; Pcoag = potência de coagulação; DM = diferença entre médias; LS = limite superior e LI = limite inferior.

	Pares de Temperatura (°C)	DM	LI	LS	<i>p-value</i>
Pcorte 50 W	28-26	0,02000000	-1,61658543	1,656585	0,9999996
	22-26	0,68000000	-0,95658543	2,316585	0,7270003
	20-26	1,10000000	-0,53658543	2,736585	0,2965371
	24-26	1,58000000	-0,05658543	3,216585	0,0616699
	22-28	0,66000000	-0,97658543	2,296585	0,7475987
	20-28	1,08000000	-0,55658543	2,716585	0,3132297
	24-28	1,56000000	-0,07658543	3,196585	0,0663531
	20-22	0,42000000	-1,21658543	2,056585	0,9368721
	24-22	0,90000000	-0,73658543	2,536585	0,4874529
	24-20	0,48000000	-1,15658543	2,116585	0,9017726
Pcorte 150 W	28-26	1,16000000	-1,18721220	3,507212	0,5869744
	22-26	1,36000000	-0,98721220	3,707212	0,4370532
	24-26	1,36000000	-0,98721220	3,707212	0,4370532
	20-26	2,72000000	-0,37278780	5,067212	0,0183024
	22-28	0,20000000	-2,14721220	2,547212	0,9989842
	24-28	0,20000000	-2,14721220	2,547212	0,9989842
	20-28	1,56000000	-0,78721220	3,907212	0,3067289
	24-22	0,00000000	-2,34721220	2,347212	1,0000000
	20-22	1,36000000	-0,98721220	3,707212	0,4370532
	20-24	1,36000000	-0,98721220	3,707212	0,4370532
Pcorte 300 W	28-26	0,26000000	-2,86252530	3,382525	0,9990721
	24-26	2,40000000	-0,72252530	5,522525	0,1859455
	22-26	2,96000000	-0,16252530	6,082525	0,0684632
	20-26	4,32000000	1,19747470	7,442525	0,0041136
	24-28	2,14000000	-0,98252530	5,262525	0,2791648
	22-28	2,70000000	-0,42252530	5,822525	0,1108660
	20-28	4,06000000	0,93747470	7,182525	0,0071956
	22-24	0,56000000	-2,56252530	3,682525	0,9823506
	20-24	1,92000000	-1,20252530	5,042525	0,3796944
	20-22	1,36000000	-1,76252530	4,482525	0,6922828

Pcoag 30 W	28-22	0,88000000	-0,7746506	2,534651	0,5193140
	26-22	1,20000000	-0,4546506	2,854651	0,2310239
	20-22	1,54000000	-0,1146506	3,194651	0,0758178
	24-22	2,68000000	1,0253494	4,334651	0,0008328
	26-28	0,32000000	-1,3346506	1,974651	0,9767267
	20-28	0,66000000	-0,9946506	2,314651	0,7548964
	24-28	1,80000000	0,1453494	3,454651	0,0288897
	20-26	0,34000000	-1,3146506	1,994651	0,9710142
	24-26	1,48000000	-0,1746506	3,134651	0,0936201
	24-20	1,14000000	-0,5146506	2,794651	0,2745225
Pcoag 80 W	26-28	0,22000000	-4,1112386	4,551239	0,9998687
	20-28	1,62000000	-2,7112386	5,951239	0,7946551
	24-28	2,20000000	-2,1312386	6,531239	0,5621396
	22-28	3,92000000	-0,4112386	8,251239	0,0880677
	20-26	1,40000000	-2,9312386	5,731239	0,8665413
	24-26	1,98000000	-2,3512386	6,311239	0,6539199
	22-26	3,70000000	-0,6312386	8,031239	0,1175219
	24-20	0,58000000	-3,7512386	4,911239	0,9941211
	22-20	2,30000000	-2,0312386	6,631239	0,5207509
	22-24	1,72000000	-2,6112386	6,051239	0,7577951
Pcoag 120 W	28-20	0,16000000	-2,3848910	2,704891	0,9996939
	22-20	1,62000000	-0,9248910	4,164891	0,3467381
	24-20	1,66000000	-0,8848910	4,204891	0,3239419
	26-20	3,58000000	1,0351090	6,124891	0,0035166
	22-28	1,46000000	-1,0848910	4,004891	0,4466445
	24-28	1,50000000	-1,0448910	4,044891	0,4204777
	26-28	3,42000000	0,8751090	5,964891	0,0053709
	24-22	0,04000000	-2,5048910	2,584891	0,9999988
	26-22	1,96000000	-0,5848910	4,504891	0,1844602
	26-24	1,92000000	-0,6248910	4,464891	0,1998382

APÊNDICE VIII

Os valores médios das potências de corte e de coagulação são exibidos na Fig. 4.27.

A incerteza expandida para a potência teve um aumento significativo quando comparada as potência de 50 W e 300 W, para todas as temperaturas consideradas. Ainda se observou uma maior repetibilidade nos valores de média para potências de corte. Os valores de incerteza para a potência de coagulação aumentaram na medida em que a potência variou de 30 W para 80 W e para 120 W.

A Figura 4.28 representa o erro associado às potências de corte e de coagulação para as diferentes temperaturas avaliadas.

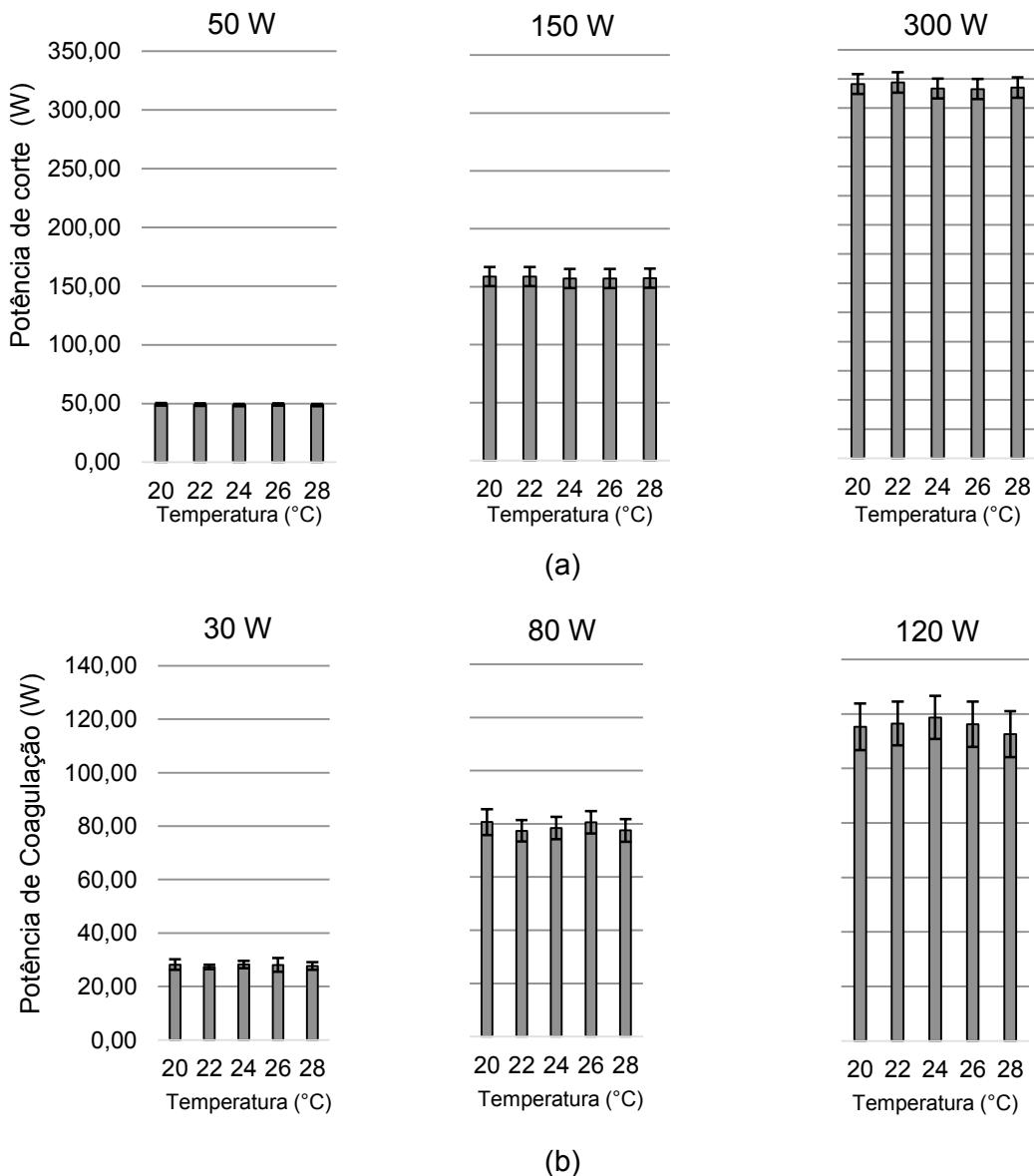


Figura 4.27 – Valores médios da potência de corte (Fig. 4.27a) e de coagulação (Fig. 4.27b), com barra de erros associada à incerteza expandida (95 %). (Unidade Eletrocirúrgica 8).

A Figura 4.28a mostra a potência de corte na qual observou-se que para o caso de 50 W, os valores encontrados de erro foram próximos de zero, indicando maior exatidão dos valores. Para as potências de 150 W e 300 W o erro foi positivo em todos os casos investigados. Neste caso, a maior repetibilidade das leituras foi para a potência de 50 W. A Fig. 4.28b apresenta o erro para potência de coagulação, em que para a potência de 30 W o erro é negativo para todas as temperaturas. Para a potência de 80 W e 120 W o erro foi negativo para todas as temperaturas.

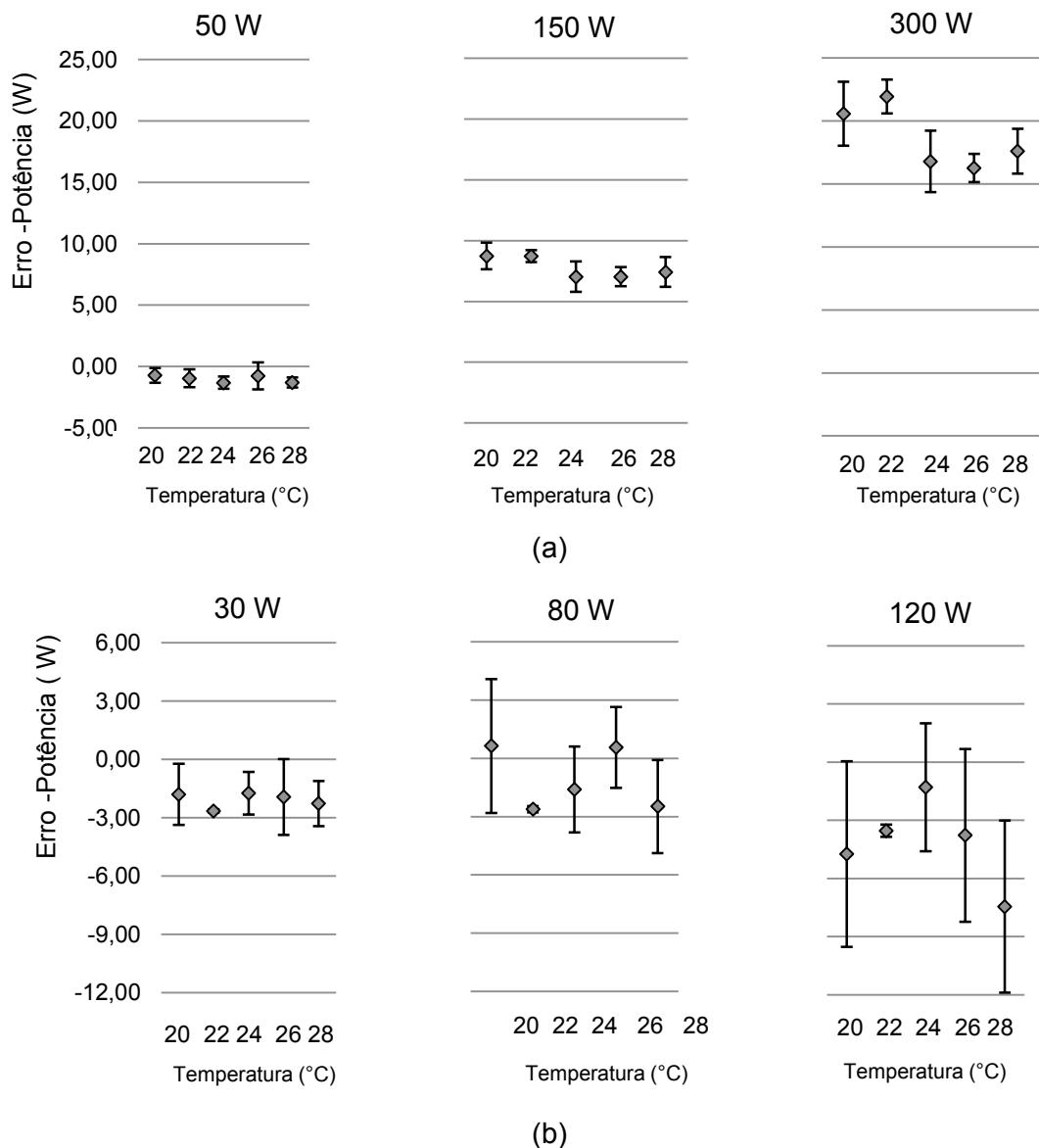


Figura 4.28 – Erro associado às potências de corte (Fig. 4.28a) e de coagulação (Fig. 4.28b). (Unidade Eletrocirúrgica 8).

A Tabela 4.10 apresenta os resultados do teste ANOVA para as potências de corte e de coagulação. A avaliação do efeito da temperatura para este bisturi elétrico provocou efeitos significativos nos valores médios da potência de corte apenas em 150 W e 300 W.

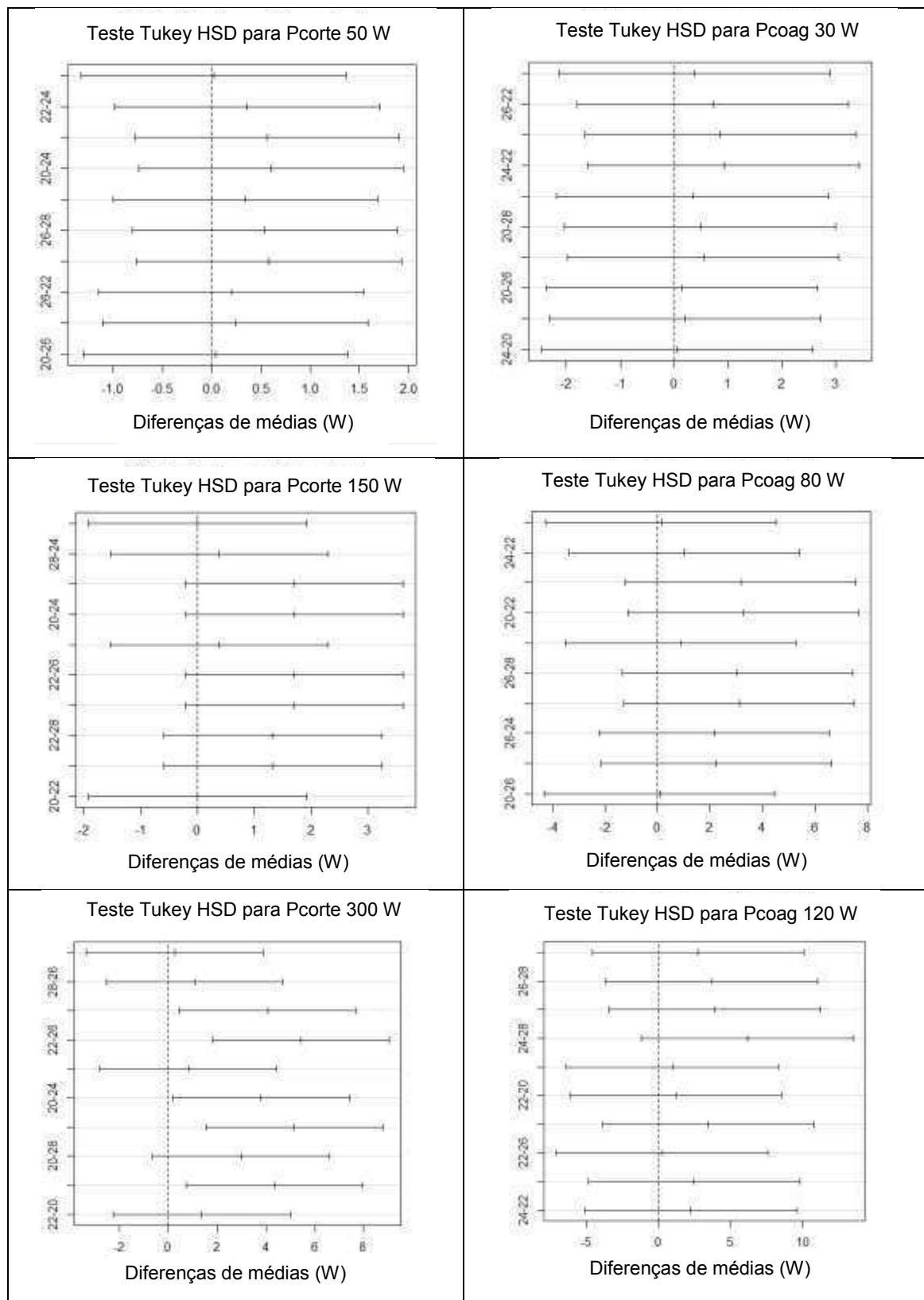
As diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas são apresentadas neste APÊNDICE. A partir destes resultados, conclui-se que na potência de corte apenas em 300 W houve pares de temperaturas com diferenças significativas com *p-value* menores que 0,05. Para a potência de coagulação não houve diferenças em nenhum dos pontos analisados.

Tabela 4.10 – ANOVA da potência de corte (Pcorte) e de coagulação (Pcoag) Unidade Eletrocirúrgica 8.

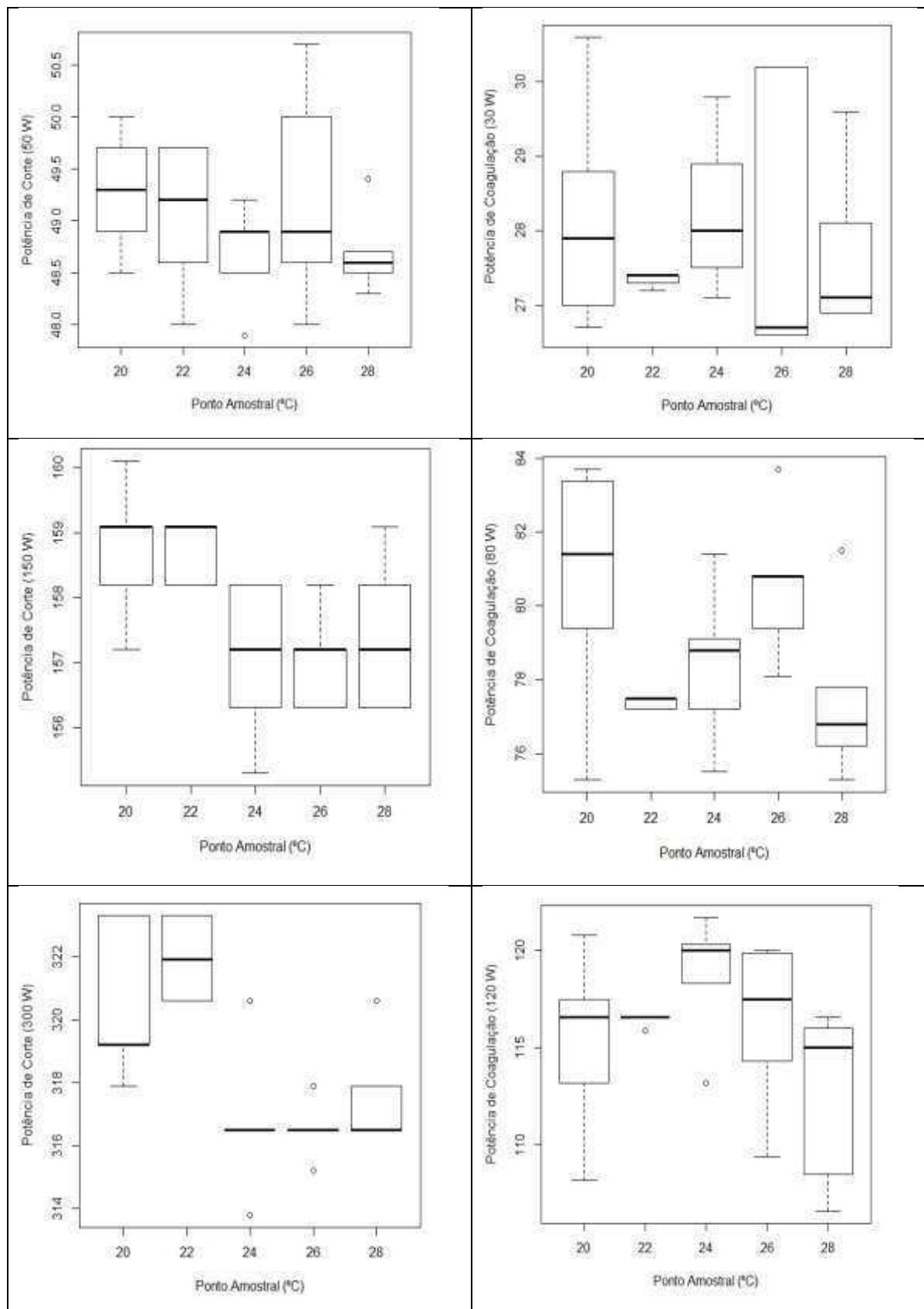
Potência	Fator	Soma quadrática	Graus de liberdade	Média quadrática	F-valor	p-valor
50 W	Intercepto	59995,60	1	59995,60	118803,2	0,000000
	Temp.	1,65	4	0,41	0,8	0,530482
	Erro	10,10	20	0,50		
150 W	Intercepto	622489,4	1	622489,4	606833,1	0,000000
	Temp.	15,3	4	3,8	3,7	0,019883
	Erro	20,5	20	1,0		
300 W	Intercepto	2538987	1	2538987	694129,6	0,000000
	Temp.	118	4	30	8,1	0,000474
	Erro	73	20	4		
30 W	Intercepto	19482,58	1	19482,58	11012,08	0,000000
	Temp.	2,95	4	0,74	0,42	0,794535
	Erro	35,38	20	1,77		
80 W	Intercepto	155630,2	1	155630,2	28900,70	0,000000
	Temp.	51,2	4	12,8	2,38	0,086205
	Erro	107,7	20	5,4		
120 W	Intercepto	335449,5	1	335449,5	22257,65	0,000000
	Temp.	99,7	4	24,9	1,65	0,200209
	Erro	301,4	20	15,1		

Neste APÊNDICE, é apresentado ainda o *boxplot* no qual podem-se observar as diferenças significativas nas médias dos valores de potência para as diferentes temperaturas. Verificou-se a partir dos gráficos uma maior variação nos dados das médias dos valores de potência conforme aumenta a temperatura. Principalmente em ambas as potências nas temperaturas de 24 °C, 26 °C e 28 °C.

Diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas. (Unidade Eletrocirúrgica 8).



Visualização Gráfica (Boxplot) das potências de corte e coagulação sob diferentes temperaturas. (Unidade Eletrocirúrgica 8).



Pcorte = potência de corte; Pcoag = potência de coagulação; DM = diferença entre médias; LS = limite superior e LI = limite inferior.

	Pares de Temperatura (°C)	DM	LI	LS	<i>p-value</i>
Pcorte 50 W	28-24	0,0200000	-1,3249051	1,364905	0,9999990
	22-24	0,3600000	-0,9849051	1,704905	0,9272480
	26-24	0,5600000	-0,7849051	1,904905	0,7254870
	20-24	0,6000000	-0,7449051	1,944905	0,6735843
	22-28	0,3400000	-1,0049051	1,684905	0,9400149
	26-28	0,5400000	-0,8049051	1,884905	0,7505297
	20-28	0,5800000	-0,7649051	1,924905	0,6997927
	26-22	0,2000000	-1,1449051	1,544905	0,9912400
	20-22	0,2400000	-1,1049051	1,584905	0,9826721
	20-26	0,0400000	-1,3049051	1,384905	0,9999844
Pcorte 150 W	26-24	0,0000000	-1,9168022	1,916802	1,0000000
	28-24	0,3800000	-1,5368022	2,296802	0,9745338
	22-24	1,7000000	-0,2168022	3,616802	0,0977605
	20-24	1,7000000	-0,2168022	3,616802	0,0977605
	28-26	0,3800000	-1,5368022	2,296802	0,9745338
	22-26	1,7000000	-0,2168022	3,616802	0,0977605
	20-26	1,7000000	-0,2168022	3,616802	0,0977605
	22-28	1,3200000	-0,5968022	3,236802	0,2749305
	20-28	1,3200000	-0,5968022	3,236802	0,2749305
	20-22	0,0000000	-1,9168022	1,916802	1,0000000
Pcorte 300 W	24-26	0,2600000	-3,3595612	3,879561	0,9994815
	28-26	1,0800000	-2,5395612	4,699561	0,8961960
	20-26	4,0600000	-0,4404388	7,679561	0,0232693
	22-26	5,4200000	1,8004388	9,039561	0,0019044
	28-24	0,8200000	-2,7995612	4,439561	0,9589762
	20-24	3,8000000	0,1804388	7,419561	0,0367167
	22-24	5,1600000	1,5404388	8,779561	0,0030962
	20-28	2,9800000	-0,6395612	6,599561	0,1393148
	22-28	4,3400000	0,7204388	7,959561	0,0140734
	22-20	1,3600000	-2,2595612	4,979561	0,7920050

Pcoag 30 W	28-22	0,3800000	-2,137297	2,897297	0,9907291
	26-22	0,7200000	-1,797297	3,237297	0,9094510
	20-22	0,8600000	-1,657297	3,377297	0,8421371
	24-22	0,9200000	-1,597297	3,437297	0,8077144
	26-28	0,3400000	-2,177297	2,857297	0,9939250
	20-28	0,4800000	-2,037297	2,997297	0,9778957
	24-28	0,5400000	-1,977297	3,057297	0,9661846
	20-26	0,1400000	-2,377297	2,657297	0,9998118
	24-26	0,2000000	-2,317297	2,717297	0,9992285
	24-20	0,0600000	-2,457297	2,577297	0,9999936
Pcoag 80 W	28-22	0,1400000	-4,251762	4,531762	0,9999795
	24-22	1,0200000	-3,371762	5,411762	0,9552378
	26-22	3,1800000	-1,211762	7,571762	0,2323164
	20-22	3,2600000	-1,131762	7,651762	0,2123935
	24-28	0,8800000	-3,511762	5,271762	0,9735298
	26-28	3,0400000	-1,351762	7,431762	0,2704205
	20-28	3,1200000	-1,271762	7,511762	0,2481396
	26-24	2,1600000	-2,231762	6,551762	0,5912732
	20-24	2,2400000	-2,151762	6,631762	0,5583379
	20-26	0,0800000	-4,311762	4,471762	0,9999978
Pcoag 120 W	20-28	2,7200000	-4,627166	10,067166	0,8005232
	26-28	3,6800000	-3,667166	11,027166	0,5749021
	22-28	3,9200000	-3,427166	11,267166	0,5162874
	24-28	6,1600000	-1,187166	13,507166	0,1282842
	26-20	0,9600000	-6,387166	8,307166	0,9946486
	22-20	1,2000000	-6,147166	8,547166	0,9875330
	24-20	3,4400000	-3,907166	10,787166	0,6340186
	22-26	0,2400000	-7,107166	7,587166	0,9999774
	24-26	2,4800000	-4,867166	9,827166	0,8477338
	24-22	2,2400000	-5,107166	9,587166	0,8888208

APÊNDICE IX

Os valores médios das potências de corte e de coagulação são exibidos na Fig. 4.29. A incerteza expandida para a potência de corte foi aproximadamente a mesma para 150 W e 300 W, devido aos seus maiores valores de desvio padrão. Para a potência de coagulação os valores de incerteza aumentaram na medida em que a potência passou de 30 W para 80 W e para 120 W para todas as temperaturas consideradas. Observou-se ainda um valor maior de incerteza para a potência de 30 W, uma vez que mostrou maior valor para essa faixa de potência na temperatura de 28 °C.

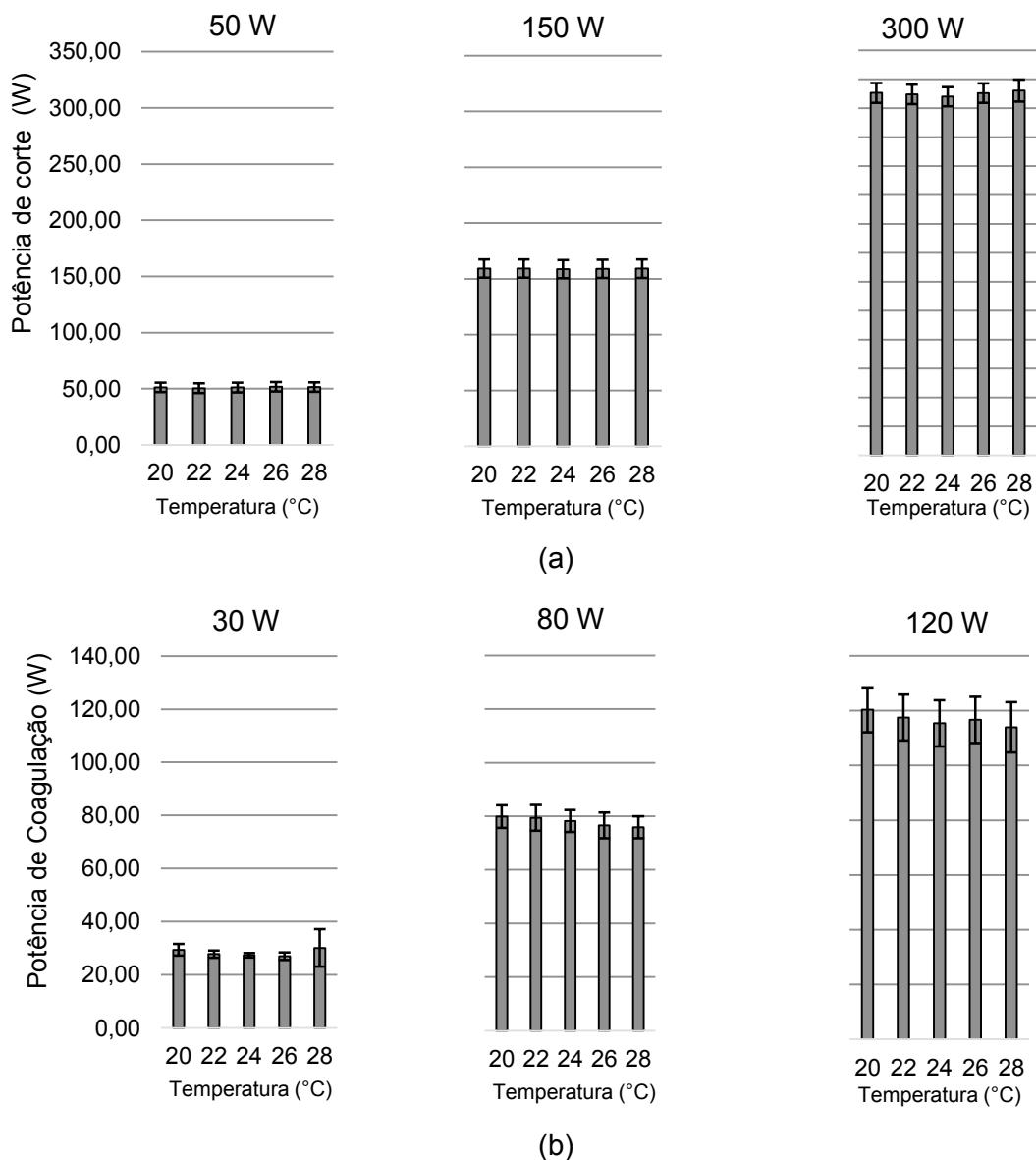


Figura 4.29 – Valores médios da potência de corte (Fig. 4.29a) e de coagulação (Fig. 4.29b), com barra de erros associada à incerteza expandida (95 %). (Unidade Eletrocirúrgica 9).

A Figura 4.30 representa o erro associado às potências de corte e de coagulação para as diferentes temperaturas avaliadas. Para a potência de corte, todos os três pontos de potência analisados apresentaram erros positivos, porém os valores de erro foram maiores à medida que se aproxima do limite superior da faixa nominal. Para a potência de coagulação, observou-se que da potência de 30 W para 80 W e 120 W houve um aumento do erro para todas as temperaturas consideradas, sendo este erro negativo. As potências de coagulação obtiveram os maiores valores de desvio padrão.

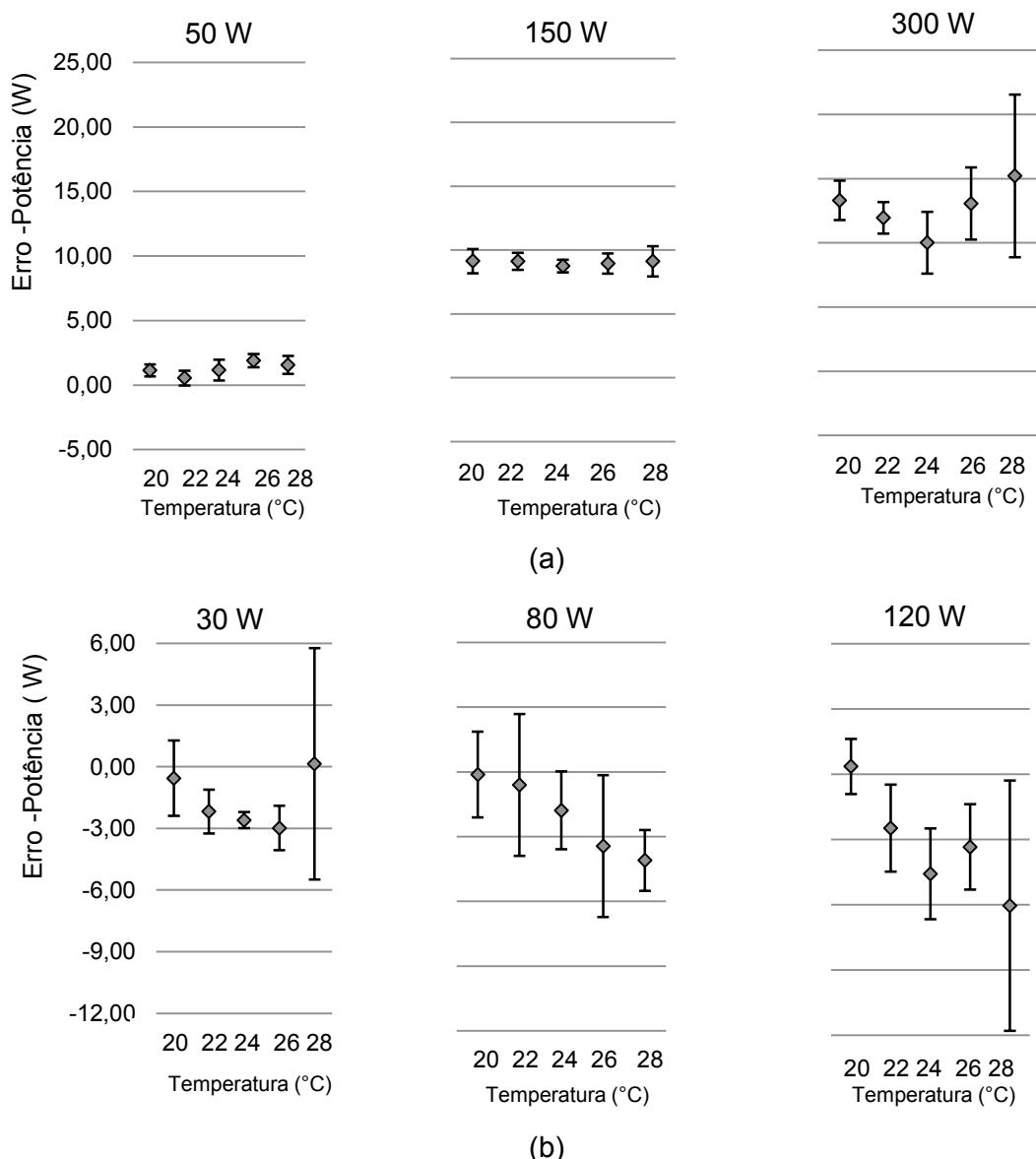


Figura 4.30 – Erro associado às potências de corte (Fig. 4.30a) e de coagulação (Fig. 4.30b). (Unidade Eletrocirúrgica 9).

A Tabela 4.11 apresenta os resultados do teste ANOVA para as potências de corte e de coagulação. Para este bisturi, foram observados efeitos significativos nos valores médios para a potência de corte de 50 W e para a potência de coagulação de 120 W.

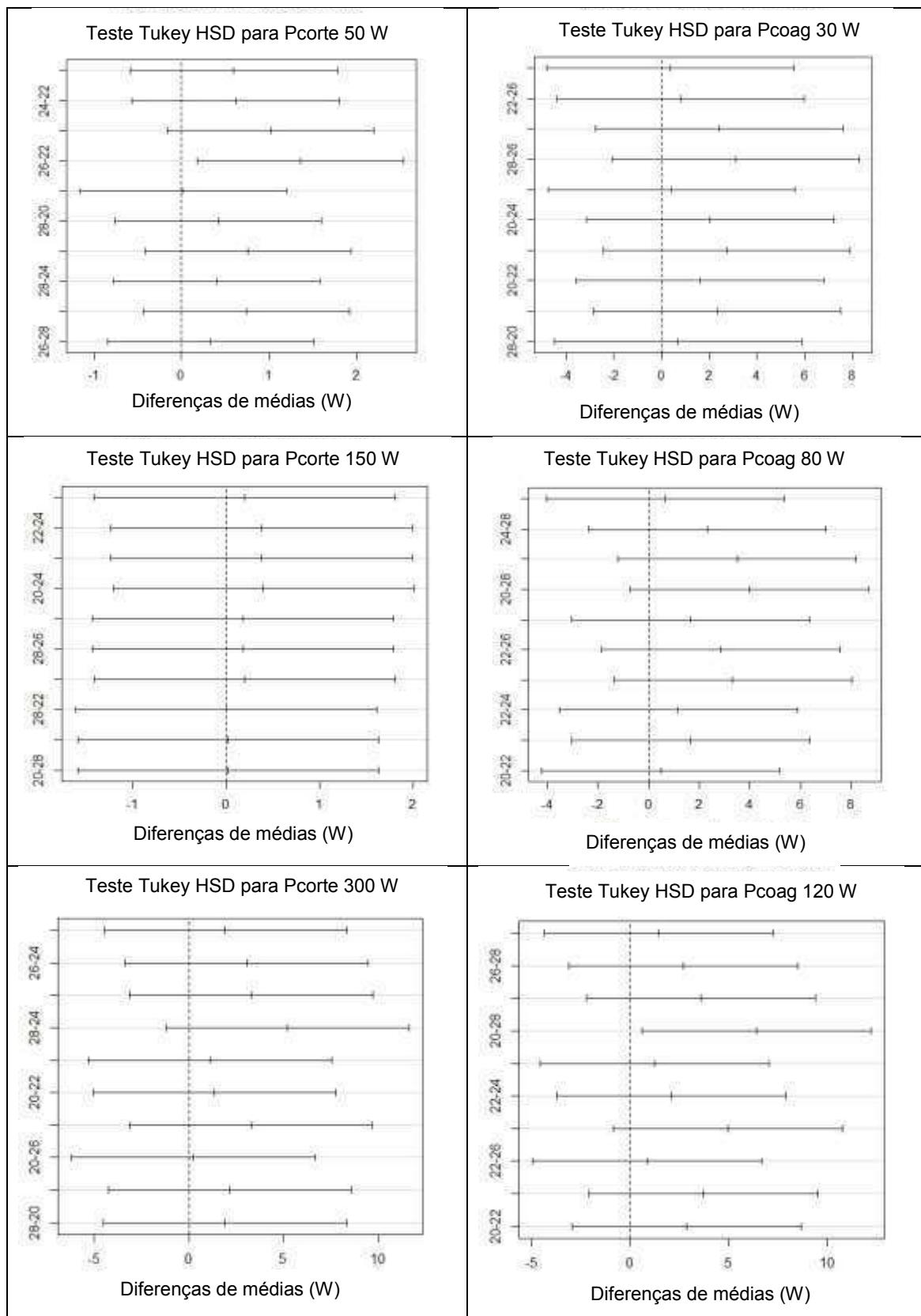
As diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas são apresentadas neste APÊNDICE. A partir dos resultados obtidos, conclui-se que apenas para a potência de corte de 50 W houve um par de temperaturas com diferenças significativas, sendo o mesmo para 26 °C e 22 °C. Para a potência de coagulação, houve um par com diferenças significativas em 120 W, sendo para o par 20 °C e 28 °C, com valores de *p-value* menores que 0,05.

Tabela 4.11 – ANOVA da potência de corte (Pcorte) e de coagulação (Pcoag) Unidade Eletrocirúrgica 9.

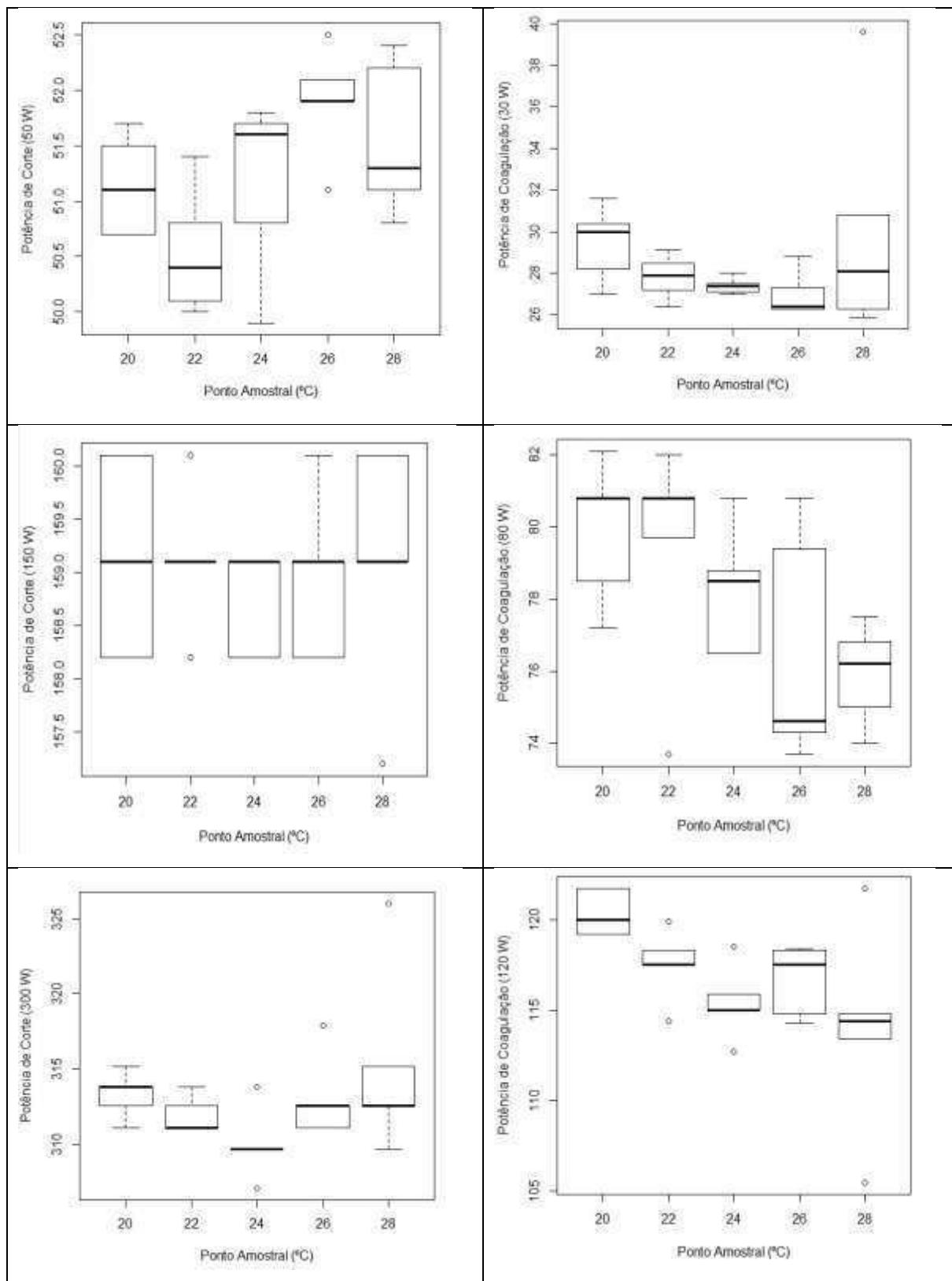
Potência	Fator	Soma quadrática	Graus de liberdade	Média quadrática	F-valor	p-valor
50 W	Intercepto	65689,69	1	65689,69	169129,0	0,000000
	Temp.	5,21	4	1,30	3,4	0,029556
	Erro	7,77	20	0,39		
150 W	Intercepto	632120,4	1	632120,4	872371,5	0,000000
	Temp.	0,6	4	0,1	0,2	0,932586
	Erro	14,5	20	0,7		
300 W	Intercepto	2444595	1	2444595	212101,3	0,000000
	Temp.	74	4	18	1,6	0,214457
	Erro	231	20	12		
30 W	Intercepto	20112,91	1	20112,91	2681,722	0,000000
	Temp.	36,72	4	9,18	1,224	0,332125
	Erro	150,00	20	7,50		
80 W	Intercepto	152068,8	1	152068,8	24725,03	0,000000
	Temp.	60,1	4	15,0	2,44	0,080043
	Erro	123,0	20	6,2		
120 W	Intercepto	340962,6	1	340962,6	340962,6	0,000000
	Temp.	115,9	4	29,0	3,08	0,039535
	Erro	188,0	20	9,4		

Observou-se em ambas as potências a partir do *boxplot* que à medida que estas se aproximaram do final da faixa nominal a amplitude interqualítica foi diminuindo e a mediana não está posicionada no centro do retângulo.

Diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas. (Unidade Eletrocirúrgica 9).



Visualização Gráfica (Boxplot) das potências de corte e coagulação sob diferentes temperaturas. (Unidade Eletrocirúrgica 9).



Pcorte = potência de corte; Pcoag = potência de coagulação; DM = diferença entre médias; LS = limite superior e LI = limite inferior.

	Pares de Temperatura (°C)	DM	LI	LS	p-value
Pcorte 50 W	20-22	0,6000000	-0,5794664	1,779466	0,5607563
	24-22	0,6200000	-0,5594664	1,799466	0,5303100
	28-22	1,0200000	-0,1594664	2,199466	0,1107956
	26-22	1,3600000	0,1805336	2,539466	0,0189997
	24-20	0,0200000	-1,1594664	1,199466	0,9999984
	28-20	0,4200000	-0,7594664	1,599466	0,8216158
	26-20	0,7600000	-0,4194664	1,939466	0,3353222
	28-24	0,4000000	-0,7794664	1,579466	0,8455683
	26-24	0,7400000	-0,4394664	1,919466	0,3604635
	26-28	0,3400000	-0,8394664	1,519466	0,9071183
Pcorte 150 W	26-24	0,2000000	-1,4109980	1,810998	0,9956031
	22-24	0,3800000	-1,2309980	1,990998	0,9527537
	28-24	0,3800000	-1,2309980	1,990998	0,9527537
	20-24	0,4000000	-1,2109980	2,010998	0,9435963
	22-26	0,1800000	-1,4309980	1,790998	0,9970733
	28-26	0,1800000	-1,4309980	1,790998	0,9970733
	20-26	0,2000000	-1,4109980	1,810998	0,9956031
	28-22	0,0000000	-1,6109980	1,610998	1,0000000
	20-22	0,0200000	-1,5909980	1,630998	0,9999995
	20-28	0,0200000	-1,5909980	1,630998	0,9999995
Pcorte 300 W	22-24	1,9400000	-4,4850680	8,365068	0,8921870
	26-24	3,0600000	-3,3650680	9,485068	0,6194713
	20-24	3,3000000	-3,1250680	9,725068	0,5519126
	28-24	5,2200000	-1,2050680	11,645068	0,1477195
	26-22	1,1200000	-5,3050680	7,545068	0,9841115
	20-22	1,3600000	-5,0650680	7,785068	0,9677585
	28-22	3,2800000	-3,1450680	9,705068	0,5575185
	20-26	0,2400000	-6,1850680	6,665068	0,9999614
	28-26	2,1600000	-4,2650680	8,585068	0,8495755
	28-20	1,9200000	-4,5050680	8,345068	0,8956934

Pcoag 30 W	24-26	0,3800000	-4,8029450	5,562945	0,9994379
	22-26	0,8000000	-4,3829450	5,982945	0,9899171
	20-26	2,4200000	-2,7629450	7,602945	0,6363481
	28-26	3,1200000	-2,0629450	8,302945	0,4001050
	22-24	0,4200000	-4,7629450	5,602945	0,9991661
	20-24	2,0400000	-3,1429450	7,222945	0,7635493
	28-24	2,7400000	-2,4429450	7,922945	0,5249671
	20-22	1,6200000	-3,5629450	6,802945	0,8797516
	28-22	2,3200000	-2,8629450	7,502945	0,6709285
	28-20	0,7000000	-4,4829450	5,882945	0,9939262
Pcoag 80 W	26-28	0,6600000	-4,0335087	5,353509	0,9929157
	24-28	2,3200000	-2,3735087	7,013509	0,5867998
	22-28	3,5000000	-1,1935087	8,193509	0,2088098
	20-28	3,9800000	-0,7135087	8,673509	0,1216929
	24-26	1,6600000	-3,0335087	6,353509	0,8251198
	22-26	2,8400000	-1,8535087	7,533509	0,3951273
	20-26	3,3200000	-1,3735087	8,013509	0,2517892
	22-24	1,1800000	-3,5135087	5,873509	0,9411364
	20-24	1,6600000	-3,0335087	6,353509	0,8251198
	20-22	0,4800000	-4,2135087	5,173509	0,9979251
Pcoag 120 W	24-28	1,4600000	-4,3429234	7,262923	0,9409874
	26-28	2,7000000	-3,1029234	8,502923	0,6392917
	22-28	3,5600000	-2,2429234	9,362923	0,3818847
	20-28	6,4000000	0,5970766	12,202923	0,0262476
	26-24	1,2400000	-4,5629234	7,042923	0,9666491
	22-24	2,1000000	-3,7029234	7,902923	0,8130808
	20-24	4,9400000	-0,8629234	10,742923	0,1194753
	22-26	0,8600000	-4,9429234	6,662923	0,9913528
	20-26	3,7000000	-2,1029234	9,502923	0,3452005
	20-22	2,8400000	-2,9629234	8,642923	0,5956598

APÊNDICE X

Os valores médios das potências de corte e de coagulação são exibidos na Fig. 4.31. A incerteza expandida foi maior para as potências de corte em 150 W e 300 W para todas as temperaturas consideradas. Ainda se observou um incremento da incerteza com o aumento da temperatura. Observou-se que a incerteza expandida para a potência de coagulação aumentou na medida em que a potência passou de 30 W para 80 W e para 120 W para todas as temperaturas consideradas.

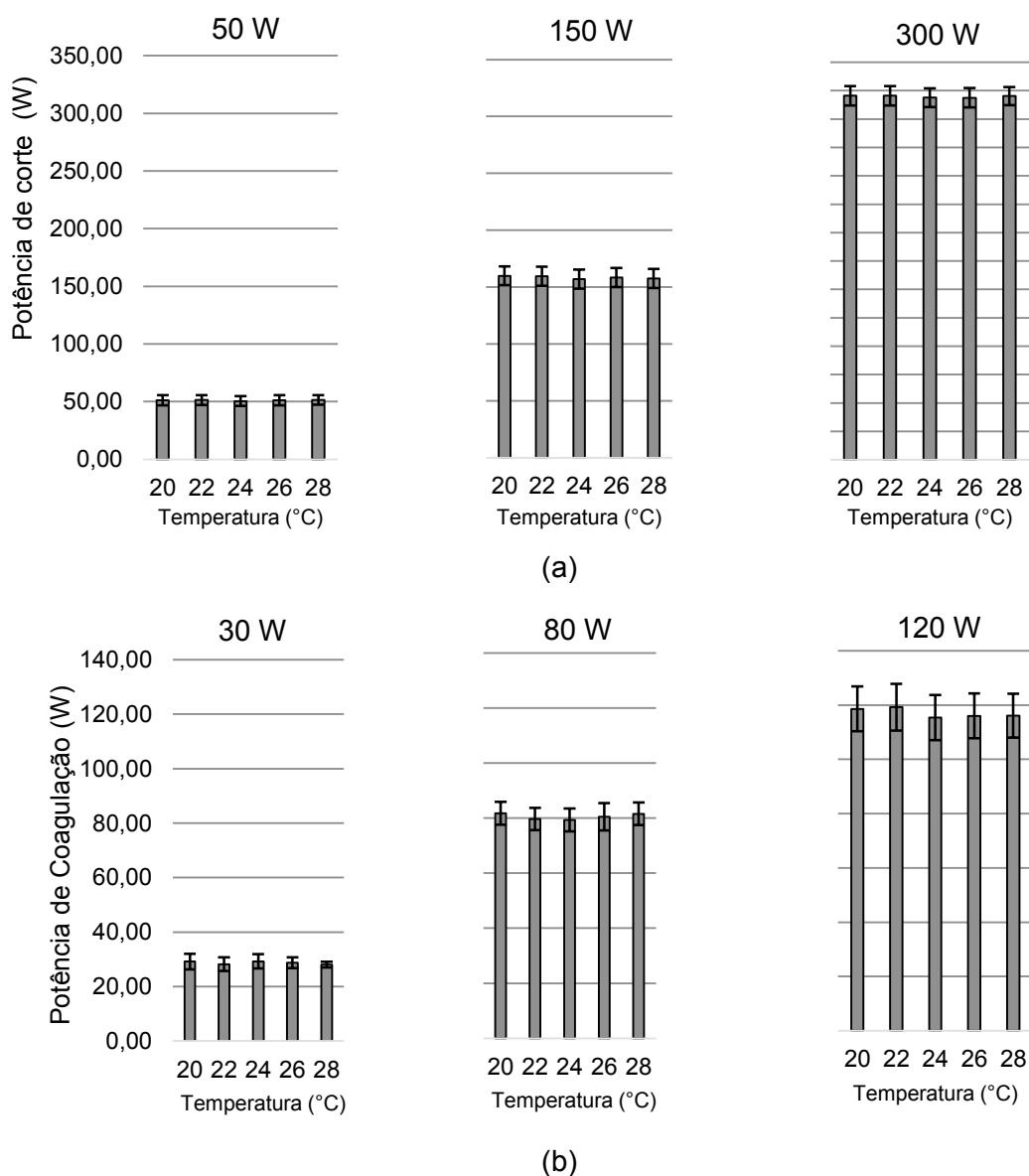


Figura 4.31 – Valores médios da potência de corte (Fig. 4.31a) e de coagulação (Fig. 4.31b), com barra de erros associada à incerteza expandida (95 %). (Unidade Eletrocirúrgica 10).

A Figura 4.32 representa o erro associado às potências de corte e de coagulação para as diferentes temperaturas avaliadas. Para a potência de corte (Fig. 4.32a), observou-se que em 50 W, os valores de erro são próximos de zero. Já para as potências de 150 W e 300 W, o erro foi positivo em todos os casos. Este fato mostra uma tendência dos valores de erro serem maiores à medida que a potência se aproxima do limite superior da faixa nominal. Para a potência de coagulação (Fig. 4.32b), observou-se que o erro é positivo apenas em 80 W. Para todas as potências verificaram-se valores significativos de desvio padrão e houve ainda um incremento do desvio com o aumento da temperatura.

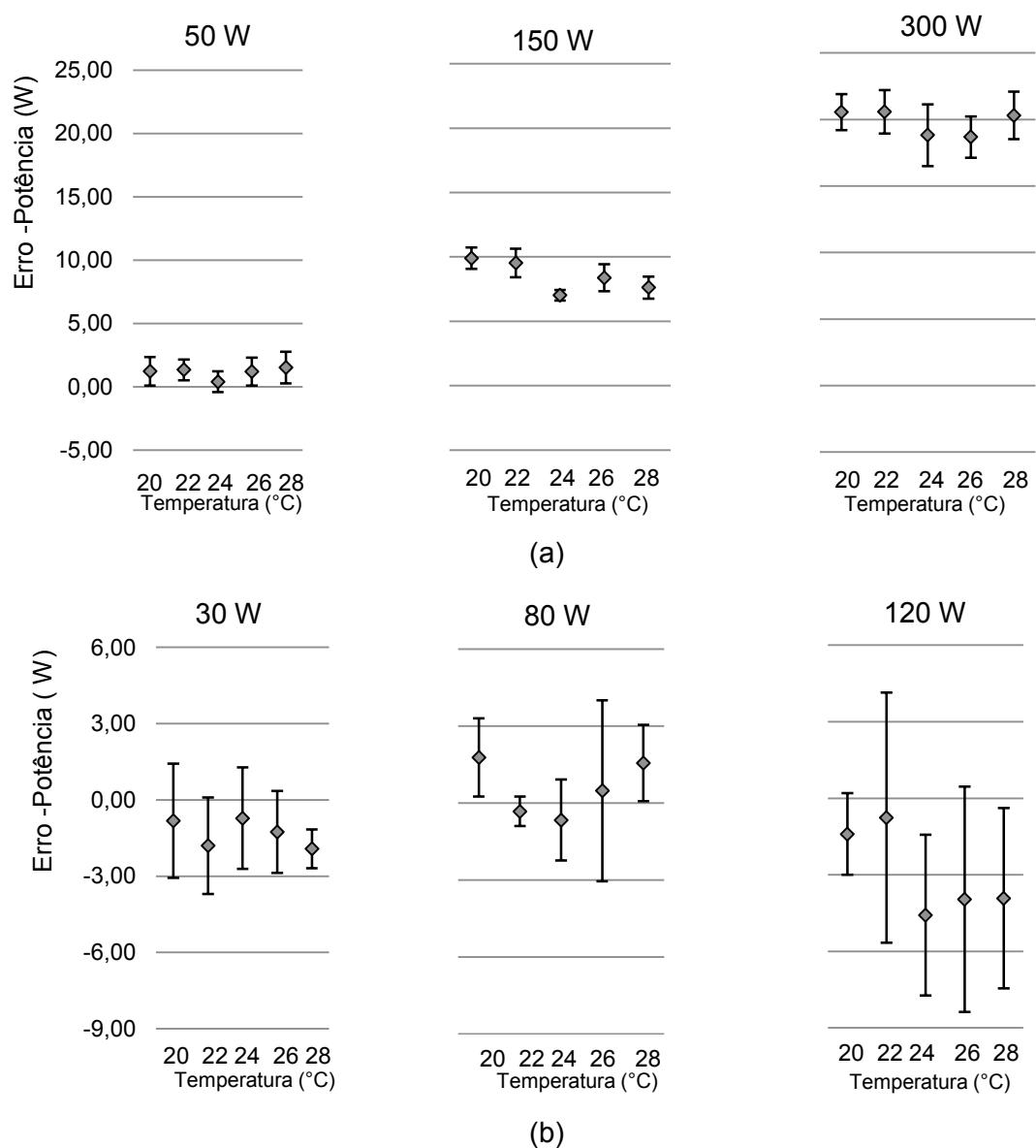


Figura 4.32 – Erro associado às potências de corte (Fig. 4.32a) e de coagulação (Fig. 4.32b). (Unidade Eletrocirúrgica 10).

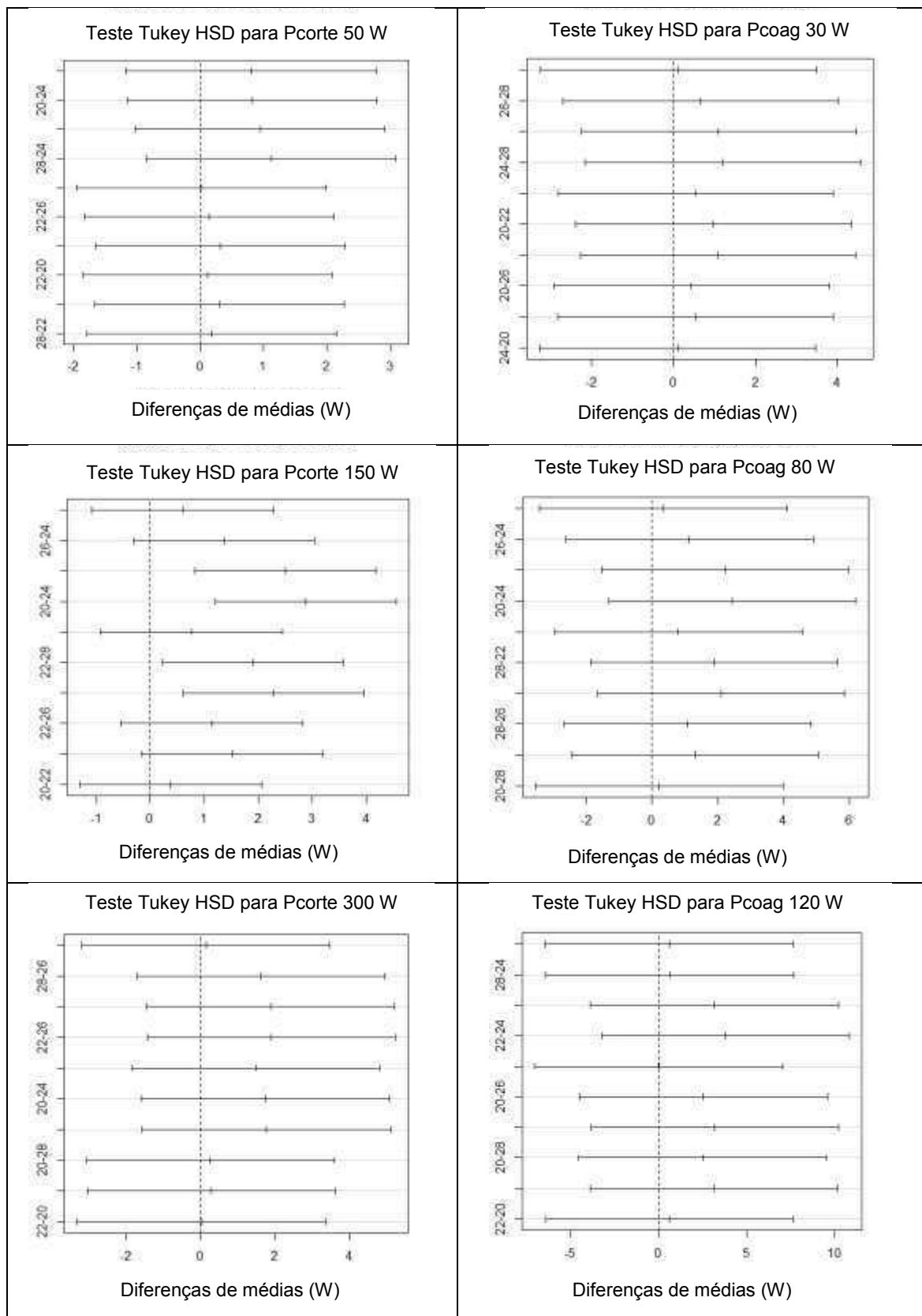
A Tabela 4.12 apresenta os resultados do teste ANOVA para as potências de corte e de coagulação. A avaliação do efeito da temperatura para este bisturi elétrico provocou efeitos significativos nos valores médios apenas na potência de corte em 150 W.

As diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas são apresentadas neste APÊNDICE. Conclui-se que apenas na potência de corte de 150 W, houve pares de temperaturas com diferenças significativas com valores de *p-value* menores que 0,05. Observou-se que para as potências menores no *boxplot*, tanto de corte como de coagulação, houve maior variação nos dados, seja positivamente ou negativamente.

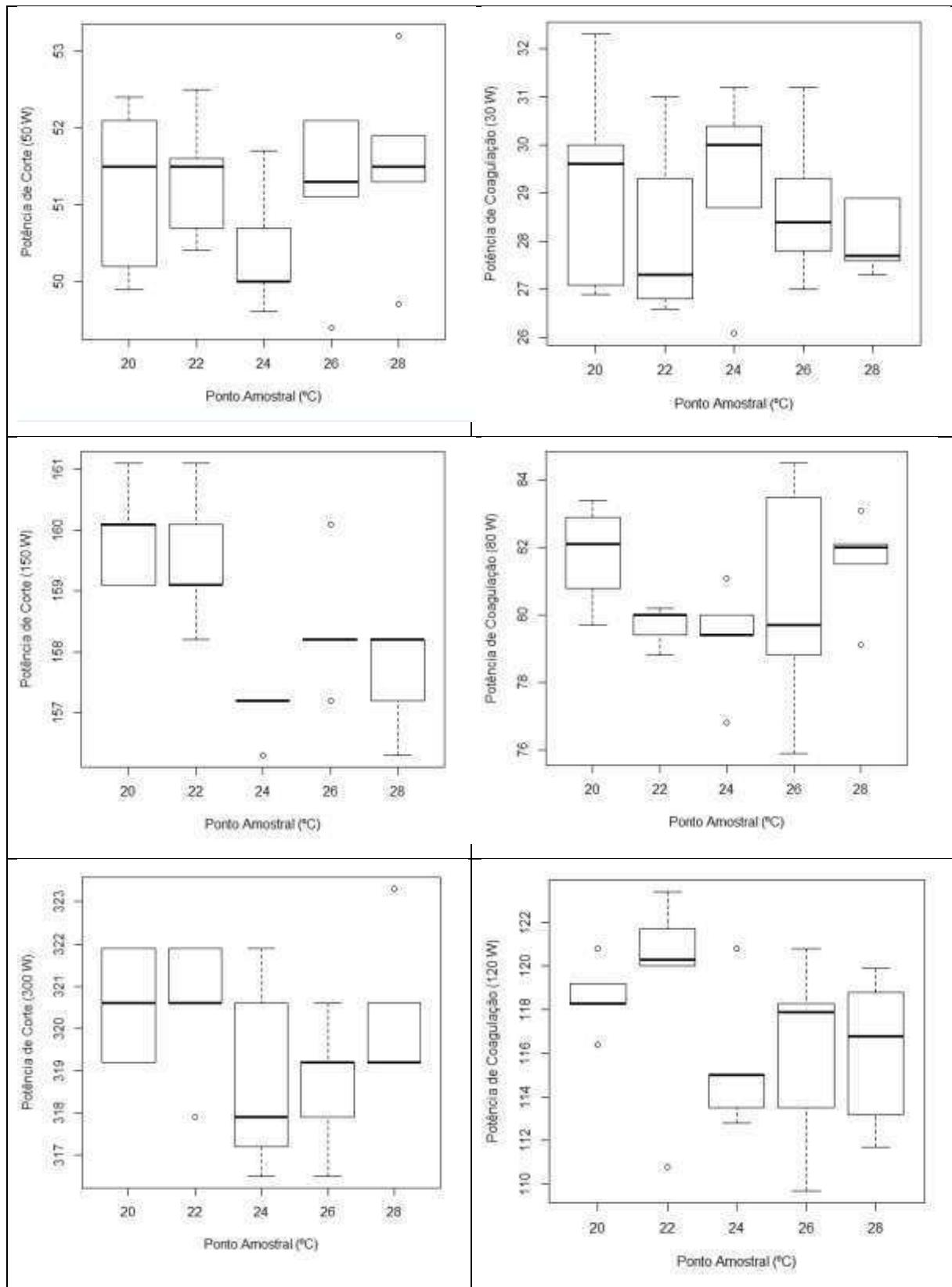
Tabela 4.12 – ANOVA da potência de corte (Pcorte) e de coagulação (Pcoag) Unidade Eletrocirúrgica 10.

Potência	Fator	Soma quadrática	Graus de liberdade	Média quadrática	F-valor	p-valor
50 W	Intercepto	65372,26	1	65372,26	60228,73	0,000000
	Temp.	3,71	4	0,93	0,85	0,507800
	Erro	21,71	20	1,09		
150 W	Intercepto	627961,2	1	627961,2	797309,7	0,000000
	Temp.	29,9	4	7,5	9,5	0,000181
	Erro	15,8	20	0,8		
300 W	Intercepto	2556609	1	2556609	827703,0	0,000000
	Temp.	18	4	5	1,5	0,246497
	Erro	62	20	3		
30 W	Intercepto	20586,51	1	20586,51	6523,389	0,000000
	Temp.	6,01	4	1,50	0,476	0,752615
	Erro	63,12	20	3,16		
80 W	Intercepto	162280,1	1	162280,1	40986,02	0,000000
	Temp.	23,8	4	5,9	1,5	0,239398
	Erro	79,2	20	4,0		
120 W	Intercepto	342669,7	1	342669,7	24992,32	0,000000
	Temp.	59,1	4	14,8	1,08	0,394143
	Erro	274,2	20	13,7		

Diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas. (Unidade Eletrocirúrgica 10).



Visualização Gráfica (Boxplot) das potências de corte e coagulação sob diferentes temperaturas. (Unidade Eletrocirúrgica 10).



Pcorte = potência de corte; Pcoag = potência de coagulação; DM = diferença entre médias; LS = limite superior e LI = limite inferior.

	Pares de Temperatura (°C)	DM	LI	LS	p-value
Pcorte 50 W	26-24	0,8000000	-1,1717001	2,771700	0,7434875
	20-24	0,8200000	-1,1517001	2,791700	0,7263429
	22-24	0,9400000	-1,0317001	2,911700	0,6185913
	28-24	1,1200000	-0,8517001	3,091700	0,4562359
	20-26	0,0200000	-1,9517001	1,991700	0,9999998
	22-26	0,1400000	-1,8317001	2,111700	0,9995047
	28-26	0,3200000	-1,6517001	2,291700	0,9878252
	22-20	0,1200000	-1,8517001	2,091700	0,9997309
	28-20	0,3000000	-1,6717001	2,271700	0,9904483
	28-22	0,1800000	-1,7917001	2,151700	0,9986686
Pcorte 150 W	28-24	0,6000000	-1,0795727	2,279573	0,8199492
	26-24	1,3600000	-0,3195727	3,039573	0,1498829
	22-24	2,5000000	0,8204273	4,179573	0,0020233
	20-24	2,8800000	1,2004273	4,559573	0,0004391
	26-28	0,7600000	-0,9195727	2,439573	0,6622386
	22-28	1,9000000	0,2204273	3,579573	0,0218806
	20-28	2,2800000	0,6004273	3,959573	0,0049010
	22-26	1,1400000	-0,5395727	2,819573	0,2877534
	20-26	1,5200000	-0,1595727	3,199573	0,0880987
	20-22	0,3800000	-1,2995727	2,059573	0,9591662
Pcorte 300 W	24-26	0,1400000	-3,1861420	3,466142	0,9999378
	28-26	1,6200000	-1,7061420	4,946142	0,5999314
	20-26	1,8800000	-1,4461420	5,206142	0,4610421
	22-26	1,9000000	-1,4261420	5,226142	0,4508127
	28-24	1,4800000	-1,8461420	4,806142	0,6756586
	20-24	1,7400000	-1,5861420	5,066142	0,5348373
	22-24	1,7600000	-1,5661420	5,086142	0,5241041
	20-28	0,2600000	-3,0661420	3,586142	0,9992764
	22-28	0,2800000	-3,0461420	3,606142	0,9990314
	22-20	0,0200000	-3,3061420	3,346142	1,0000000

Pcoag 30 W	22-28	0,1200000	-3,242023	3,482023	0,9999678
	26-28	0,6600000	-2,702023	4,022023	0,9754248
	20-28	1,1000000	-2,262023	4,462023	0,8614718
	24-28	1,2000000	-2,162023	4,562023	0,8203967
	26-22	0,5400000	-2,822023	3,902023	0,9882905
	20-22	0,9800000	-2,382023	4,342023	0,9037083
	24-22	1,0800000	-2,282023	4,442023	0,8690688
	20-26	0,4400000	-2,922023	3,802023	0,9946154
	24-26	0,5400000	-2,822023	3,902023	0,9882905
	24-20	0,1000000	-3,262023	3,462023	0,9999844
Pcoag 80 W	22-24	0,3400000	-3,425829	4,105829	0,9987252
	26-24	1,1400000	-2,625829	4,905829	0,8912987
	28-24	2,2200000	-1,545829	5,985829	0,4203212
	20-24	2,4400000	-1,325829	6,205829	0,3301641
	26-22	0,8000000	-2,965829	4,565829	0,9673397
	28-22	1,8800000	-1,885829	5,645829	0,5778821
	20-22	2,1000000	-1,665829	5,865829	0,4740533
	28-26	1,0800000	-2,685829	4,845829	0,9086564
	20-26	1,3000000	-2,465829	5,065829	0,8371717
	20-28	0,2200000	-3,545829	3,985829	0,9997712
Pcoag 120 W	26-24	0,6200000	-6,387781	7,627781	0,9988226
	28-24	0,6600000	-6,347781	7,667781	0,9984959
	20-24	3,1800000	-3,827781	10,187781	0,6599412
	22-24	3,8200000	-3,187781	10,827781	0,4958769
	28-26	0,0400000	-6,967781	7,047781	1,0000000
	20-26	2,5600000	-4,447781	9,567781	0,8079601
	22-26	3,2000000	-3,807781	10,207781	0,6548318
	20-28	2,5200000	-4,487781	9,527781	0,8164696
	22-28	3,1600000	-3,847781	10,167781	0,6650394
	22-20	0,6400000	-6,367781	7,647781	0,9986666

APÊNDICE XI

Os valores médios das potências de corte e de coagulação são exibidos na Fig. 4.33. A incerteza expandida para a potência de corte foi maior em 300 W para todas as temperaturas consideradas. Observou-se que a incerteza expandida para a potência de coagulação aumentou na medida em que a potência passou de 30 W para 80 W e para 120 W para todas as temperaturas consideradas.

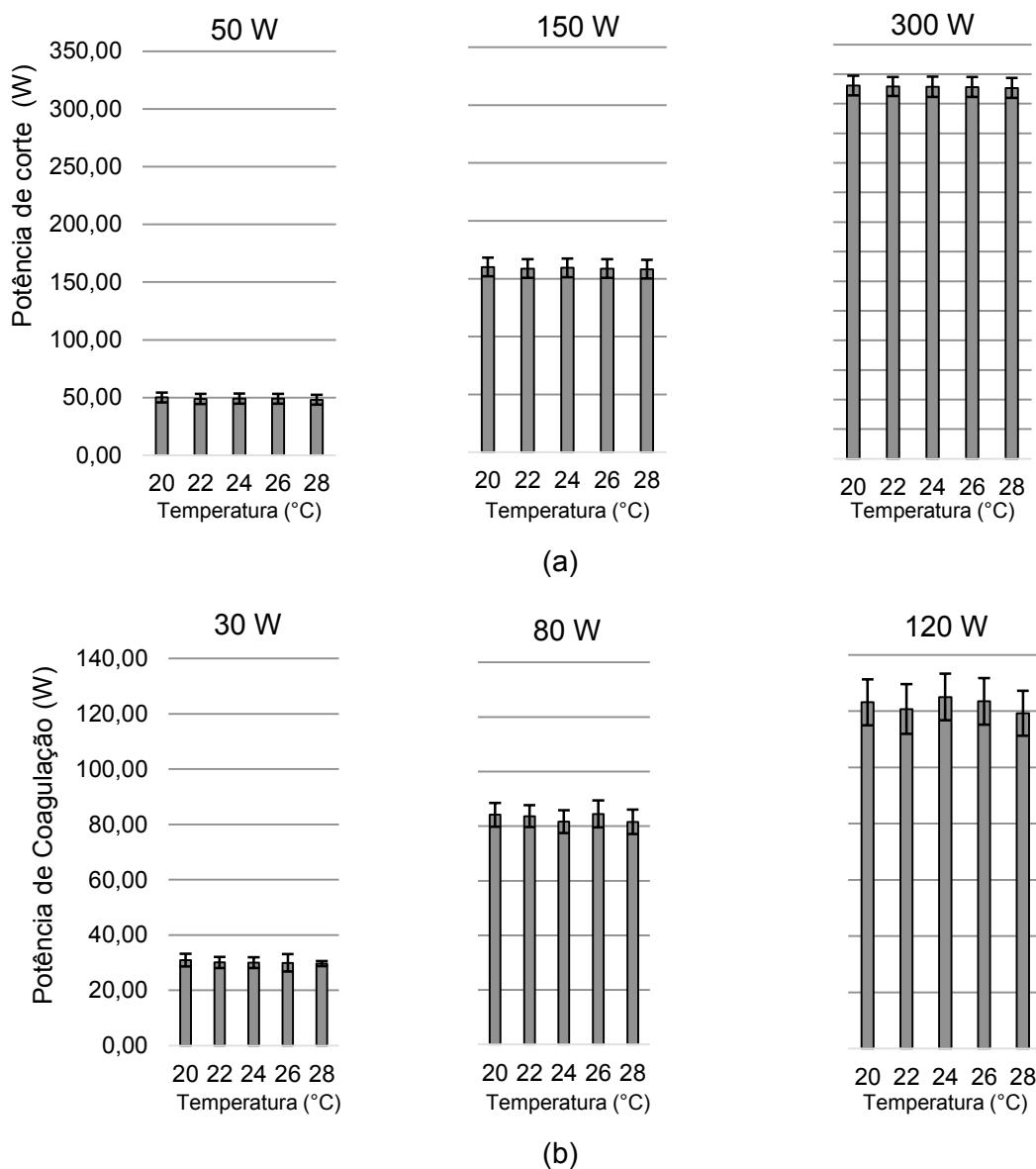


Figura 4.33 – Valores médios da potência de corte (Fig. 4.33a) e de coagulação (Fig. 4.33b), com barra de erros associada à incerteza expandida (95 %). (Unidade Eletrocirúrgica 11).

A Figura 4.34 representa o erro associado às potências de corte e de coagulação para as diferentes temperaturas avaliadas, respectivamente. No caso da potência de corte, a potência de 50 W obteve valores aproximadamente iguais a zero, com menores valores de desvio padrão. Para 150 W e 300 W, o erro foi positivo em todos os casos. O erro para a potência de coagulação (Fig. 4.34b) apresentou maiores valores de desvio padrão para as extremidades das temperaturas analisadas. As barras de erro indicaram uma menor repetibilidade das leituras de todas as potências de coagulação.

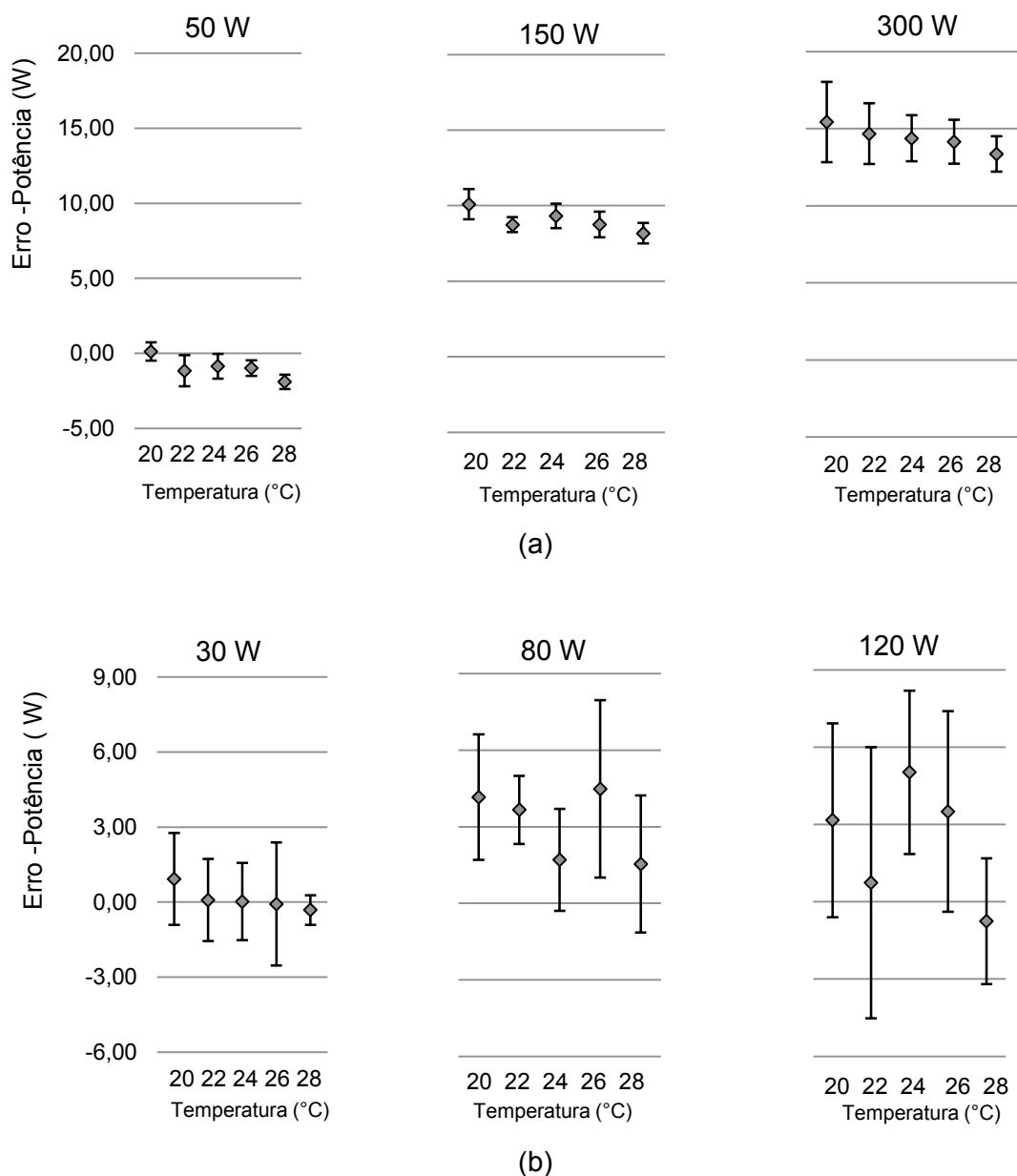


Figura 4.34 – Erro associado às potências de corte (Fig. 4.34a) e de coagulação (Fig. 4.34b). (Unidade Eletrocirúrgica 11).

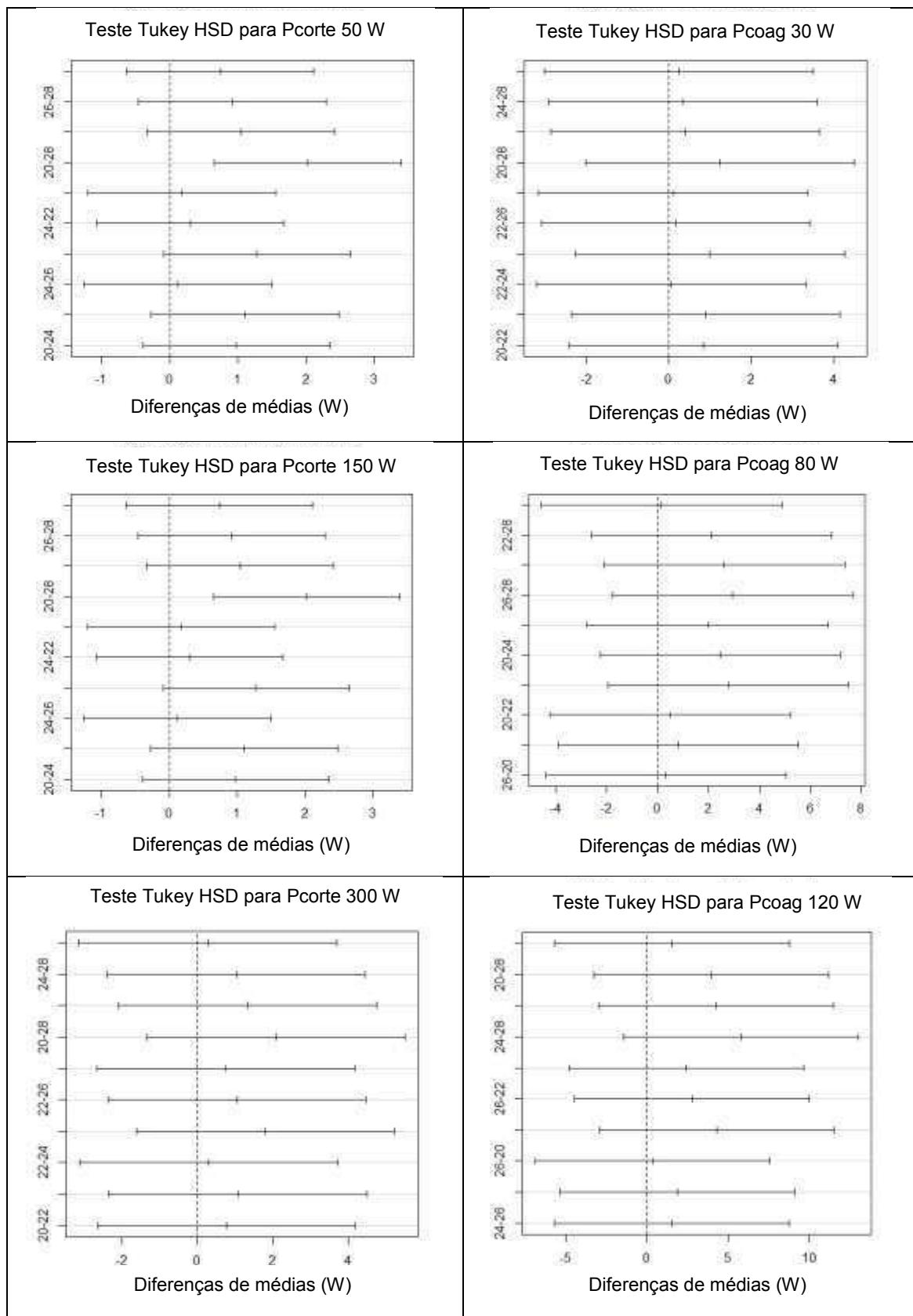
A Tabela 4.13 apresenta os resultados do teste ANOVA para as potências de corte e de coagulação. Conclui-se que a avaliação do efeito da temperatura no bisturi elétrico provocou efeitos significativos nos valores médios apenas na potência de corte em 50 W e 150 W. As diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas são apresentadas neste APÊNDICE. Conclui-se que na potência de corte, apenas para a potência de corte de 50 W e de 150 W houve pares de temperaturas com diferenças significativas. Os pares das duas potências é em relação ao par de temperaturas 20 ° e 28 °C. A diferença entre as médias destes pares são maiores quando comparados aos outros. Para a potência de coagulação não houve pares com diferenças significativas.

Observou-se a partir dos gráficos de *boxplot* uma maior variação nos valores das médias conforme tem-se um aumento da temperatura. A mediana neste caso se aproxima da parte inferior do retângulo, então os dados são positivamente assimétricos.

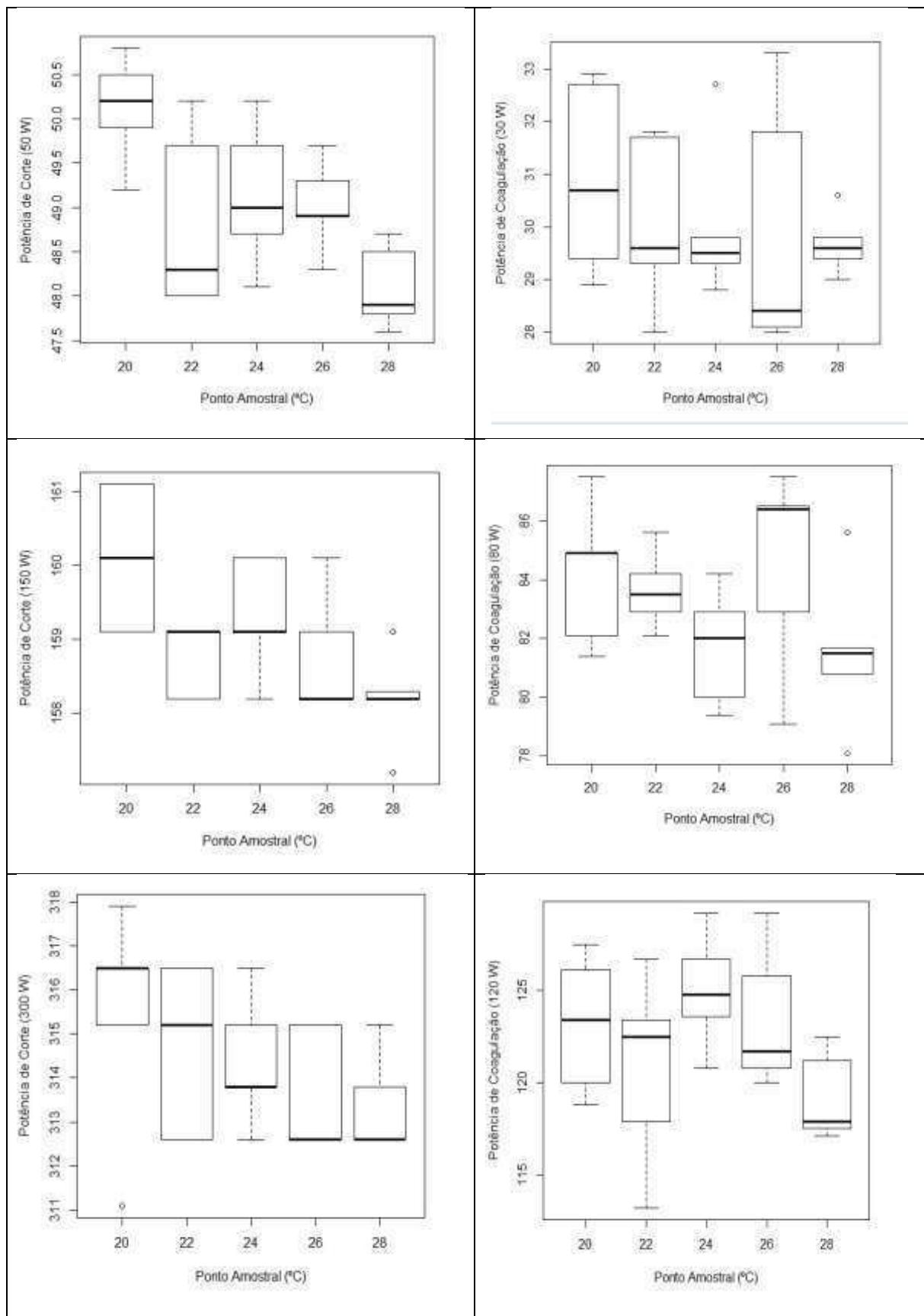
Tabela 4.13 – ANOVA da potência de corte (Pcorte) e de coagulação (Pcoag) Unidade Eletrocirúrgica 11.

Potência	Fator	Soma quadrática	Graus de liberdade	Média quadrática	F-valor	p-valor
50 W	Intercepto	60132,85	1	60132,85	114321,0	0,000000
	Temp.	10,50	4	2,63	5,0	0,005907
	Erro	10,52	20	0,53		
150 W	Intercepto	632215,8	1	632215,8	1035401	0,000000
	Temp.	10,4	4	2,6	4	0,011945
	Erro	12,2	20	0,6		
300 W	Intercepto	2469612	1	2469612	757875,2	0,000000
	Temp.	14	4	3	1,1	0,400832
	Erro	65	20	3		
30 W	Intercepto	22686,38	1	22686,38	7630,805	0,000000
	Temp.	4,43	4	1,11	0,372	0,825675
	Erro	59,46	20	2,97		
80 W	Intercepto	172673,5	1	172673,5	27764,58	0,000000
	Temp.	38,7	4	9,7	1,55	0,224945
	Erro	124,4	20	6,2		
120 W	Intercepto	374128,0	1	374128,0	25647,69	0,000000
	Temp.	106,9	4	26,7	1,83	0,162418
	Erro	291,7	20	14,6		

Diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas. (Unidade Eletrocirúrgica 11).



Visualização Gráfica (Boxplot) das potências de corte e coagulação sob diferentes temperaturas. (Unidade Eletrocirúrgica 11).



Pcorte = potência de corte; Pcoag = potência de coagulação; DM = diferença entre médias; LS = limite superior e LI = limite inferior.

	Pares de Temperatura (°C)	DM	LI	LS	p-value
Pcorte 50 W	22-28	0,74000000	-0,63258365	2,112584	0,5063956
	26-28	0,92000000	-0,45258365	2,292584	0,2990424
	24-28	1,04000000	-0,33258365	2,412584	0,1965872
	20-28	2,02000000	-0,64741635	3,392584	0,0022669
	26-22	0,18000000	-1,19258365	1,552584	0,9945734
	24-22	0,30000000	-1,07258365	1,672584	0,9638586
	20-22	1,28000000	-0,09258365	2,652584	0,0750016
	24-26	0,12000000	-1,25258365	1,492584	0,9988763
	20-26	1,10000000	-0,27258365	2,472584	0,1566811
	20-24	0,98000000	-0,39258365	2,352584	0,2439421
Pcorte 150 W	22-28	0,54000000	-0,93885080	2,018851	0,8082006
	26-28	0,56000000	-0,91885080	2,038851	0,7874214
	24-28	1,12000000	-0,35885080	2,598851	0,1969365
	20-28	1,90000000	-0,42114920	3,378851	0,0079774
	26-22	0,02000000	-1,45885080	1,498851	0,9999993
	24-22	0,58000000	-0,89885080	2,058851	0,7658306
	20-22	1,36000000	-0,11885080	2,838851	0,0809077
	24-26	0,56000000	-0,91885080	2,038851	0,7874214
	20-26	1,34000000	-0,13885080	2,818851	0,0875309
	20-24	0,78000000	-0,69885080	2,258851	0,5271423
Pcorte 300 W	26-28	0,28000000	-3,13634300	3,696343	0,9991281
	24-28	1,02000000	-2,39634300	4,436343	0,8959887
	22-28	1,32000000	-2,09634300	4,736343	0,7752131
	20-28	2,08000000	-1,33634300	5,496343	0,3891855
	24-26	0,74000000	-2,67634300	4,156343	0,9649969
	22-26	1,04000000	-2,37634300	4,456343	0,8893521
	20-26	1,80000000	-1,61634300	5,216343	0,5281366
	22-24	0,30000000	-3,11634300	3,716343	0,9988567
	20-24	1,06000000	-2,35634300	4,476343	0,8824942
	20-22	0,76000000	-2,65634300	4,176343	0,9615263

Pcoag 30 W	26-28	0,2400000	-3,023198	3,503198	0,9994309
	24-28	0,3400000	-2,923198	3,603198	0,9977690
	22-28	0,4000000	-2,863198	3,663198	0,9958131
	20-28	1,2400000	-2,023198	4,503198	0,7853437
	24-26	0,1000000	-3,163198	3,363198	0,9999825
	22-26	0,1600000	-3,103198	3,423198	0,9998859
	20-26	1,0000000	-2,263198	4,263198	0,8870004
	22-24	0,0600000	-3,203198	3,323198	0,9999977
	20-24	0,9000000	-2,363198	4,163198	0,9196430
	20-22	0,8400000	-2,423198	4,103198	0,9362157
Pcoag 80 W	24-28	0,1600000	-4,559687	4,879687	0,9999738
	22-28	2,1200000	-2,599687	6,839687	0,6681506
	20-28	2,6200000	-2,099687	7,339687	0,4784203
	26-28	2,9400000	-1,779687	7,659687	0,3672827
	22-24	1,9600000	-2,759687	6,679687	0,7273710
	20-24	2,4600000	-2,259687	7,179687	0,5382522
	26-24	2,7800000	-1,939687	7,499687	0,4211250
	20-22	0,5000000	-4,219687	5,219687	0,9976199
	26-22	0,8200000	-3,899687	5,539687	0,9843056
	26-20	0,3200000	-4,399687	5,039687	0,9995873
Pcoag 120 W	22-28	1,5000000	-5,728229	8,728229	0,9699673
	20-28	3,9200000	-3,308229	11,148229	0,5007773
	26-28	4,2600000	-2,968229	11,488229	0,4205767
	24-28	5,7800000	-1,448229	13,008229	0,1581554
	20-22	2,4200000	-4,808229	9,648229	0,8514371
	26-22	2,7600000	-4,468229	9,988229	0,7824398
	24-22	4,2800000	-2,948229	1,508229	0,4160450
	26-20	0,3400000	-6,888229	7,568229	0,9999033
	24-20	1,8600000	-5,368229	9,088229	0,9362927
	24-26	1,5200000	-5,708229	8,748229	0,9685065

APÊNDICE XII

Os valores médios das potências de corte e de coagulação são exibidos na Fig. 4.35. Observou-se que a incerteza expandida para a potência de corte aumentou na medida em que a potência passou de 50 W para 150 W e para 300 W para todas as temperaturas consideradas. A incerteza ainda teve um incremento com o aumento da temperatura.

Para a potência de coagulação, houve o mesmo que na potência de corte, a incerteza foi aumentando conforme elevaram-se os valores de potência. Observou-se ainda que os maiores valores de incerteza foram observados para a potência 120 W, uma vez que nesta potência foram constatados os maiores valores de desvio padrão.

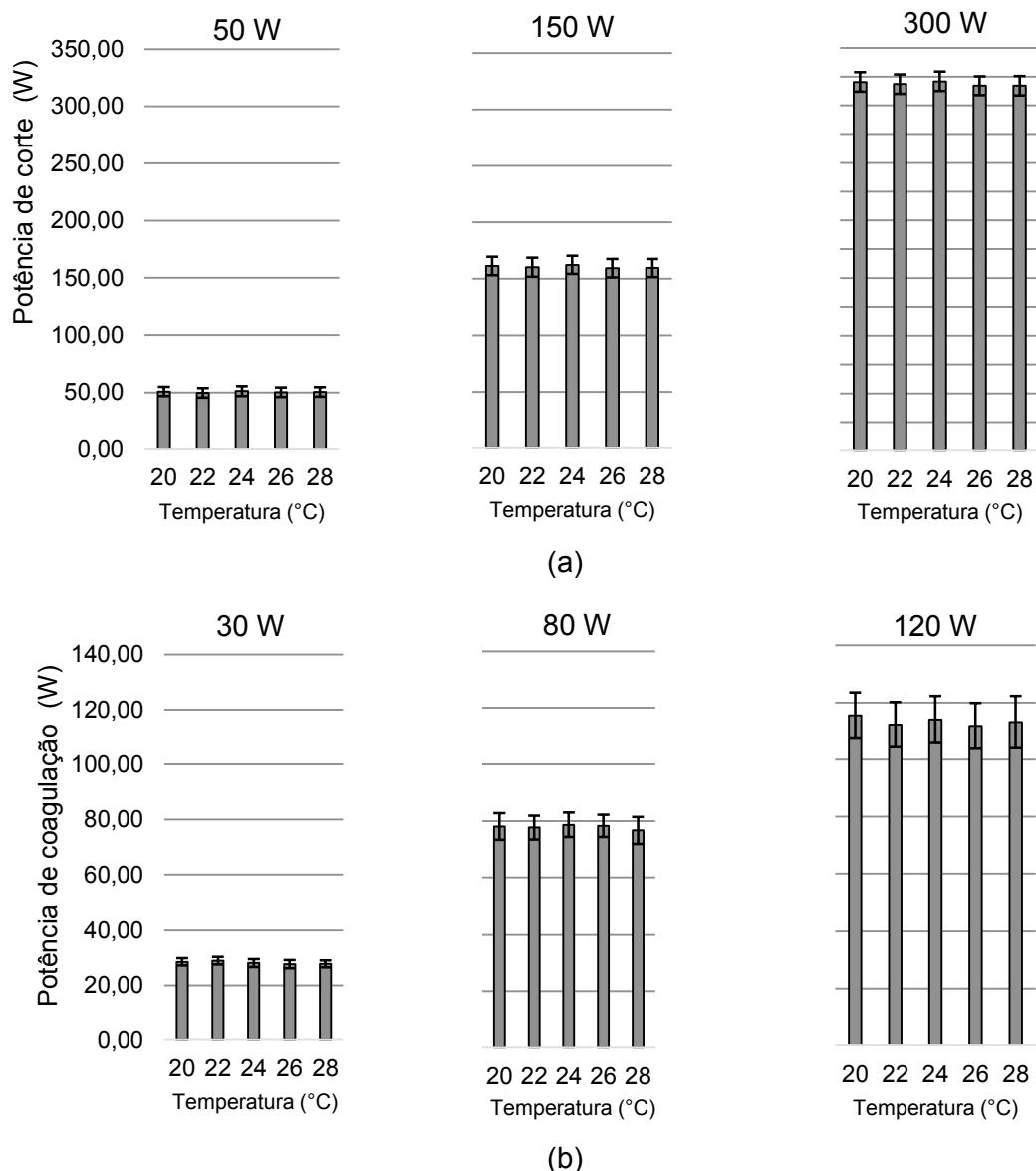


Figura 4.35 – Valores médios da potência de corte (Fig. 4.35a) e de coagulação (Fig. 4.35b), com barra de erros associada à incerteza expandida (95 %). (Unidade Eletrocirúrgica 12).

A Figura 4.36 mostra o erro associado às potências de corte e de coagulação para as diferentes temperaturas avaliadas. Para a potência de 50 W, a repetibilidade dos valores é maior e os valores de erro se aproximam do zero. Já para as potências de 150 W e 300 W, o erro foi positivo em todos os casos. Para a potência de coagulação (Fig. 4.36b), observou-se que todos os valores de erro foram negativos, indicando que as leituras fornecidas foram menores do que o valor convencional. O desvio padrão para a potência de 120 W em todos os casos foram maiores que os outros dois pontos analisados.

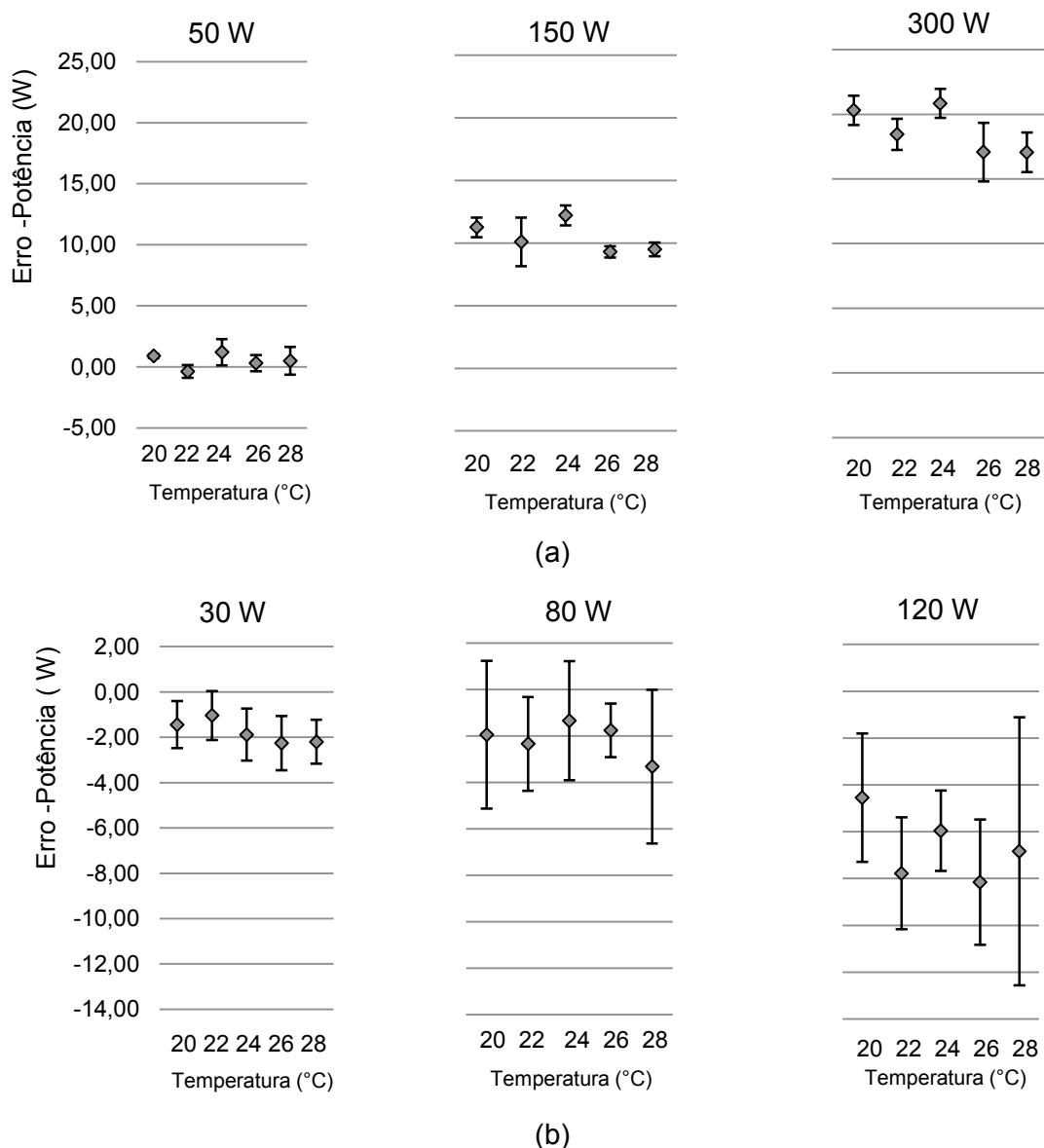


Figura 4.36 – Erro associado às potências de corte (Fig. 4.36a) e de coagulação (Fig. 4.36b). (Unidade Eletrocirúrgica 12).

A Tabela 4.14 apresenta os resultados do teste ANOVA para as potências de corte e de coagulação. Este bisturi mostrou maior efeito da temperatura, com efeitos significativos nos valores médios apenas para a potência de corte, em todos os três pontos analisados.

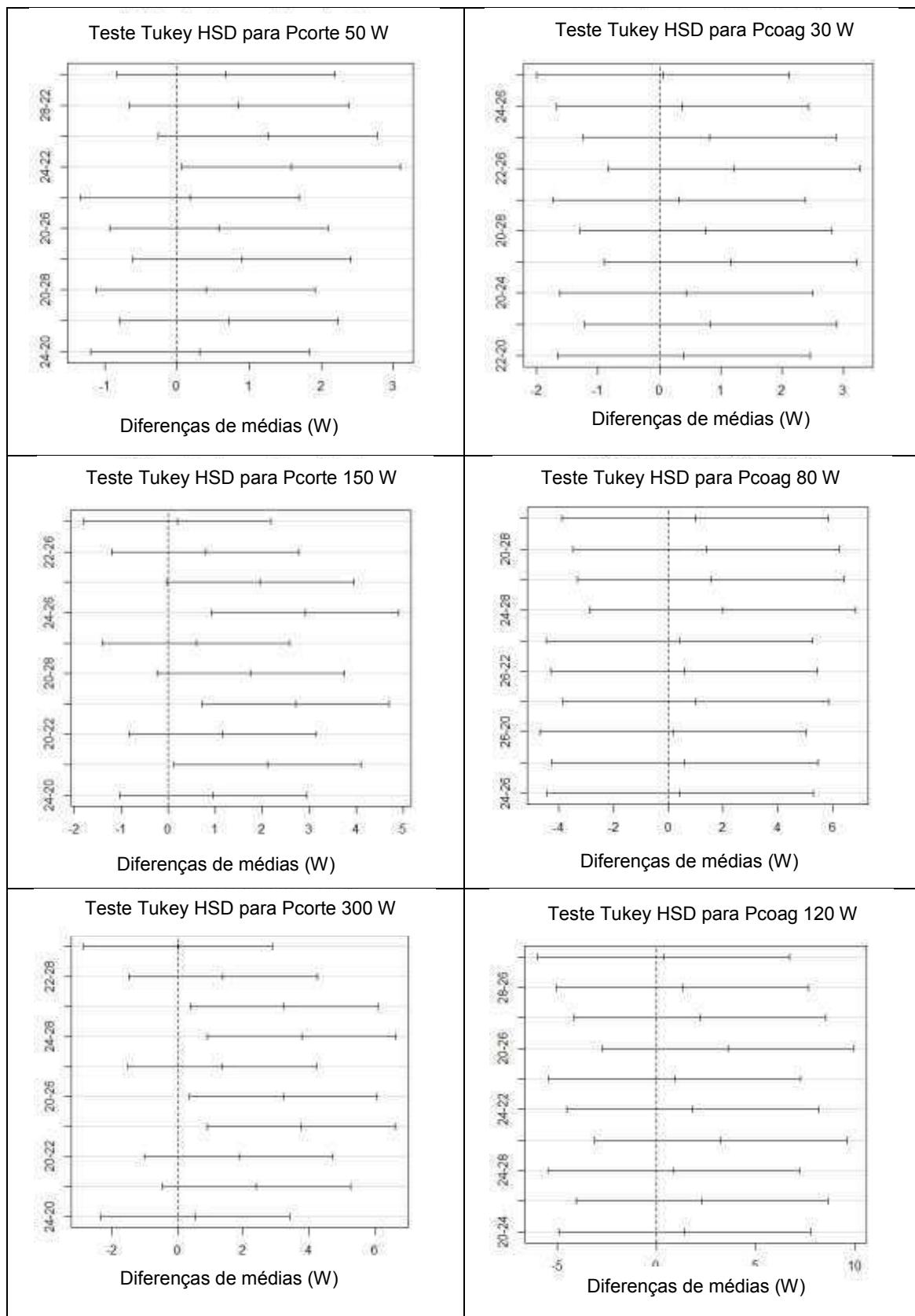
As diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas são apresentadas neste APÊNDICE. Conclui-se que na potência de corte, para todos os três pontos analisados, 50 W, 150 W e 300 W houve pares de temperaturas com diferenças significativas. A diferença entre as médias aumentou da potência de 150 W para 300 W. Para a potência de coagulação não houve pares com diferenças significativas.

A partir dos gráficos *boxplot* observou-se uma maior variação nos valores das médias conforme tem-se um aumento da temperatura. Para todas as potências observaram-se níveis médios diferentes de temperatura, afastando-se do valor de mediana e uma distribuição simétrica nas maiores temperaturas.

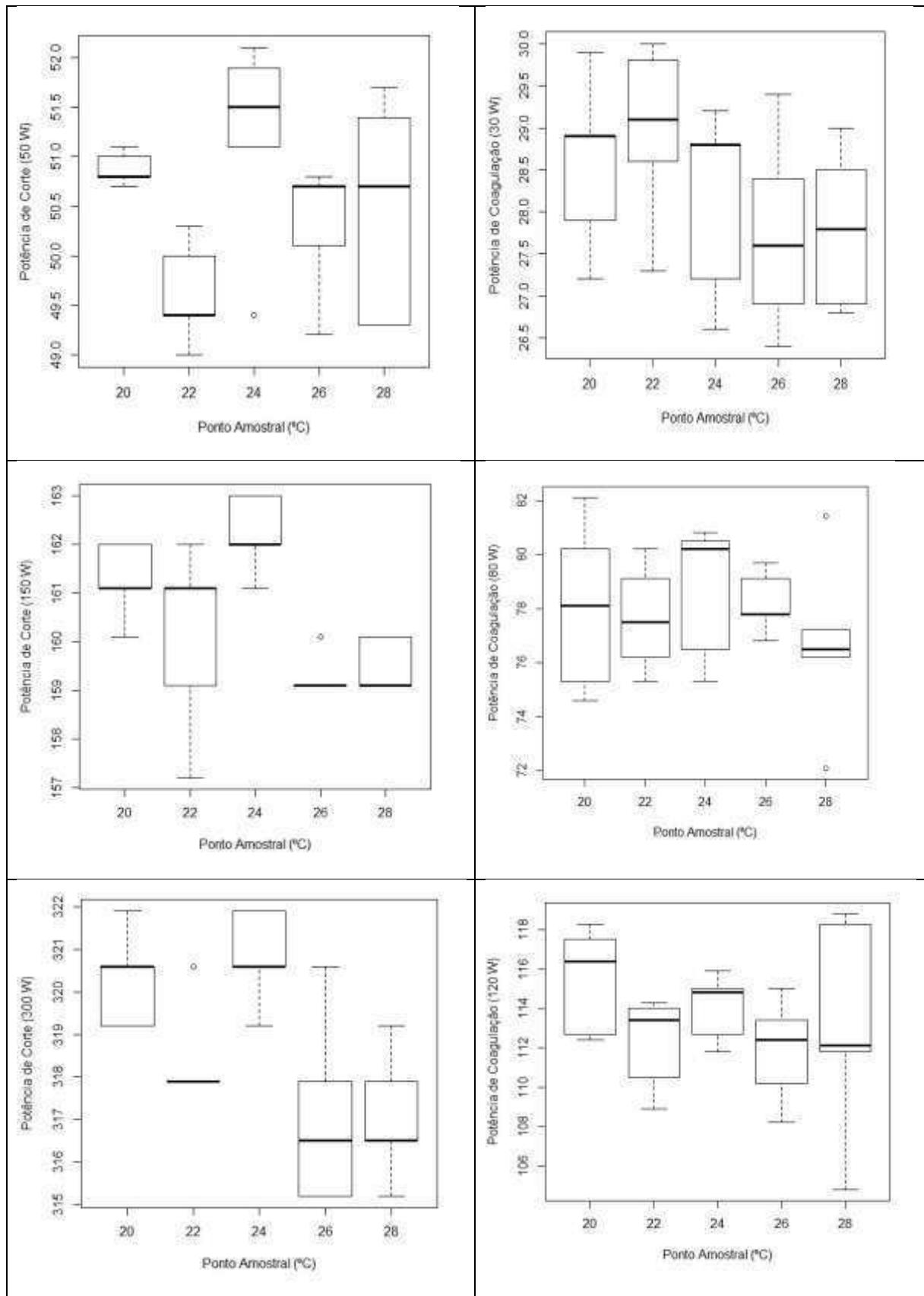
Tabela 4.14 – ANOVA da potência de corte (Pcorte) e de coagulação (Pcoag) Unidade Eletrocirúrgica 12.

Potência	Fator	Soma quadrática	Graus de liberdade	Média quadrática	F-valor	p-valor
50 W	Intercepto	63746,15	1	63746,15	99416,95	0,000000
	Temp.	7,25	4	1,81	2,83	0,052308
	Erro	12,82	20	0,64		
150 W	Intercepto	643813,7	1	643813,7	583164,6	0,000000
	Temp.	30,7	4	7,7	6,9	0,001126
	Erro	22,1	20	1,1		
300 W	Intercepto	2539943	1	2539943	1107115	0,000000
	Temp.	63	4	16	7	0,001245
	Erro	46	20	2		
30 W	Intercepto	19931,79	1	19931,79	16817,24	0,000000
	Temp.	5,39	4	1,35	1,14	0,367317
	Erro	23,70	20	1,19		
80 W	Intercepto	151554,5	1	151554,5	22935,70	0,000000
	Temp.	11,3	4	2,8	0,43	0,787427
	Erro	132,2	20	6,6		
120 W	Intercepto	321171,6	1	321171,6	28612,68	0,000000
	Temp.	42,6	4	10,7	0,95	0,456538
	Erro	224,5	20	11,2		

Diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas. (Unidade Eletrocirúrgica 12).



Visualização Gráfica (Boxplot) das potências de corte e coagulação sob diferentes temperaturas. (Unidade Eletrocirúrgica 12).



Pcorte = potência de corte; Pcoag = potência de coagulação; DM = diferença entre médias; LS = limite superior e LI = limite inferior.

	Pares de Temperatura (°C)	DM	LI	LS	p-value
Pcorte 50 W	26-22	0,68000000	-0,83545382	2,195454	0,6689911
	28-22	0,86000000	-0,65545382	2,375454	0,4571739
	20-22	1,26000000	-0,25545382	2,775454	0,1332870
	24-22	1,58000000	0,06454618	3,095454	0,0384218
	28-26	0,18000000	-1,33545382	1,695454	0,9962922
	20-26	0,58000000	-0,93545382	2,095454	0,7810347
	24-26	0,90000000	-0,61545382	2,415454	0,4131771
	20-28	0,40000000	-1,11545382	1,915454	0,9305894
	24-28	0,72000000	-0,79545382	2,235454	0,6215592
	24-20	0,32000000	-1,19545382	1,835454	0,9680371
Pcorte 150 W	28-26	0,20000000	-1,78852239	2,188522	0,9980558
	22-26	0,80000000	-1,18852239	2,788522	0,7492122
	20-26	1,96000000	-0,02852239	3,948522	0,0545716
	24-26	2,92000000	-0,93147761	4,908522	0,0023173
	22-28	0,60000000	-1,38852239	2,588522	0,8924264
	20-28	1,76000000	-0,22852239	3,748522	0,0987783
	24-28	2,72000000	0,73147761	4,708522	0,0045709
	20-22	1,16000000	-0,82852239	3,148522	0,4304962
	24-22	2,12000000	0,13147761	4,108522	0,0331490
	24-20	0,96000000	-1,02852239	2,948522	0,6076849
Pcorte 300 W	26-28	0,02000000	-2,84656360	2,886564	1,0000000
	22-28	1,38000000	-1,48656360	4,246564	0,6101440
	20-28	3,24000000	0,37343640	6,106564	0,0220174
	24-28	3,78000000	0,91343640	6,646564	0,0063610
	22-26	1,36000000	-1,50656360	4,226564	0,6227699
	20-26	3,22000000	0,35343640	6,086564	0,0230292
	24-26	3,76000000	0,89343640	6,626564	0,0066652
	20-22	1,86000000	-1,00656360	4,726564	0,3288310
	24-22	2,40000000	-0,46656360	5,266564	0,1291175
	24-20	0,54000000	-2,32656360	3,406564	0,9788556

Pcoag 30 W	28-26	0,06000000	-2,0003536	2,120354	0,9999857
	24-26	0,38000000	-1,6803536	2,440354	0,9804341
	20-26	0,82000000	-1,2403536	2,880354	0,7563562
	22-26	1,22000000	-0,8403536	3,280354	0,4160312
	24-28	0,32000000	-1,7403536	2,380354	0,9896787
	20-28	0,76000000	-1,3003536	2,820354	0,8025705
	22-28	1,16000000	-0,9003536	3,220354	0,4648234
	20-24	0,44000000	-1,6203536	2,500354	0,9667214
	22-24	0,84000000	-1,2203536	2,900354	0,7402076
	22-20	0,40000000	-1,6603536	2,460354	0,9763977
Pcoag 80 W	22-28	0,98000000	-3,8849050	5,844905	0,9730164
	20-28	1,38000000	-3,4849050	6,244905	0,9118638
	26-28	1,56000000	-3,3049050	6,424905	0,8697868
	24-28	1,98000000	-2,8849050	6,844905	0,7413836
	20-22	0,40000000	-4,4649050	5,264905	0,9991171
	26-22	0,58000000	-4,2849050	5,444905	0,9962383
	24-22	1,00000000	-3,8649050	5,864905	0,9709774
	26-20	0,18000000	-4,6849050	5,044905	0,9999628
	24-20	0,60000000	-4,2649050	5,464905	0,9957131
	24-26	0,42000000	-4,4449050	5,284905	0,9989305
Pcoag 120 W	22-26	0,38000000	-5,9606720	6,720672	0,9997468
	28-26	1,32000000	-5,0206720	7,660672	0,9696229
	24-26	2,20000000	-4,1406720	8,540672	0,8347040
	20-26	3,62000000	-2,7206720	9,960672	0,4513461
	28-22	0,94000000	-5,4006720	7,280672	0,9913422
	24-22	1,82000000	-4,5206720	8,160672	0,9084007
	20-22	3,24000000	-3,1006720	9,580672	0,5566419
	24-28	0,88000000	-5,4606720	7,220672	0,9932611
	20-28	2,30000000	-4,0406720	8,640672	0,8118126
	20-24	1,42000000	-4,9206720	7,760672	0,9606082

APÊNDICE XIII

Os valores médios das potências de corte e de coagulação são exibidos na Fig. 4.37. A incerteza expandida foi maior para a potência de corte em 300 W para todas as temperaturas consideradas. No caso da potência de coagulação, a incerteza expandida aumentou na medida em que a potência passou de 30 W para 80 W e para 120 W para todas as temperaturas consideradas. Os valores de incerteza foram maiores para a potência 80 W e 120 W, uma vez nesta potência foram observados os maiores valores de desvio padrão.

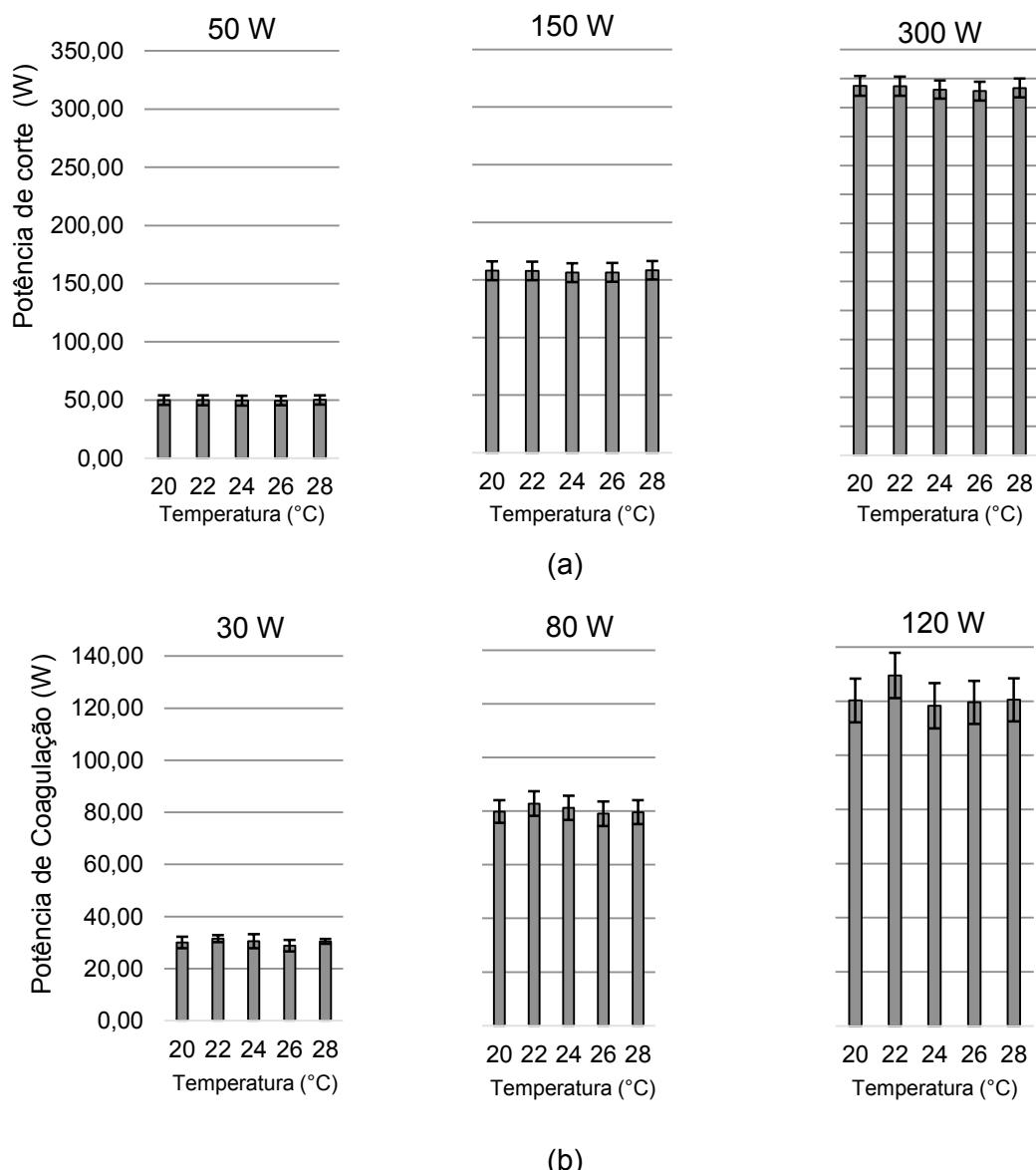


Figura 4.37 – Valores médios da potência de corte (Fig. 4.37a) e de coagulação (Fig. 4.37b), com barra de erros associada à incerteza expandida (95 %). (Unidade Eletrocirúrgica 13).

A Figura 4.38 representa o erro associado às potências de corte e de coagulação para as diferentes temperaturas avaliadas. A Figura 4.38a mostra o erro para a potência de corte. Para a potência de 50 W, os valores encontrados de erro foram todos negativos, indicando que as leituras fornecidas foram menores do que o valor convencional. Já para as potências de 150 W e 300 W, nota-se o contrário, de modo que o erro foi positivo em todos os casos investigados. Para a potência de coagulação (Fig. 4.38b), observou-se que para todos os três pontos analisados os valores de desvio foram maiores e a repetibilidade nesses casos foi menor.

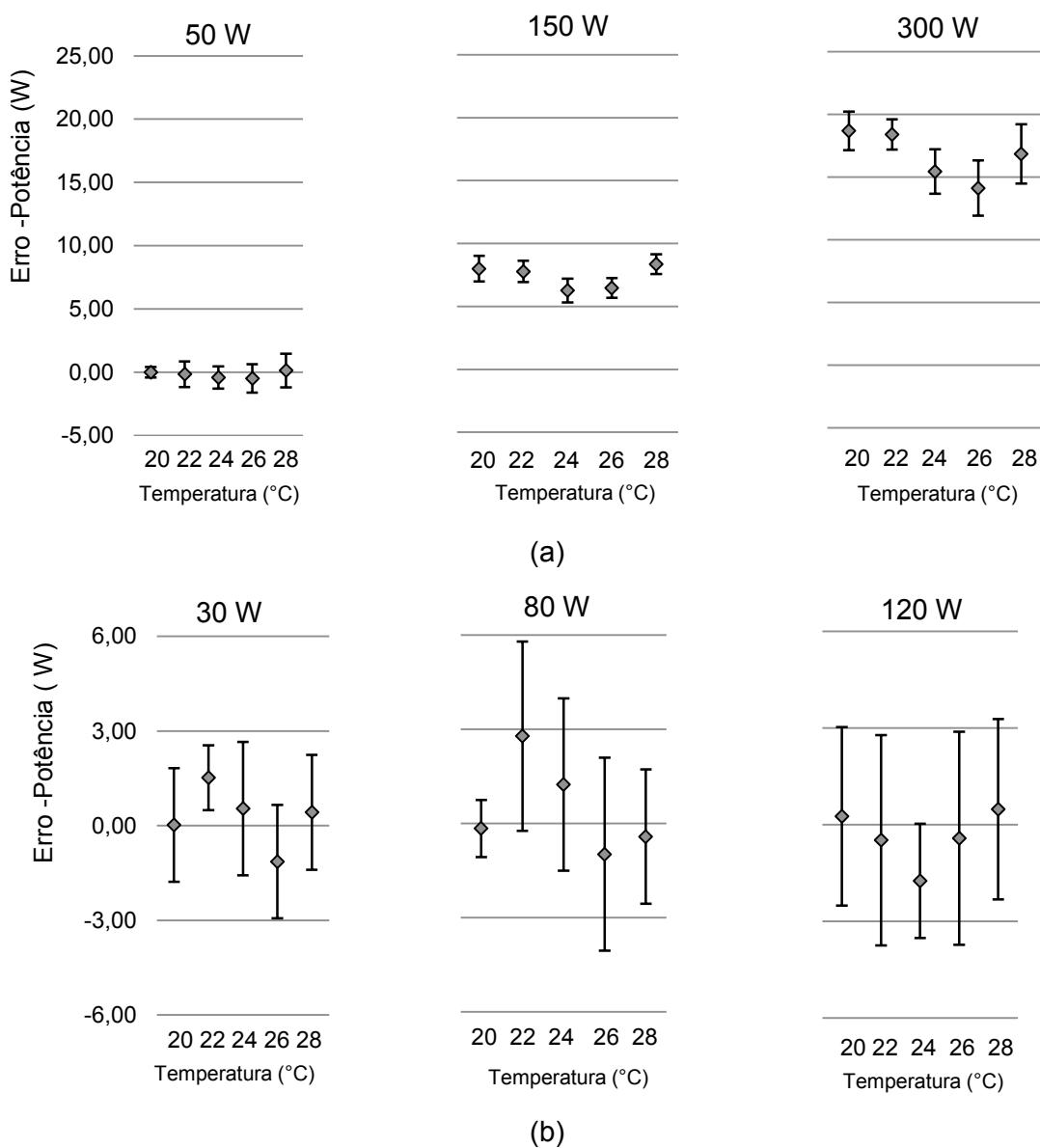


Figura 4.38 – Erro associado às potências de corte (Fig. 4.38a) e de coagulação (Fig. 4.38b). (Unidade Eletrocirúrgica 13).

A Tabela 4.15 apresenta os resultados do teste ANOVA para as potências de corte e de coagulação. Este bisturi mostrou maior efeito da temperatura com efeitos significativos nos valores médios apenas na potência de corte, 150 W e 300 W.

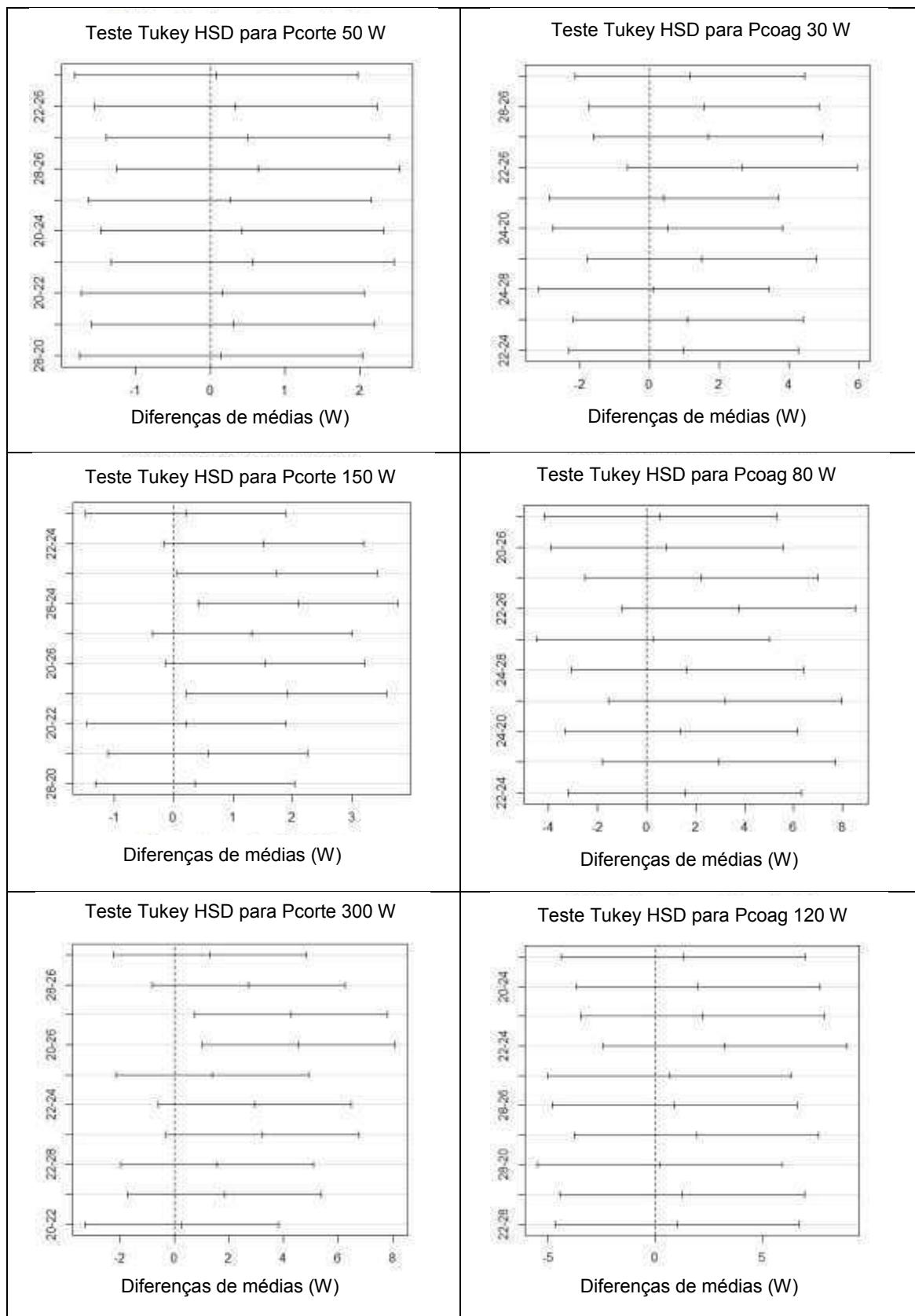
As diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas são apresentadas neste APÊNDICE. A partir dos resultados obtidos, conclui-se que apenas na potência de corte 50 W e 300 W houve pares de temperaturas com diferenças significativas. A diferença entre as médias aumentou de 150 W para 300 W. Para a potência de coagulação todas as potências analisadas não tiveram pares de temperatura com diferenças significativas, ou seja, cruzaram a linha do zero.

Verifica-se a partir dos gráficos de *boxplot* uma maior variação nos dados das médias dos valores de potência conforme tem-se um aumento da temperatura.

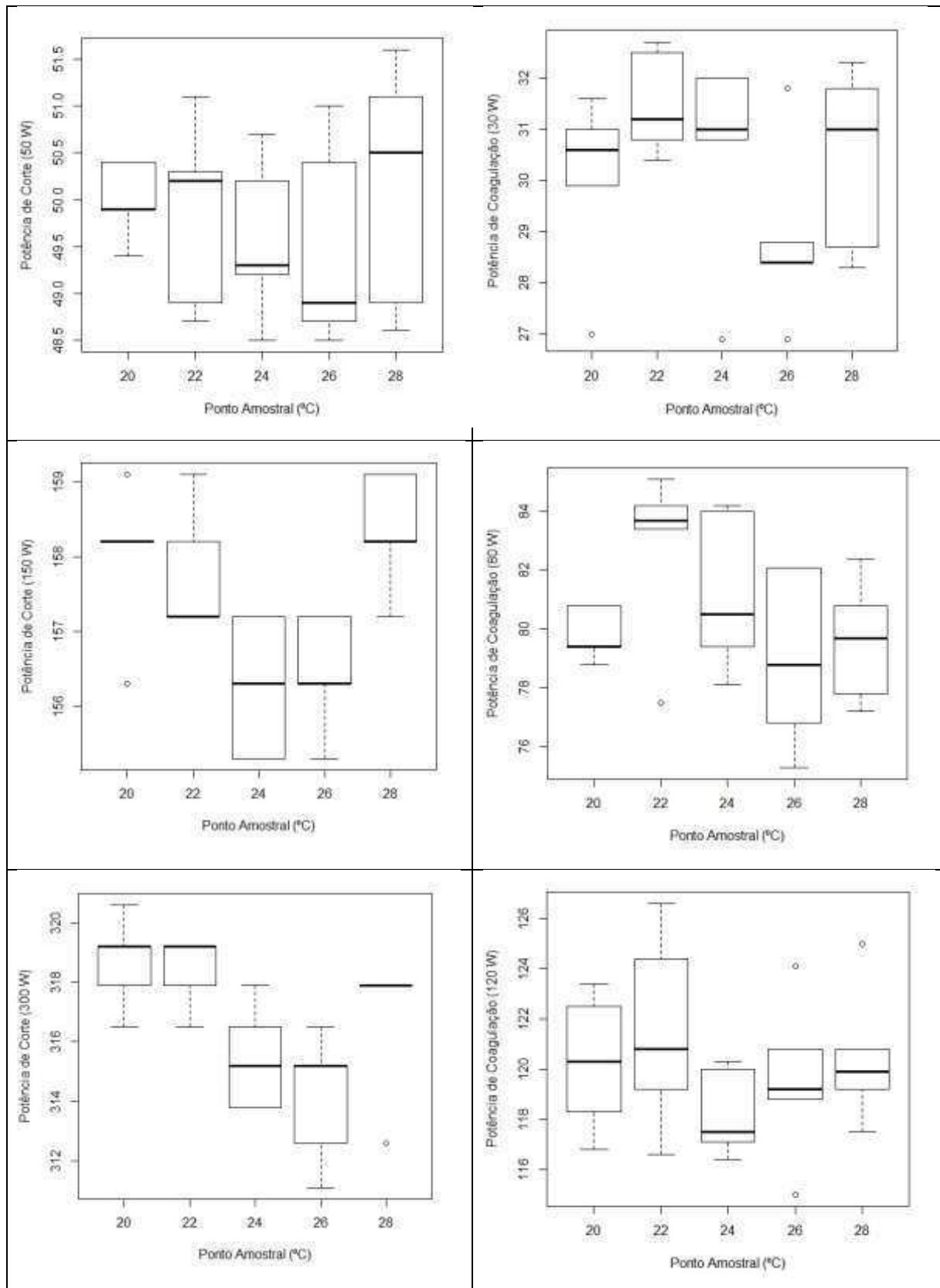
Tabela 4.15 – ANOVA da potência de corte (Pcorte) e de coagulação (Pcoag) Unidade Eletrocirúrgica 13.

Potência	Fator	Soma quadrática	Graus de liberdade	Média quadrática	F-valor	p-valor
50 W	Intercepto	62030,88	1	62030,88	62055,71	0,000000
	Temp.	1,47	4	0,37	0,37	0,828027
	Erro	19,99	20	1,00		
150 W	Intercepto	619148,7	1	619148,7	786520,1	0,000000
	Temp.	18,0	4	4,5	5,7	0,003074
	Erro	15,7	20	0,8		
300 W	Intercepto	2507409	1	2507409	717632,8	0,000000
	Temp.	75	4	19	5,4	0,004111
	Erro	70	20	5		
30 W	Intercepto	22909,85	1	22909,85	7500,606	0,000000
	Temp.	18,54	4	4,64	1,518	0,234977
	Erro	61,09	20	3,05		
80 W	Intercepto	161974,1	1	161974,1	25696,30	0,000000
	Temp.	46,1	4	11,5	1,83	0,163036
	Erro	126,1	20	6,3		
120 W	Intercepto	369785,6	1	369785,6	3957,237	0,000000
	Temp.	405,1	4	103,3	1,084	0,391105
	Erro	1868,9	20	93,4		

Diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas. (Unidade Eletrocirúrgica 13).



Visualização Gráfica (Boxplot) das potências de corte e coagulação sob diferentes temperaturas. (Unidade Eletrocirúrgica 13).



Pcorte = potência de corte; Pcoag = potência de coagulação; DM = diferença entre médias; LS = limite superior e LI = limite inferior.

	Pares de Temperatura (°C)	DM	LI	LS	p-value
Pcorte 50 W	24-26	0,08000000	-1,81216500	1,972165	0,9999367
	22-26	0,34000000	-1,55216500	2,232165	0,9822245
	20-26	0,50000000	-1,39216500	2,392165	0,9303240
	28-26	0,64000000	-1,25216500	2,532165	0,8467943
	22-24	0,26000000	-1,63216500	2,152165	0,9935126
	20-24	0,42000000	-1,47216500	2,312165	0,9618263
	28-24	0,56000000	-1,33216500	2,452165	0,8988727
	20-22	0,16000000	-1,73216500	2,052165	0,9990142
	28-22	0,30000000	-1,59216500	2,192165	0,9888466
	28-20	0,14000000	-1,75216500	2,032165	0,9994173
Pcorte 150 W	26-24	0,20000000	-1,47914613	1,879146	0,9962521
	22-24	1,52000000	-0,15914613	3,199146	0,0879816
	20-24	1,74000000	0,06085387	3,419146	0,0399739
	28-24	2,10000000	0,42085387	3,779146	0,0100116
	22-26	1,32000000	-0,35914613	2,999146	0,1698287
	20-26	1,54000000	-0,13914613	3,219146	0,0820976
	28-26	1,90000000	0,22085387	3,579146	0,0218401
	20-22	0,22000000	-1,45914613	1,899146	0,9945925
	28-22	0,58000000	-1,09914613	2,259146	0,8368858
	28-20	0,36000000	-1,31914613	2,039146	0,9662527
Pcorte 300 W	24-26	1,32000000	-2,21758920	4,857589	0,7960320
	28-26	2,72000000	-0,81758920	6,257589	0,1856819
	22-26	4,28000000	0,74241080	7,817589	0,0131071
	20-26	4,56000000	1,02241080	8,097589	0,0077553
	28-24	1,40000000	-2,13758920	4,937589	0,7600349
	22-24	2,96000000	-0,57758920	6,497589	0,1294804
	20-24	3,24000000	-0,29758920	6,777589	0,0827007
	22-28	1,56000000	-1,97758920	5,097589	0,6827100
	20-28	1,84000000	-1,69758920	5,377589	0,5402104
	20-22	0,28000000	-3,25758920	3,817589	0,9992399

Pcoag 30 W	20-26	1,1600000	-2,1475689	4,467569	0,8293886
	28-26	1,5600000	-1,7475689	4,867569	0,6278125
	24-26	1,6800000	-1,6275689	4,987569	0,5621611
	22-26	2,6600000	-0,6475689	5,967569	0,1543597
	28-20	0,4000000	-2,9075689	3,707569	0,9960254
	24-20	0,5200000	-2,7875689	3,827569	0,9891950
	22-20	1,5000000	-1,8075689	4,807569	0,6604348
	24-28	0,1200000	-3,1875689	3,427569	0,9999656
	22-28	1,1000000	-2,2075689	4,407569	0,8544086
	22-24	0,9800000	-2,3275689	4,287569	0,8985070
Pcoag 80 W	28-26	0,5600000	-4,1915290	5,311529	0,9964019
	20-26	0,8200000	-3,9315290	5,571529	0,9846923
	24-26	2,2200000	-2,5315290	6,971529	0,6358036
	22-26	3,7600000	-0,9915290	8,511529	0,1652534
	20-28	0,2600000	-4,4915290	5,011529	0,9998235
	24-28	1,6600000	-3,0915290	6,411529	0,8313132
	22-28	3,2000000	-1,5515290	7,951529	0,2947479
	24-20	1,4000000	-3,3515290	6,151529	0,9003104
	22-20	2,9400000	-1,8115290	7,691529	0,3737019
	22-24	1,5400000	-3,2115290	6,291529	0,8654292
Pcoag 120 W	26-24	1,3200000	-4,3970490	7,037049	0,9561509
	20-24	2,0000000	-3,7170490	7,717049	0,8306446
	28-24	2,2200000	-3,4970490	7,937049	0,7721094
	22-24	3,2600000	-2,4570490	8,977049	0,4525211
	20-26	0,6800000	-5,0370490	6,397049	0,9962722
	28-26	0,9000000	-4,8170490	6,617049	0,9891409
	22-26	1,9400000	-3,7770490	7,657049	0,8452958
	28-20	0,2200000	-5,4970490	5,937049	0,9999565
	22-20	1,2600000	-4,4570490	6,977049	0,9627759
	22-28	1,0400000	-4,6770490	6,757049	0,9814003

APÊNDICE XIV

Os valores médios das potências de corte e de coagulação são exibidos na Fig. 4.39. Observou-se que a incerteza expandida para a potência de corte aumentou na medida em que a potência passou de 50 W para 150 W e para 300 W para todas as temperaturas consideradas. Para a potência de coagulação, houve o mesmo que na potência de corte, a incerteza foi aumentando conforme elevaram-se os valores de potência. Para a potência de 80 W em particular não se observou o mesmo efeito causado pela temperatura na incerteza de medição.

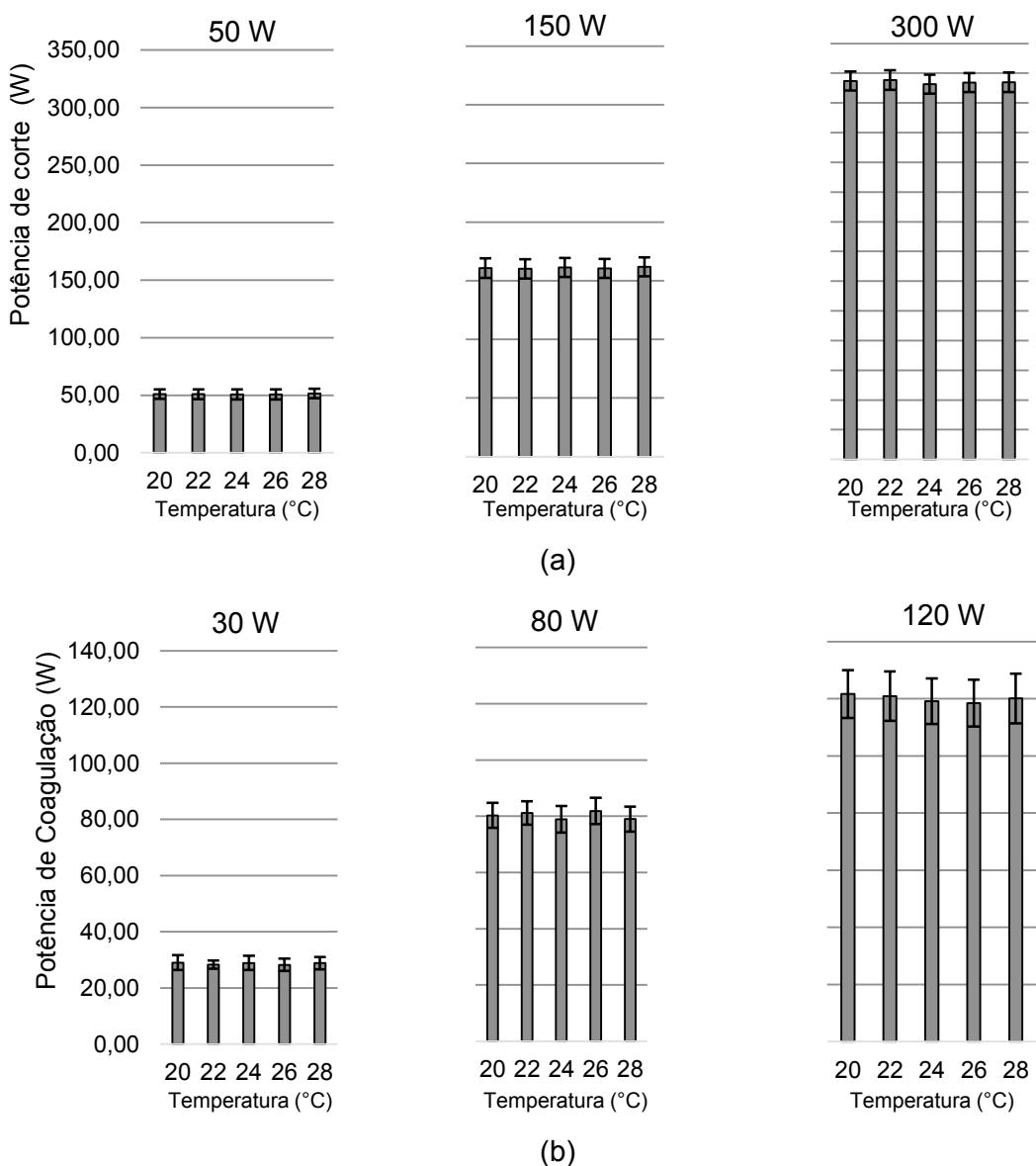


Figura 4.39 – Valores médios da potência de corte (Fig. 4.39a) e de coagulação (Fig. 4.39b), com barra de erros associada à incerteza expandida (95 %). (Unidade Eletrocirúrgica 14).

A Figura 4.40 representa o erro associado às potências de corte e de coagulação para as diferentes temperaturas avaliadas. No caso da potência de corte (Fig. 4.40a), observou-se que em todos os três pontos analisados, o erro foi positivo, ou seja, as leituras fornecidas foram maiores do que o valor convencional. Verificou-se ainda uma maior repetibilidade neste caso. Para a potência de coagulação (Fig. 4.40b), a potência de 30 W o erro é negativo para todas as temperaturas. Para todas as potências, houve uma repetibilidade menor, uma vez que este bisturi apresentou os maiores valores de desvio padrão.

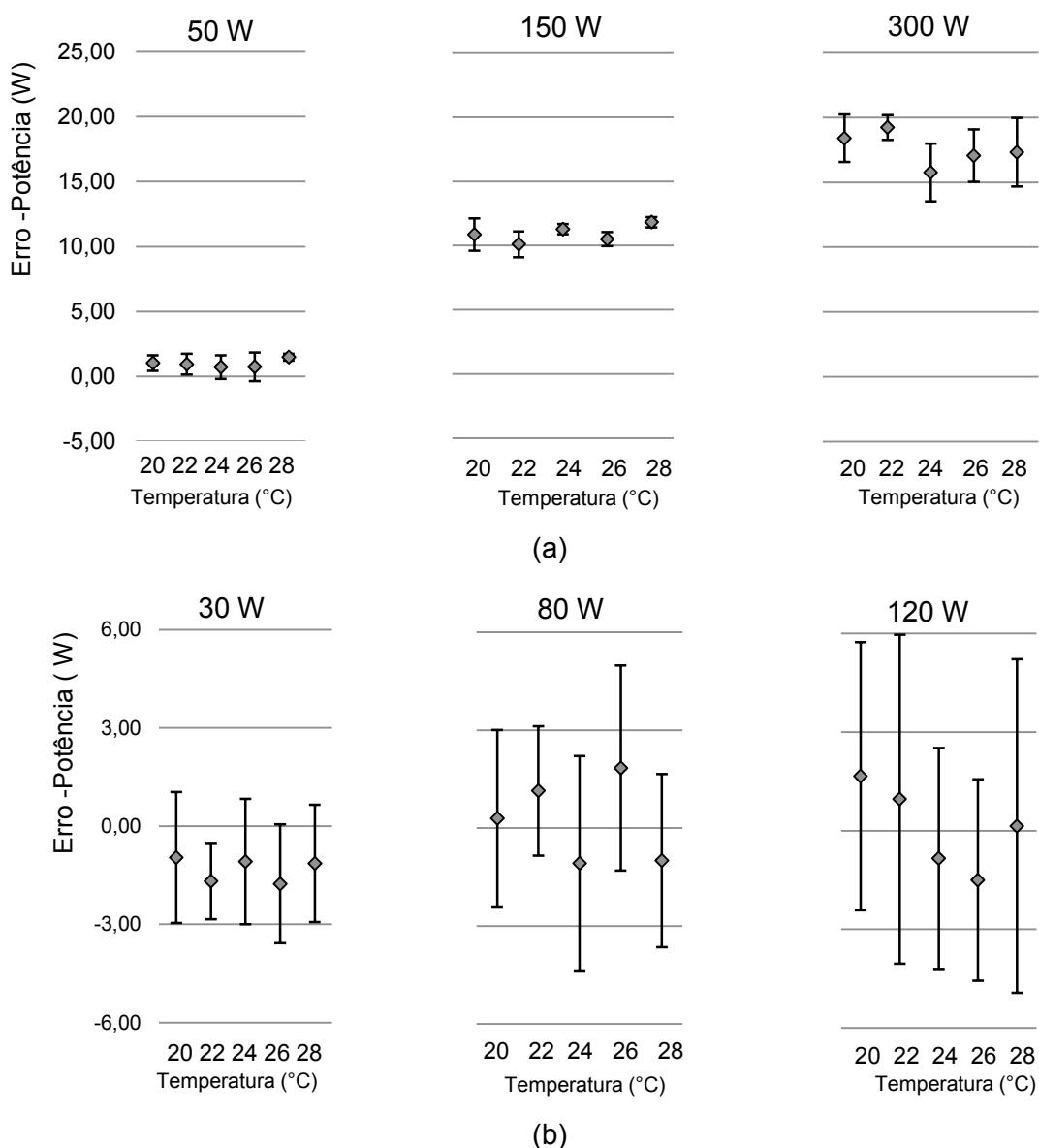


Figura 4.40 – Erro associado às potências de corte (Fig. 4.40a) e de coagulação (Fig. 4.40b). (Unidade Eletrocirúrgica 14).

A Tabela 4.16 apresenta os resultados do teste ANOVA para as potências de corte e de coagulação. As médias foram diferentes apenas para a potência de corte de 150 W.

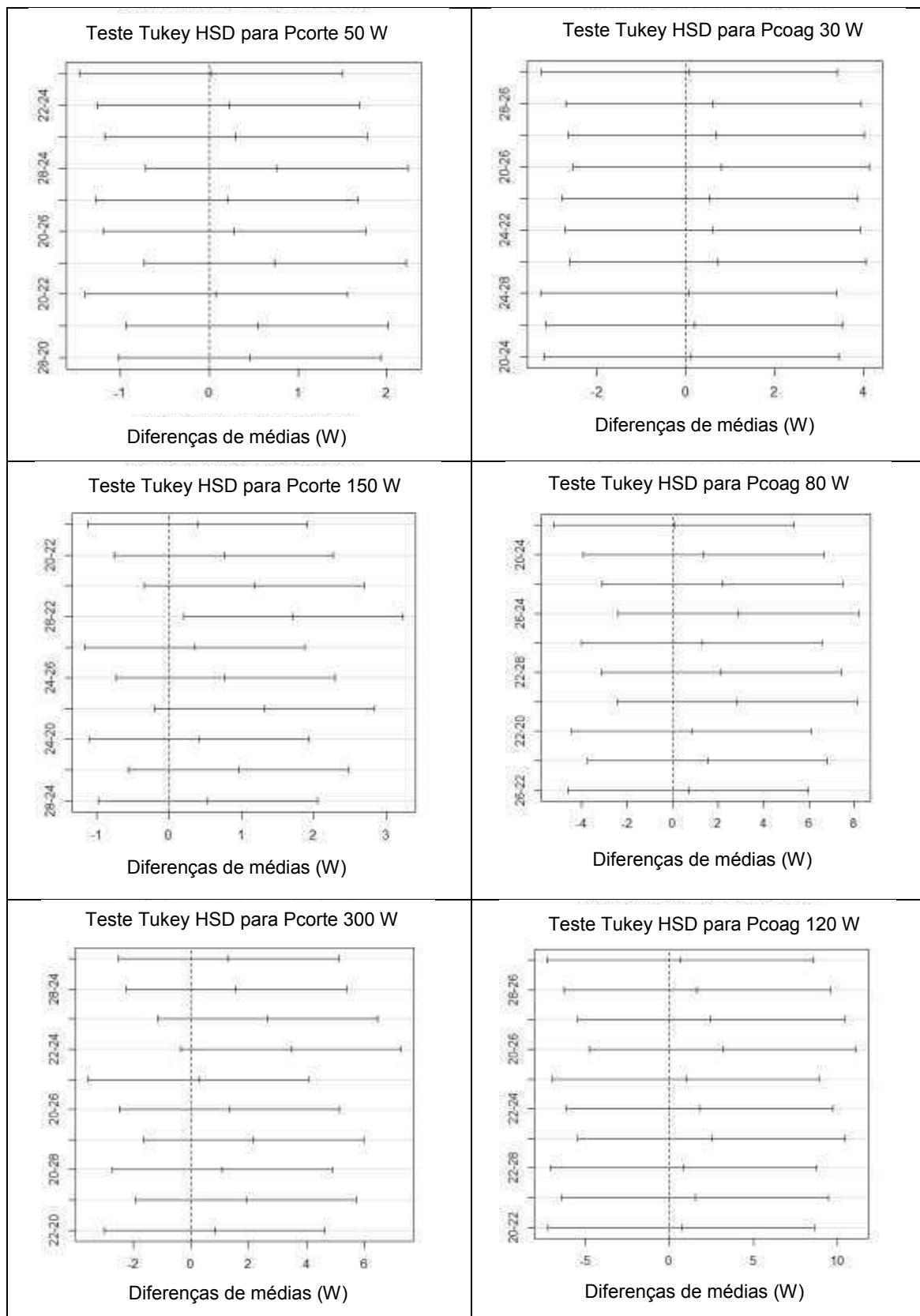
As diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas são apresentadas neste APÊNDICE. A partir destes resultados, conclui-se que na potência de corte, apenas para a potência de corte de 150 W houve pares de temperaturas com diferenças significativas. A diferença entre as médias, em relação ao par de temperaturas 20 °C e 28 °C aumenta da potência de 150 W para 300 W. Para a potência de coagulação, não houve pares com diferenças significativas, com valores de *p-value* maiores que 0,05.

Observou-se a partir dos gráficos de *boxplot* uma maior variação nos valores das médias conforme tem-se um aumento da temperatura. Ao se comparar menores temperaturas com as maiores verificou-se que para 20 °C e 22 °C houve menor variação dos dados com aproximação de dados simétricos.

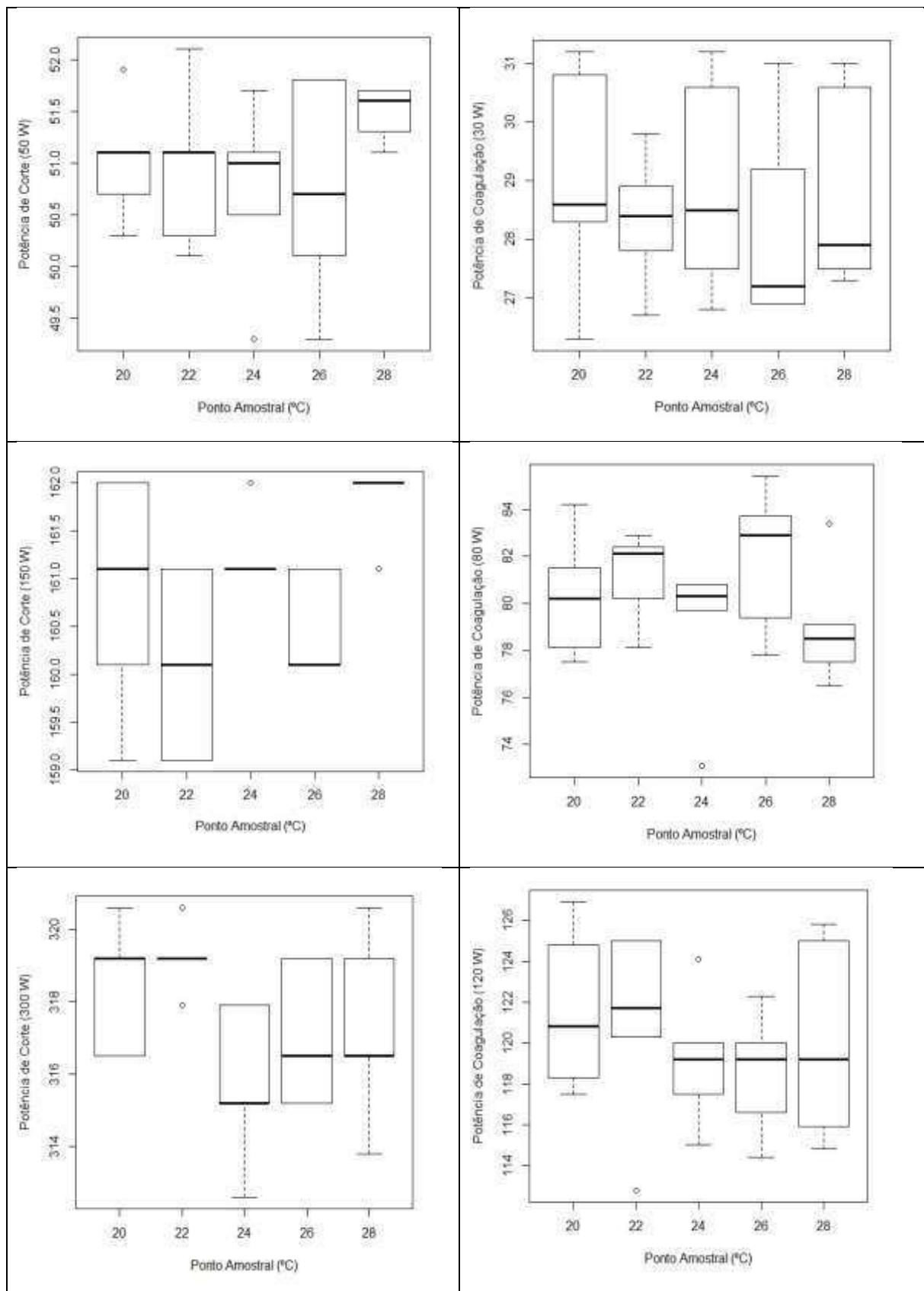
Tabela 4.16 – ANOVA da potência de corte (Pcorte) e de coagulação (Pcoag) Unidade Eletrocirúrgica 14.

Potência	Fator	Soma quadrática	Graus de liberdade	Média quadrática	F-valor	p-valor
50 W	Intercepto	64974,01	1	64974,01	106619,6	0,000000
	Temp.	1,89	4	0,47	0,8	0,553617
	Erro	12,19	20	0,61		
150 W	Intercepto	647316,8	1	647316,8	1009225	0,000000
	Temp.	9,0	4	2,2	3	0,025605
	Erro	12,8	20	0,6		
300 W	Intercepto	2520982	1	2520982	621084,5	0,000000
	Temp.	35	4	9	2,2	0,110992
	Erro	81	20	4		
30 W	Intercepto	20557,82	1	20557,82	6613,210	0,000000
	Temp.	2,71	4	0,68	0,218	0,925138
	Erro	62,17	20	0,05		
80 W	Intercepto	160977,5	1	160977,5	20614,88	0,000000
	Temp.	33,0	4	8,3	1,06	0,403498
	Erro	156,2	20	7,8		
120 W	Intercepto	360504,2	1	360504,2	20444,39	0,000000
	Temp.	33,1	4	8,3	0,47	0,757763
	Erro	352,7	20	17,6		

Diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas. (Unidade Eletrocirúrgica 14).



Visualização Gráfica (Boxplot) das potências de corte e coagulação sob diferentes temperaturas. (Unidade Eletrocirúrgica 14).



Pcorte = potência de corte; Pcoag = potência de coagulação; DM = diferença entre médias; LS = limite superior e LI = limite inferior.

	Pares de Temperatura (°C)	DM	LI	LS	p-value
Pcorte 50 W	26-24	0,0200000	-1,4573969	1,497397	0,9999993
	22-24	0,2200000	-1,2573969	1,697397	0,9911951
	20-24	0,3000000	-1,1773969	1,777397	0,9722261
	28-24	0,7600000	-0,7173969	2,237397	0,5504642
	22-26	0,2000000	-1,2773969	1,677397	0,9938719
	20-26	0,2800000	-1,1973969	1,757397	0,9783823
	28-26	0,7400000	-0,7373969	2,217397	0,5748883
	20-22	0,0800000	-1,3973969	1,557397	0,9998307
	28-22	0,5400000	-0,9373969	2,017397	0,8076597
	28-20	0,4600000	-1,0173969	1,937397	0,8811989
Pcorte 150 W	26-22	0,4000000	-1,1156901	1,915690	0,9306258
	20-22	0,7600000	-0,7556901	2,275690	0,5739104
	24-22	1,1800000	-0,3356901	2,695690	0,1766750
	28-22	1,7200000	0,2043099	3,235690	0,0213843
	20-26	0,3600000	-1,1556901	1,875690	0,9516041
	24-26	0,7800000	-0,7356901	2,295690	0,5501067
	28-26	1,3200000	-0,1956901	2,835690	0,1070598
	24-20	0,4200000	-1,0956901	1,935690	0,9183867
	28-20	0,9600000	-0,5556901	2,475690	0,3514860
	28-24	0,5400000	-0,9756901	2,055690	0,8213531
Pcorte 300 W	26-24	1,3000000	-2,5129005	5,112901	0,8430857
	28-24	1,5600000	-2,2529005	5,372901	0,7377840
	20-24	2,6400000	-1,1729005	6,452901	0,2701922
	22-24	3,4600000	-0,3529005	7,272901	0,0868557
	28-26	0,2600000	-3,5529005	4,072901	0,9995779
	20-26	1,3400000	-2,4729005	5,152901	0,8283467
	22-26	2,1600000	-1,6529005	5,972901	0,4588594
	20-28	1,0800000	-2,7329005	4,892901	0,9122852
	22-28	1,9000000	-1,9129005	5,712901	0,5795427
	22-20	0,8200000	-2,9929005	4,632901	0,9658783

Pcoag 30 W	22-26	0,0800000	-3,256786	3,416786	0,9999934
	28-26	0,6200000	-2,716786	3,956786	0,9798941
	24-26	0,6800000	-2,656786	4,016786	0,9718649
	20-26	0,8000000	-2,536786	4,136786	0,9500055
	28-22	0,5400000	-2,796786	3,876786	0,9879551
	24-22	0,6000000	-2,736786	3,936786	0,9821787
	20-22	0,7200000	-2,616786	4,056786	0,9654714
	24-28	0,0600000	-3,276786	3,396786	0,9999979
	20-28	0,1800000	-3,156786	3,516786	0,9998332
	20-24	0,1200000	-3,216786	3,456786	0,9999668
Pcoag 80 W	28-24	0,0600000	-5,228568	5,348568	0,9999997
	20-24	1,3600000	-3,928568	6,648568	0,9364319
	22-24	2,2000000	-3,088568	7,488568	0,7261606
	26-24	2,9000000	-2,388568	8,188568	0,4901983
	20-28	1,3000000	-3,988568	6,588568	0,9455069
	22-28	2,1400000	-3,148568	7,428568	0,7453179
	26-28	2,8400000	-2,448568	8,128568	0,5101440
	22-20	0,8400000	-4,448568	6,128568	0,9887712
	26-20	1,5400000	-3,748568	6,828568	0,9040253
	26-22	0,7000000	-4,588568	5,988568	0,9943772
Pcoag 120 W	24-26	0,6600000	-7,287197	8,607197	0,9990817
	28-26	1,6400000	-6,307197	9,587197	0,9705649
	22-26	2,4600000	-5,487197	10,407197	0,8833615
	20-26	3,1600000	-4,787197	11,107197	0,7569576
	28-24	0,9800000	-6,967197	8,927197	0,9957156
	22-24	1,8000000	-6,147197	9,747197	0,9590092
	20-24	2,5000000	-5,447197	10,447197	0,8773140
	22-28	0,8200000	-7,127197	8,767197	0,9978521
	20-28	1,5200000	-6,427197	9,467197	0,9776485
	20-22	0,7000000	-7,247197	8,647197	0,9988429

APÊNDICE XV

Os valores médios das potências de corte e de coagulação são exibidos na Fig. 4.41. Para este bisturi, a incerteza expandida para potência de corte foi maior em algumas temperaturas devido ao certificado de calibração do mesmo para a modalidade de corte. A incerteza expandida para a potência de corte aumentou na medida em que a potência passou de 50 W para 150 W e para 300 W para todas as temperaturas consideradas. Para a potência de coagulação os valores de incerteza foram menores em todos os pontos analisados. Nesta potência foram observados os menores valores de desvio padrão.

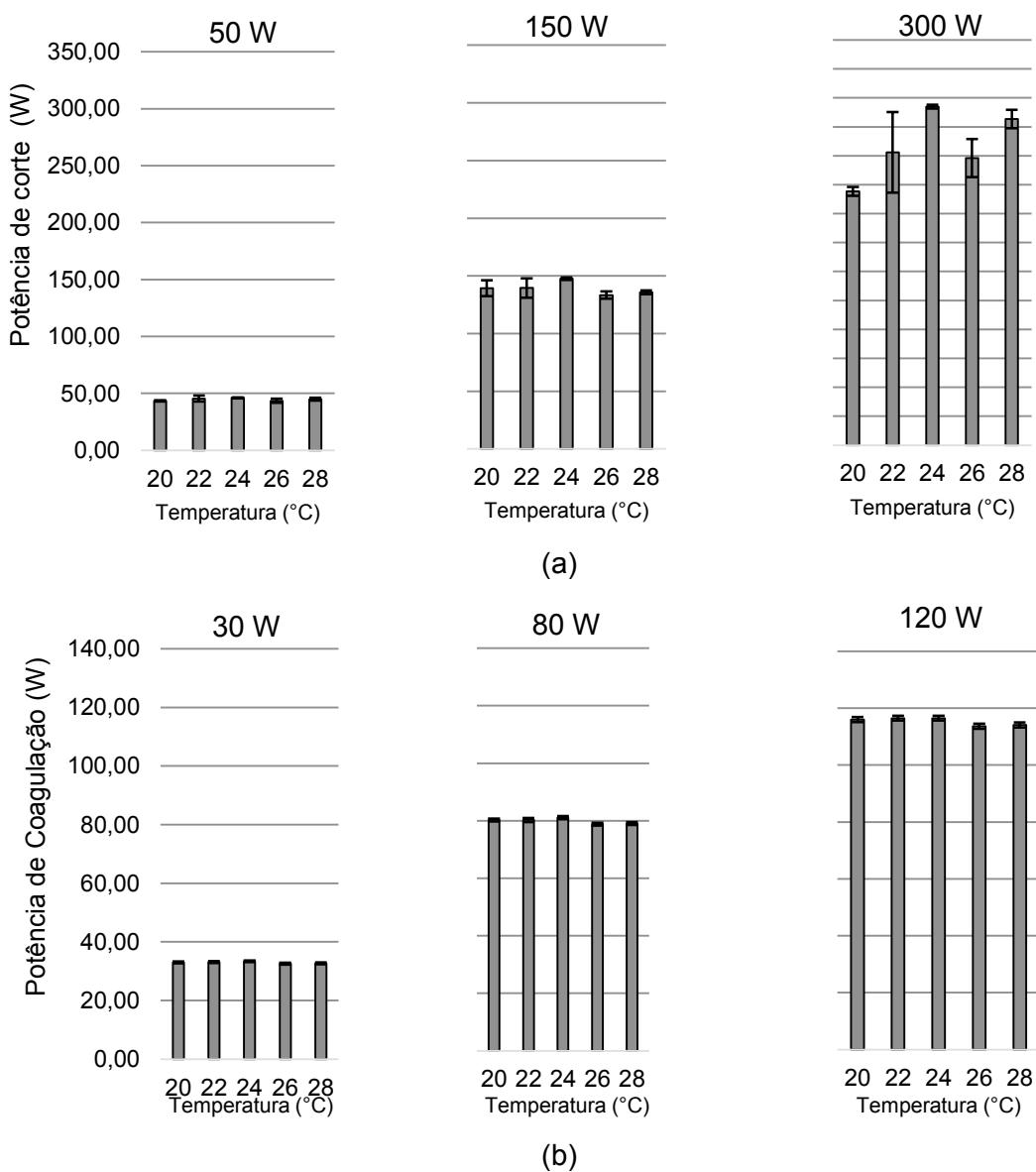


Figura 4.41 – Valores médios da potência de corte (Fig. 4.41a) e de coagulação (Fig. 4.41b), com barra de erros associada à incerteza expandida (95 %). (Unidade Eletrocirúrgica 15).

A Figura 4.42 representa o erro associado às potências de corte e de coagulação para as diferentes temperaturas avaliadas. Para a potência de corte (Fig. 4.42a), observou-se que em todos os pontos analisados o erro foi negativo. Para a potência de 50 W, as barras de erro indicaram uma maior repetibilidade das leituras. Os valores de desvio padrão nesta potência foram os maiores valores. No caso da potência de coagulação (Fig. 4.42b), observou-se que em todos os pontos analisados a repetibilidade foi maior, inclusive para a potência de 120 W no qual o erro foi negativo para todas as temperaturas.

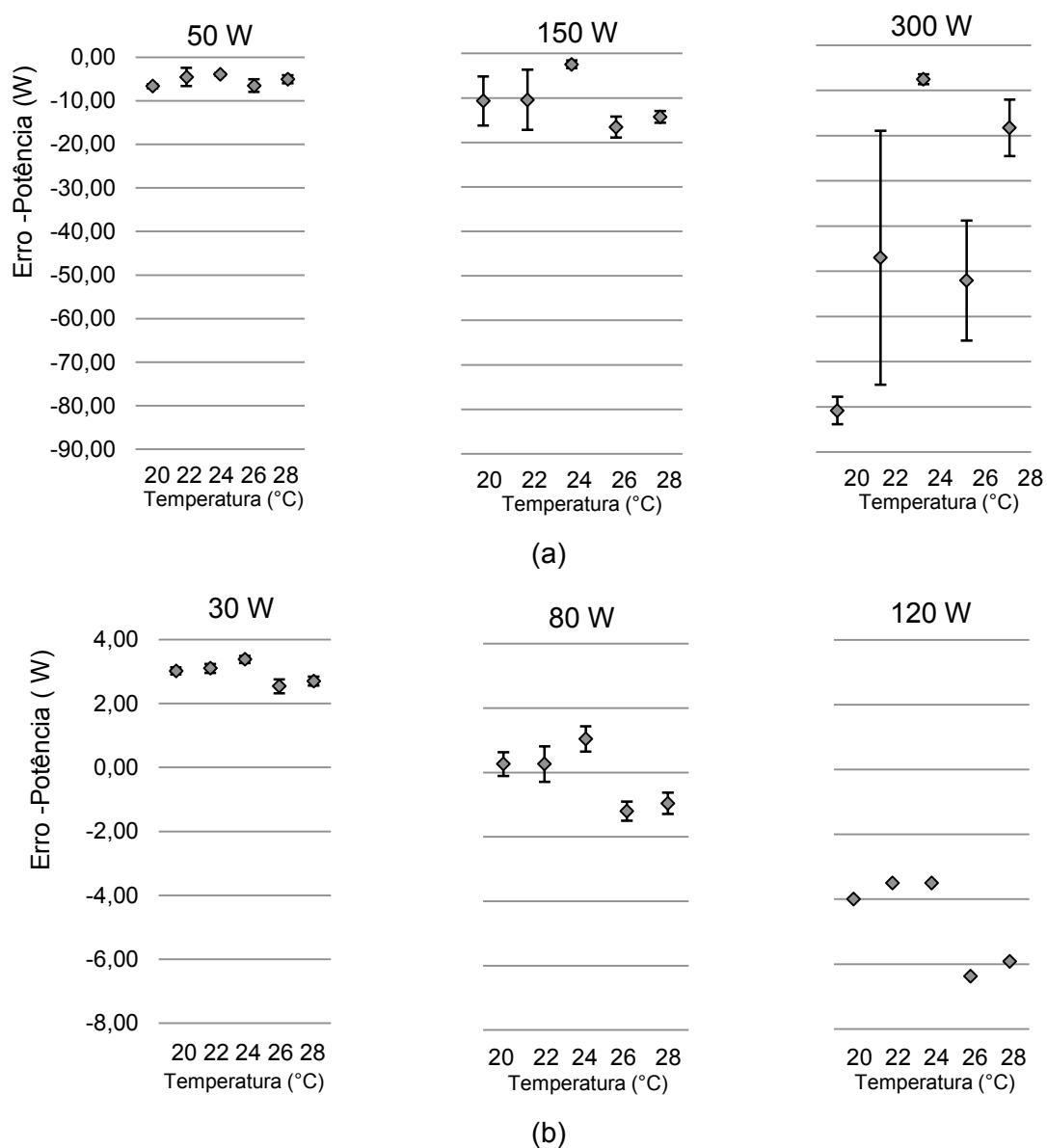


Figura 4.42 – Erro associado às potências de corte (Fig. 4.42a) e de coagulação (Fig. 4.42b). (Unidade Eletrocirúrgica 15).

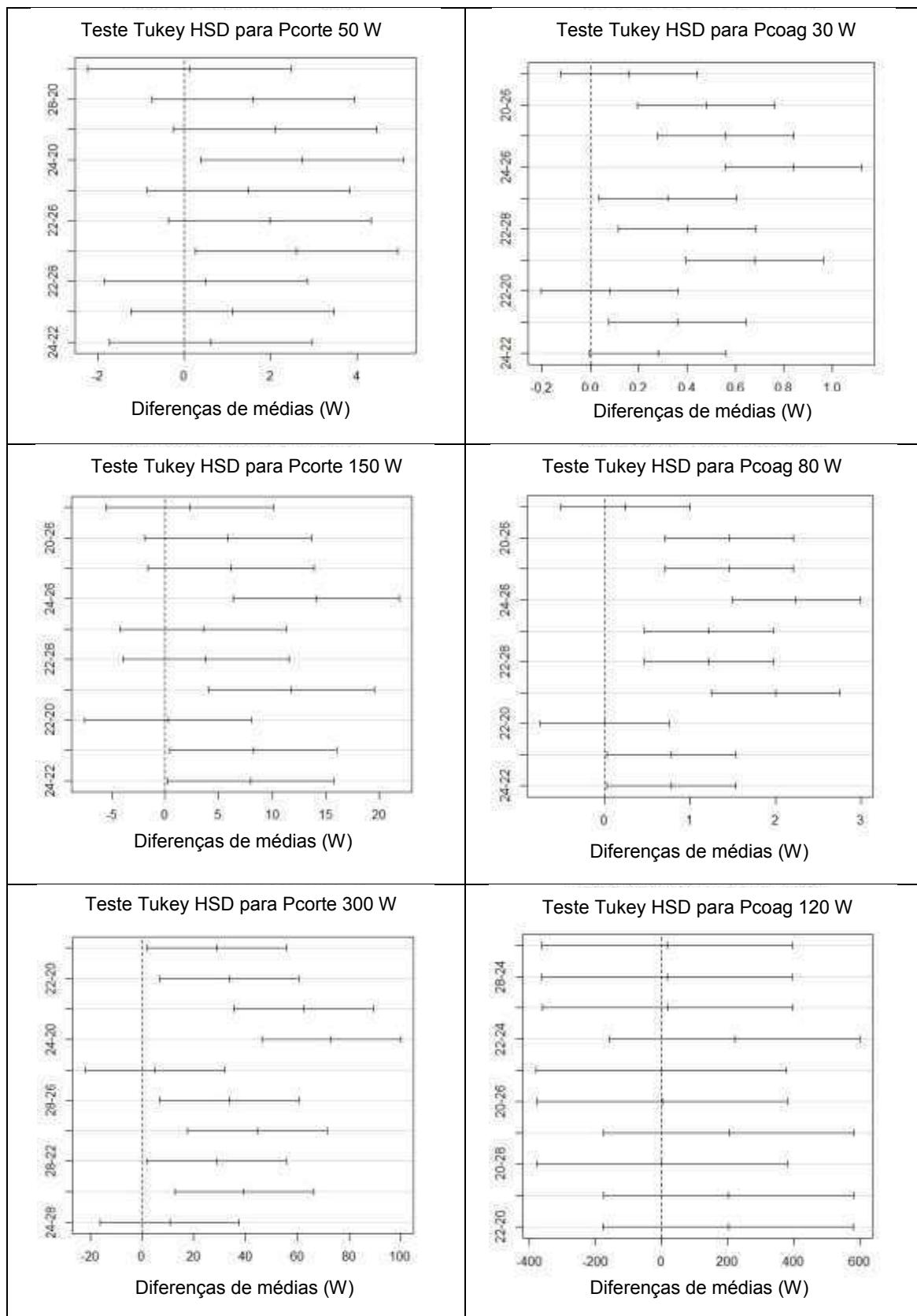
A Tabela 4.17 apresenta os resultados do teste ANOVA para as potências de corte e de coagulação. Para a potência de coagulação apenas na potência 120 W as médias não foram diferentes.

As diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas são apresentadas neste APÊNDICE. Conclui-se que apenas na potência de coagulação de 120 W não houve pares de temperaturas com diferenças significativas. A diferença entre as médias, em ambas as potências, aumentaram na medida em que se aproxima do limite superior da faixa nominal. Observou-se a partir dos gráficos de *boxplot* uma maior variação nos valores das médias conforme tem-se um aumento da temperatura. Para a potência de coagulação de 120 W, em todas as temperaturas houve apenas a linha de mediana do retângulo.

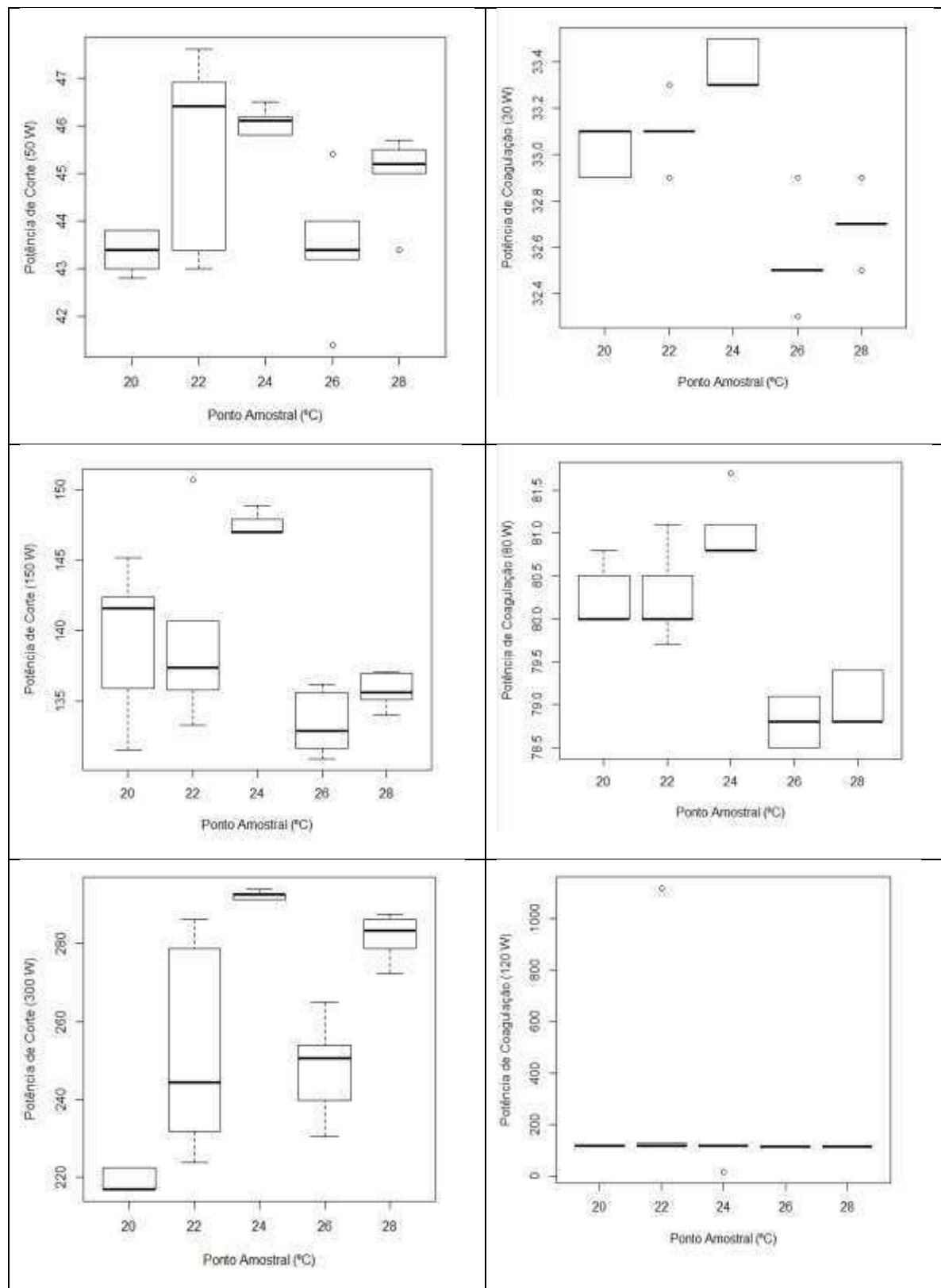
Tabela 4.17 – ANOVA da potência de corte (Pcorte) e de coagulação (Pcoag) Unidade Eletrocirúrgica 15.

Potência	Fator	Soma quadrática	Graus de liberdade	Média quadrática	F-valor	p-valor
50 W	Intercepto	49880,76	1	49880,76	32482,91	0,000000
	Temp.	29,14	4	7,29	4,74	0,007425
	Erro	30,71	20	1,54		
150 W	Intercepto	483942,8	1	483942,8	28665,18	0,000000
	Temp.	575,2	4	143,8	8,52	0,000350
	Erro	337,7	20	16,9		
300 W	Intercepto	1675316	1	1675316	1675316	0,000000
	Temp.	16896	4	4224	20,830	0,000001
	Erro	4056	20	203		
30 W	Intercepto	27139,27	1	27139,27	1211574	0,000000
	Temp.	2,21	4	0,55	25	0,000000
	Erro	0,45	20	0,02		
80 W	Intercepto	159520,4	1	159520,4	1007073	0,000000
	Temp.	17,5	4	4,4	28	0,000000
	Erro	3,2	20	0,2		
120 W	Intercepto	575352,6	1	575352,6	14,30150	0,001171
	Temp.	174745,5	4	43686,4	1,08591	0,390087
	Erro	804604,3	20	40230,2		

Diferenças significativas do teste de *Tukey HSD* para todas as potências avaliadas. (Unidade Eletrocirúrgica 15).



Visualização Gráfica (Boxplot) das potências de corte e coagulação sob diferentes temperaturas. (Unidade Eletrocirúrgica 15).



Pcorte = potência de corte; Pcoag = potência de coagulação; DM = diferença entre médias; LS = limite superior e LI = limite inferior.

	Pares de Temperatura (°C)	DM	LI	LS	p-value
Pcorte 50 W	26-20	0,1200000	-2,2252276	2,465228	0,9998648
	28-20	1,6000000	-0,7452276	3,945228	0,2831858
	22-20	2,1000000	-0,2452276	4,445228	0,0930908
	24-20	2,7200000	0,3747724	5,065228	0,0181861
	28-26	1,4800000	-0,8652276	3,825228	0,3549367
	22-26	1,9800000	-0,3652276	4,325228	0,1242170
	24-26	2,6000000	0,2547724	4,945228	0,0253012
	22-28	0,5000000	-1,8452276	2,845228	0,9669193
	24-28	1,1200000	-1,2252276	3,465228	0,6171083
	24-22	0,6200000	-1,7252276	2,965228	0,9302184
Pcorte 150 W	28-26	2,3200000	-5,4561676	10,096168	0,8962308
	20-26	5,8800000	-1,8961676	13,656168	0,1981248
	22-26	6,1400000	-1,6361676	13,916168	0,1667633
	24-26	14,1200000	6,3438324	21,896168	0,0002235
	20-28	3,5600000	-4,2161676	11,336168	0,6527274
	22-28	3,8200000	-3,9561676	11,596168	0,5923335
	24-28	11,8000000	4,0238324	19,576168	0,0016628
	22-20	0,2600000	-7,5161676	8,036168	0,9999752
	24-20	8,2400000	0,4638324	16,016168	0,0345273
	24-22	7,9800000	0,2038324	15,756168	0,0425437
Pcorte 300 W	26-20	28,7600000	1,8100960	55,709900	0,0329309
	22-20	33,7800000	6,8300960	60,729900	0,0098273
	28-20	62,5200000	35,5700960	89,469900	0,0000088
	24-20	73,2800000	46,3300960	100,229900	0,0000008
	22-26	5,0200000	-21,9299040	31,969900	0,9797093
	28-26	33,7600000	6,8100960	60,709900	0,0098758
	24-26	44,5200000	17,5700960	71,469900	0,0006698
	28-22	28,7400000	1,7900960	55,689900	0,0330854
	24-22	39,5000000	12,5500960	66,449900	0,0023608
	24-28	10,7600000	-16,1899040	37,709900	0,7542635

Pcoag 30 W	28-26	0,1600000	-0,123250026	0,4432500	0,4616359
	20-26	0,4800000	0,196749974	0,7632500	0,0005026
	22-26	0,5600000	0,276749974	0,8432500	0,0000773
	24-26	0,8400000	0,556749974	1,1232500	0,0000002
	20-28	0,3200000	0,036749974	0,6032500	0,0220927
	22-28	0,4000000	0,116749974	0,6832500	0,0033897
	24-28	0,6800000	0,396749974	0,9632500	0,0000054
	22-20	0,0800000	-0,203250026	0,3632500	0,9131066
	24-20	0,3600000	0,076749974	0,6432500	0,0087468
	24-22	0,2800000	-0,003250026	0,5632500	0,0536275
Pcoag 80 W	28-26	0,2400000	-0,513222940	0,9932229	0,8723265
	20-26	1,4600000	0,706777060	2,2132229	0,0000996
	22-26	1,4600000	0,706777060	2,2132229	0,0000996
	24-26	2,2400000	1,486777060	2,9932229	0,0000002
	20-28	1,1200000	0,466777060	1,9732229	0,0008327
	22-28	1,2200000	0,466777060	1,9732229	0,0008327
	24-28	2,0000000	1,246777060	2,7532229	0,0000012
	22-20	0,0000000	-0,753222940	0,7532229	1,0000000
	24-20	0,7800000	0,026777060	1,5332229	0,0401462
	24-22	0,7800000	0,026777060	1,5332229	0,0401462
Pcoag 120 W	26-24	17,1200000	-362,4764000	396,71640	0,9999182
	28-24	17,5800000	-362,0164000	397,17640	0,9999091
	20-24	19,5000000	-360,0964000	399,09640	0,9998627
	22-24	221,8200000	-157,7764000	601,41640	0,4288217
	28-26	0,4600000	-379,1364000	380,05640	1,0000000
	20-26	2,3800000	-377,2164000	381,97640	1,0000000
	22-26	204,7000000	-174,8964000	584,29640	0,5061703
	20-28	1,9200000	-377,6764000	381,51640	1,0000000
	22-28	204,2400000	-175,3564000	583,83640	0,5083098
	22-20	202,3200000	-177,2764000	581,91640	0,5172668

ANEXO I

	<i>Certificado de Calibração</i>		
	<i>Laboratório de Temperatura & Umidade</i>		
<i>Número do Certificado</i> R4996/13 <i>Folha 1/2</i>			
CONTRATANTE :	Universidade Federal de Uberlândia - UFU		
ENDEREÇO :	Av. João N. de Ávila, 2121, Bl. 1M - Campus Sta. Mônica - Uberlândia - MG		
INTERESSADO :	O mesmo		
ENDEREÇO :	O mesmo		
INSTRUMENTO :	<u>Termohigrômetro Digital</u>		
FABRICANTE :			
MODELO :			
IDENTIFICAÇÃO :	Não especificado		
NÚMERO DE SÉRIE :	06120362		
DATA DA CALIBRAÇÃO :	19/06/2013	LOCAL DA CALIBRAÇÃO:	Laboratório Elus
PRÓXIMA CALIBRAÇÃO :	Determinado pelo cliente	TEMPERATURA DO AR :	23°C ± 5°C
DATA DA EMISSÃO :	20/06/2013	UMIDADE RELATIVA AR :	45%UR a 70%UR
PADRÕES UTILIZADOS : Termohigrômetro Digital identificação EL-225 rastreado por Laboratório RBC - CAL 0439 em 28/02/2013 sob certificado R1678/13 válido até fevereiro/2014.			
PROCEDIMENTO DE CALIBRAÇÃO : - A calibração foi realizada pelo método comparativo contra padrões de referência, seguindo os procedimentos internos: PCT-003 rev. 01 / PCT-012 rev. 02.			
OBSERVAÇÕES : - Este certificado atende aos requisitos de acreditação pelo CGCRE, o qual avaliou a competência do laboratório e comprovou sua rastreabilidade a padrões nacionais de medida. - A calibração foi realizada em 3 medições por ponto. O Valor Verdadeiro foi herdado pela média de 3 medições obtidas pelo padrão em cada ponto. - Os valores de temperatura apresentados estão em conformidade com a Escala Internacional de Temperatura de 1990. - k = fator de abrangência (fator multiplicativo adimensional) / V_{eff} = graus de liberdade efetivo. / I.M. = Incerteza de Medição.			
TÉCNICO EXECUTANTE: DAIO CESAR SILVA		 Julio Cesar Pereira de Souza Gerente Técnico Substituto  Rodrigo Gomes Cordeiro GERENTE TÉCNICO	
<small> A reprodução deste certificado só poderá ser feita, sem nenhuma alteração. Os resultados deste certificado referem-se somente ao item calibrado ou ensaiado. Este certificado atende os requisitos estabelecidos pela norma NBR ISO/IEC 17025. A incerteza expandida de medição resultante é declarada como a incerteza padrão da medição multiplicada pelo fator de abrangência "k" que para uma distribuição normal corresponde a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95%. A incerteza padrão de medição foi determinada de acordo com a publicação EA-402. </small>			
<small> Rua Dendêzeiro, 29 Jd. Matarazzo São Paulo SP 03813-130 Tel 11 2214-0049 Email: atendimento@elusinstrumentacao.com.br </small>			



Certificado de Calibração

Laboratório de Temperatura & Umidade

Número do Certificado R4996/13 Folha 2/2

Laboratório de Calibração acreditado pelo CGCRE de acordo com a ABNT NBR ISO/IEC 17025, sob o número CAL 0439.

RESULTADOS DA CALIBRAÇÃO :

UMIDADE RELATIVA DO AR SENSOR EXTERNO : TEMPERATURA DA CALIBRAÇÃO - 20°C

Sensor - Fabricante: Não especificado; Modelo: Não especificado; Id.: Não especificado; n°.s.: Não especificado
Faixa de medição: 0 ~ 100 %UR, divisão de escala: 0,1 %UR.

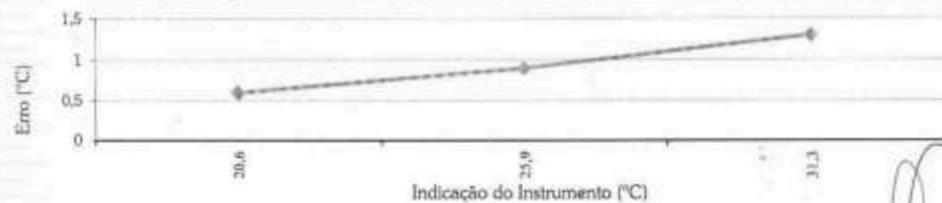
Indicação do Instrum. (%UR)	Valor Verdadeiro (%UR)	Erro (%UR)	I.M. (%UR)	k	Veff
31,8	29,9	1,9	1,0	2,00	∞
50,6	49,7	0,9	1,0	2,00	∞
79,2	79,5	-0,3	1,3	2,00	∞



TEMPERATURA SENSOR EXTERNO :

Sensor - Fabricante: Não especificado; Modelo: Não especificado; Id.: Não especificado; n°.s.: Não especificado
Faixa de medição: -20 ~ 60 °C, divisão de escala: 0,1 °C.

Imersão (mm)	Indicação do Instrum. (°C)	Valor Verdadeiro (°C)	Ero (°C)	I.M. (°C)	k	Veff
—	20,6	20,0	0,6	0,3	2,00	∞
---	25,9	25,0	0,9	0,3	2,00	∞
---	31,3	30,0	1,3	0,3	2,00	∞



A reprodução desse certificado só poderá ser total, sem nenhuma alteração. Os resultados desse certificado referem-se somente ao item calibrado ou avaliado. Este certificado atende os requisitos estabelecidos para a norma NBR ISO/IEC 17025. A incerteza associada da medição realizada é declarada como a incerteza padrão da medição multiplicado pelo fator de abrangência "k", que para uma distribuição normal corresponde à uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95%. A incerteza padrão da medição foi determinada de acordo com a publicação EA-402.

Rua Dendêzeiro, 29 l Jd. Matarazzo l São Paulo l SP l 03813-130 l Tel 11 2214-0049 l Email: atendimento@elusinstrumentacao.com.br

ANEXO III



Laboratório de Eletricidade

Número do Certificado L 2041/16 Folha 01/03

Contratante : FAEPU - FUNDAÇÃO ASSISTÊNCIA ESTUDO E PESQUISA DE UBERLÂNDIA
 Interessado : O mesmo
 Endereço : Rua Pedro Quirino, 1154 - Umuarama - CEP: 38405-302 - Uberlândia/MG

Instrumento :

Marca :

Modelo :

Identificação :

Número de série :

Data da Calibração : 19/02/2016

Próxima Calibração : Determinado pelo cliente

Data da Emissão : 19/02/2016

Temperatura do Ar : 21,3°C ± 0,6°C Local da Calibração: Laboratório LRM

Umidade Relativa do Ar : 59,7% ± 2% Ordem de Serviço: 0153/16-07

Procedimento de Calibração : O instrumento foi calibrado conforme procedimento PCE-01 revisão 01, utilizando um calibrador de Multiplas Funções, marca Fluke calibrada pela Labelo-RBC em 08/08/2014 sob certificado nº E1205/2014 com vencimento em Agosto/2017.

A calibração foi realizada através de geração de sinal elétrico do calibrador, indicando no instrumento e através do padrão, determinou-se os valores verdadeiros convencionais.

Os resultados apresentados neste certificado foram determinados pela média de três medições.

A incerteza expandida relatada é baseada em uma incerteza padronizada combinada, multiplicada por um fator de abrangência $k=2$, para um nível de confiança de aproximadamente 95,45%.

Técnico Executante: Mauricio Felipe



Mauricio Felipe
Gerente Técnico

A reprodução deste certificado só poderá ser total e dependerá da aprovação por escrito da LRM Metrologia.
Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido à calibração nas condições especificadas, não sendo extensivo a qualquer outra.



Laboratório de Eletricidade

Número do Certificado L 2041/16 Folha 02/03

Resultados da Calibração : Potência - (valores em W)

Valor Nominal	Valor Convencional	Erro	Erro Percentual (%)	Incerteza de Medição	k
6,0	5,985	0,015	0,250	0,003	2,00
10,0	9,970	0,030	0,300	0,003	2,00
20,0	19,975	0,025	0,125	0,003	2,00
30,0	29,978	0,022	0,073	0,003	2,00
35,0	34,960	0,040	0,114	0,003	2,00
40,0	39,910	0,090	0,225	0,003	2,00
42,0	41,878	0,122	0,290	0,003	2,00
50,0	49,860	0,140	0,280	0,003	2,00
55,0	54,833	0,167	0,304	0,003	2,00
60,0	59,785	0,215	0,358	0,003	2,00
70,0	69,733	0,267	0,381	0,003	2,00
75,0	74,561	0,439	0,585	0,003	2,00
80,0	79,442	0,558	0,698	0,003	2,00
95,0	94,125	0,875	0,921	0,003	2,00
100,0	98,815	1,185	1,185	0,003	2,00
120,0	118,685	1,315	1,096	0,003	2,00
130,0	128,530	1,470	1,131	0,003	2,00
150,0	148,522	1,478	0,985	0,003	2,00
170,0	168,345	1,655	0,974	0,004	2,00
190,0	188,152	1,848	0,973	0,004	2,00
200,0	197,885	2,115	1,058	0,004	2,00
210,0	207,446	2,554	1,216	0,004	2,00
250,0	247,125	2,875	1,150	0,004	2,00
270,0	266,805	3,195	1,183	0,004	2,00
300,0	296,495	3,505	1,168	0,004	2,00
350,0	346,275	3,725	1,064	0,004	2,00
400,0	394,596	5,404	1,351	0,004	2,00

A reprodução deste certificado só poderá ser feita e dependerá de aprovação por escrito da LRM Metrologia.

Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido à calibração nas condições especificadas, não sendo extensivo a qualquer outro.



Laboratório de Eletricidade

Número do Certificado L 2041/16 Folha 03/03

Resultados da Calibração : - Corrente - (valores em mA)

Valor Nominal	Valor Convencional	Erro	Erro Percentual (%)	Incerteza de Medição	k
100,0	100,020	-0,020	-0,020	0,002	2,00
150,0	150,032	-0,032	-0,021	0,002	2,00
200,0	200,050	-0,050	-0,025	0,004	2,00
300,0	300,075	-0,075	-0,025	0,004	2,00
400,0	400,091	-0,091	-0,023	0,005	2,00
500,0	500,125	-0,125	-0,025	0,005	2,00

Resultados da Calibração : Resistência - (valores em Ω)

Valor Nominal	Valor Convencional	Erro	Erro Percentual (%)	Incerteza de Medição	k
50,0	49,963	0,037	0,074	0,0002	2,00
100,0	99,952	0,048	0,048	0,0002	2,00
200,0	199,815	0,185	0,093	0,0002	2,00
300,0	299,446	0,554	0,185	0,0002	2,00
400,0	399,018	0,982	0,246	0,0004	2,00
500,0	498,785	1,215	0,243	0,0004	2,00

A reprodução desse certificado só poderá ser feita e dependerá da aprovação por escrito da LRM Metrologia.
Os resultados desse certificado referem-se exclusivamente ao instrumento automático à calibração nas condições especificadas, não sendo extensivo a qualquer lote.