

**VARIACIÓN TÉRMICA EN UN MODELO AVIAR AL USAR BISTURÍ
ELECTRICO. ESTUDIO *EX VIVO***

**THERMIC VARIATION IN AN AVIAN MODEL WHILE USING ELECTRIC
SCALPEL. AN *EX VIVO* STUDY**

ANTONIO JOSE DIAZ CABALLERO. 1

JOSÉ MARÍA BUSTILLO. 2

OTTO JAVIER DURAN HERRERA. 3

GABRIEL JOSE DIAZ RICARDO. 3

1. Odontólogo Universidad de Cartagena. Especialista en periodoncia Universidad Javeriana. Magister en educación Universidad del Norte. PhD en ciencias biomédicas Universidad de Cartagena. Profesor Universidad de Cartagena. Director Grupo GITOUC.
2. Odontólogo Universidad de Cartagena. Especialista en Ortodoncia Universidad de Sao Paulo. Magister en Estadística Aplicada Universidad del Norte. Profesor Universidad de Cartagena.
3. Odontólogo Universidad de Cartagena.

Autor de contacto: Antonio Díaz Caballero. Campus de la Salud Zaragocilla. Facultad de Odontología Universidad de Cartagena. Teléfono: 57+5+6698172 Ext 110. Fax: 57+5+6698172 Ext 124. Correo electrónico: adiazc1@unicartagena.edu.co

Título corto: CAMBIOS TÉRMICOS EN ELECTROCIRUGIA

Conflicto de intereses: Ninguno declarado

Conteo de palabras: 3197

Sitio de realización: Universidad de Cartagena

RESUMEN

Antecedentes: el electro bisturí es uno de diversos instrumentos odontológicos, utilizado para seccionar tejidos blandos en cavidad oral. Se comenzó a implementar debido a la alta demanda de cirugías mínimamente invasivas y para el cual se emite una corriente de radiofrecuencia a través de los tejidos del cuerpo, logrando un corte quirúrgico predecible, con el inconveniente de transferencia de calor al tejido. **Objetivo:** evaluar y comparar los cambios de temperaturas generados por el electrobisturí sobre un modelo de simulación *ex vivo* en las diferentes modalidades de corte, coagulación 1 y coagulación 2, y a los 10, 20 y 30 segundos de exposición. **Método:** estudio descriptivo *ex vivo* empleando tejido de músculo aviar, en donde se realizaron cortes en diferentes modalidades del electro bisturí Bonart® ART-E1, en tres intervalos de tiempo: 10, 20 y 30 segundos. Las temperaturas fueron medidas mediante un termómetro digital Lutrón® TM-902C, registrando las temperaturas previas y posteriores a los cortes. **Resultados:** el incremento de las temperaturas tisulares al utilizar electro bisturí es directamente proporcional al tiempo y modalidad, alcanzándose temperaturas de hasta 47°C por encima de la temperatura inicial. **Conclusión:** los tejidos expuestos a electrocirugía sufren cambios térmicos importantes en un corto lapso de tiempo. Dichos cambios dependen de la modalidad de uso y tiempo de aplicación del instrumento.

PALABRAS CLAVE. Electrocirugía, quemaduras por electricidad, temperatura máxima (Decs Bireme).

ABSTRACT

Background: the electric scalpel is one of diverser dental instruments use to cut soft tissues found in the oral cavity. It was first used due to the high demand of non-invasive surgeries, which emit a radio frequency wave through body tissues, making a predictable surgical cut, with the only disadvantage of heat transfer to the

tissues. **Objectives:** quantify and compare the thermal changes, while using electro surgery in an *ex vivo* model, using the modes: surge, surge/coagulation and coagulation, in three different lapse of time: 10, 20 and 30 seconds. **Method:** an electro surgery Bonart® ART-E1 was used to perform cuts on avian muscle tissue, in three different modes and different periods of time; Temperature was measured with a digital thermometer Lutrón® TM-902C, recording the temperature before and after the application. **Results:** the thermal changes while using electro surgery is directly proportional to the time and modality. The model reached temperature variations around 47°C beyond the initial temperature. **Conclusion:** the tissues exposed to electro surgery suffer important thermic variation in a short time and these variations depend on the time and modality of use.

KEY WORDS. Electro surgery, electric burns, peak temperature. (MeSH DataBase).

INTRODUCCION

La electrocirugía es definida como la transmisión intencional de corrientes de alta frecuencia, a través de los tejidos del cuerpo para lograr un efecto quirúrgico controlable (1). Este procedimiento utiliza el calor generado por el paso de una corriente de radiofrecuencia que consiste en una serie de fases físicas: eléctrica, térmica y estructural.

El uso principal del electro bisturí es el corte o modo continuo, seguido por la coagulación o corriente interrumpida. Esta técnica no solo afecta la parte de la incisión sino que al área a su alrededor está sometido a cambios térmicos. Este hecho puede conllevar a un retraso en la cicatrización de la herida, disminución del flujo sanguíneo y daño de los nervios sensoriales y otras estructuras vitales periféricas. Entre las consecuencias del uso de esta técnica está el cambio térmico del tejido, desnaturalización de proteínas y la destrucción del tejido, el cual se asume que está basado en la vaporización causada por el calentamiento (2).

Al aplicar una corriente al tejido, el rápido movimiento de los electrones y al elevar la temperatura a 49°C, se observaran cambios irreversibles en el tejido, entre los cuales se destaca la coagulación blanca, es decir, coagulación de las proteínas contenidas en las células, sin embargo dicho proceso no afecta la forma del tejido (3). Cuando se somete a 70°C, empieza el proceso de coagulación, si continua incrementándose y alcanza los 100°C ocurre la disecación celular y deshidratación de los tejidos (4). En cuestión de segundos se pueden alcanzar los 200°C, donde ocurre la desintegración de componentes celulares, como oxígeno, nitrógeno, hidrógeno y carbón, este fenómeno es conocido como carbonización o coagulación negra.

El objetivo del presente artículo es evaluar y comparar los cambios de temperaturas generados por el electrobisturí sobre un modelo de simulación *ex vivo* en diferentes modalidades: corte, coagulación 1 y coagulación 2. Con intervalos de tiempo establecidos: 10, 20 y 30 segundo de exposición.

MATERIALES Y METODOS

Esta investigación se considera un estudio descriptivo *ex vivo*, donde se empleó un modelo capaz de simular los tejidos blandos elaborado con músculo de origen aviar, obtenido de un pollo previamente sacrificado y de venta libre en el comercio.

Sobre el modelo se realizaron 12 cortes a diferentes intensidades tal como vienen establecidas en el electro bisturí Bonart® ART-E1, de 1 a 10 en niveles de intensidad, los cuales se aplicaron en las tres modalidades de uso: corte, coagulación 1 y coagulación 2. Se empleó un electrodo tipo T4 a diferentes intervalos de tiempo 10, 20 y 30 segundos. Todas las aplicaciones del electrobisturi fueron realizadas por un solo operador. La temperatura fue medida por un segundo operador mediante un termómetro industrial digital marca Lutrón® TM-902C. Este equipo registró la temperatura inicial y temperatura final posterior a los cortes.

Al terminar de recolectar los datos estos fueron organizados y depurados en Microsoft Excel 2010 para Windows, luego analizados e interpretados en el programa estadístico SPSS v 22 IBM. Para verificar si los datos se ajustan a una distribución normal estos fueron sometidos al test Kolmogorov-Smirnov (sig. 2,00) y posteriormente a las pruebas post hoc HSD Tukey, Scheffe y Bonferroni . El análisis descriptivo consistió en media, desviación estándar y varianza. El análisis inferencial fue concebido como un análisis de experimentos del tipo bloques aleatorizados y un nivel de confianza de $p < 0,05$.

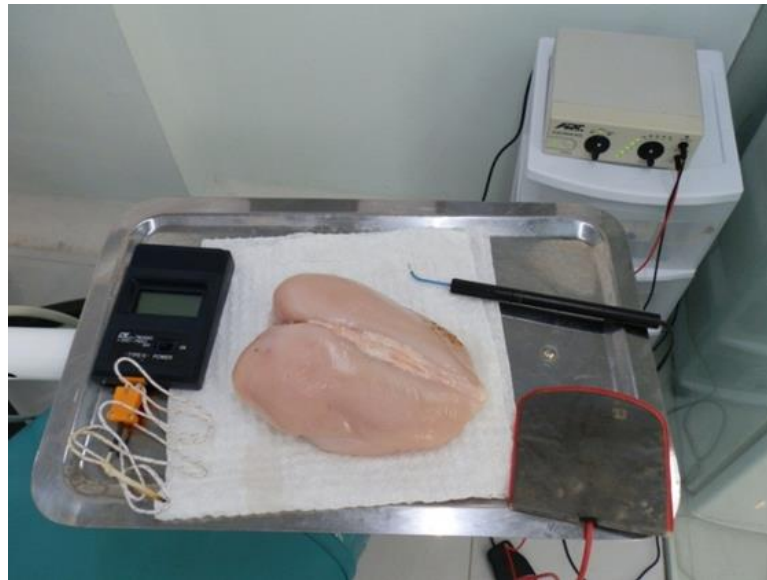


Figura 1: instrumental. Termómetro digital industrial Lutrón® TM902, pechuga de pollo simulando tejidos blandos, electro bisturí Bonart® con electrodo T4.

RESULTADOS

Los resultados confirman un incremento de las temperaturas de los tejidos blandos al utilizar electro bisturí. En la tabla 1 se evidencia que durante el experimento, en la modalidad de corte y en el lapso de 10 segundos, existe una variación entre 24° y 34°C, por encima de la temperatura inicial del modelo. Al aumentar el tiempo de

aplicación, la temperatura sufría un incremento directamente proporcional, obteniéndose así, temperaturas de hasta 47°C por encima de la temperatura inicial, mientras aplicaba el instrumento en modalidad de corte a 30 segundos. En las modalidades de coagulación 1 y 2, sucede el mismo fenómeno pero en menor proporción.

Tabla 1. Temperaturas registradas en las diferentes modalidades y tiempos. T.I: temperatura inicial; T.F: temperatura final

	Modalidad Corte						Modalidad Coagulación 1						Modalidad Coagulación 2					
	10 Segundos		20 Segundos		30 Segundos		10 Segundos		20 Segundos		30 Segundos		10 Segundos		20 Segundos		30 Segundos	
	T.I.	T.F.	T.I.	T.F.	T.I.	T.F.	T.I.	T.F.	T.I.	T.F.	T.I.	T.F.	T.I.	T.F.	T.I.	T.F.	T.I.	T.F.
1	22	55	23	63	23	64	21	37	21	48	22	51	19	38	19	48	19	52
2	22	46	23	61	23	67	22	36	21	43	21	51	20	44	20	38	20	50
3	22	50	23	54	23	61	22	34	22	38	22	54	20	39	20	36	20	55
4	23	50	23	61	22	63	22	34	21	47	22	58	19	36	19	45	20	42
5	23	56	23	58	23	63	22	32	21	48	22	56	20	40	20	37	20	45
6	22	53	22	54	23	61	22	34	22	41	22	52	20	45	19	49	21	54
7	22	46	22	57	23	59	22	39	21	43	21	48	20	35	19	41	20	49
8	23	54	23	64	23	68	22	37	22	39	22	52	21	38	21	41	20	49
9	23	54	24	66	24	69	20	31	22	40	22	60	20	41	20	43	19	51
10	21	53	22	57	24	71	21	36	21	47	22	56	21	44	20	44	20	50
11	22	53	23	67	23	70	21	48	21	47	22	58	19	45	18	46	20	42
12	23	57	23	63	24	61	21	39	22	52	22	57	19	43	18	48	20	46

Al analizar los datos del test Kolmogorov-Smirnov (sig. 2,00) se obtienen los siguientes resultados:

Tabla 2: pruebas inter-sujeto

Variable dependiente: Temperatura

Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático promedio	F	Sig.
Modelo corregido	8060,426 ^a	4	2015,106	103,141	,000
Interceptación	264132,231	1	264132,231	13519,378	,000
Modalidades	5081,407	2	2540,704	130,044	,000
Tiempo	2979,019	2	1489,509	76,239	,000
Error	2012,343	103	19,537		
Total	274205,000	108			
Total corregido	10072,769	107			

a. R al cuadrado = ,800 (R al cuadrado ajustada = ,792)

De lo anterior se puede concluir que el modelo, constante y variables son significativos para el estudio, ya que siguen una distribución normal. Posteriormente se realizaron pruebas post hoc (HSD Tukey, Scheffe y Bonferroni) para las modalidades y el tiempo, obteniéndose los siguientes resultados:

Tabla 3: Comparaciones múltiples (modalidades)

Variable dependiente: Temperatura

	(I) Modalidades	(J) Modalidades	Diferencia de medias (I-J)	Error estándar	Sig.
HSD Tukey	corte	coagulación 1	14,0556*	1,04183	,000
		coagulación 2	15,0000*	1,04183	,000
	coagulación 1	corte	-14,0556*	1,04183	,000
		coagulación 2	,9444	1,04183	,637
Scheffe	corte	coagulación 1	-15,0000*	1,04183	,000
		coagulación 2	-,9444	1,04183	,637
	coagulación 1	corte	14,0556*	1,04183	,000
		coagulación 2	15,0000*	1,04183	,000

	coagulación 1	corte	-14,0556*	1,04183	,000
		coagulación 2	,9444	1,04183	,664
	coagulación 2	corte	-15,0000*	1,04183	,000
		coagulación 1	-,9444	1,04183	,664
Bonferroni	corte	coagulación 1	14,0556*	1,04183	,000
		coagulación 2	15,0000*	1,04183	,000
	coagulación 1	corte	-14,0556*	1,04183	,000
		coagulación 2	,9444	1,04183	1,000
	coagulación 2	corte	-15,0000*	1,04183	,000
		coagulación 1	-,9444	1,04183	1,000

En todas las pruebas antes realizadas, resultado estadísticamente significativo la comparación de las modalidades de corte con coagulación 1 ($p=0,000$) y coagulación 2 ($p=0,000$) respectivamente, siendo en ambos casos el tratamiento corte el más significativo por tener mayor media (59,13) en comparación con coagulación 1 media (45,08) y coagulación 2 media (44,13) no resultado significativa la comparación entre coagulación 1 y 2 con ninguna de las pruebas post hoc.

Tabla 4: Comparaciones múltiples (tiempo)

Variable dependiente: Temperatura

					Límite inferior				
HSD Tukey	10 seg	20 seg	-6,1667*	1,04183	,000	-8,6442			
		30 seg	-12,8611*	1,04183	,000	-15,3386			
	20 seg	10 seg	6,1667*	1,04183	,000	3,6891			
		30 seg	-6,6944*	1,04183	,000	-9,1720			
	30 seg	10 seg				Diferencia de medias (I-J)	Error estándar	Sig.	Intervalo confianza
			(I) Tiempo	(J) Tiempo					

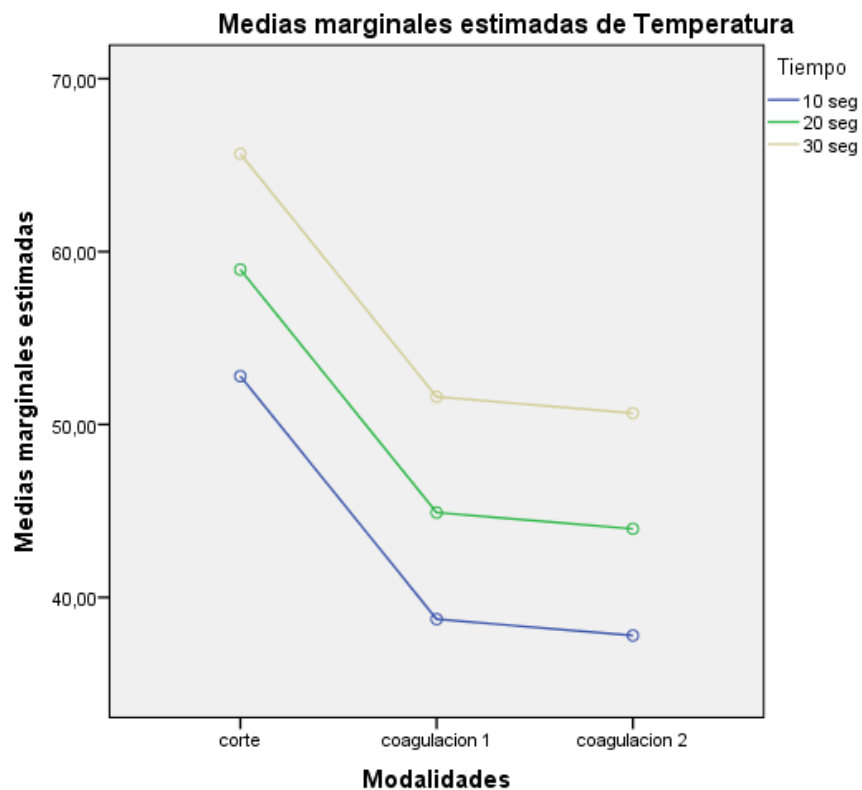
		20 seg	6,6944*	1,04183	,000	4,2169
Scheffe	10 seg	20 seg	-6,1667*	1,04183	,000	-8,7543
		30 seg	-12,8611*	1,04183	,000	-15,4488
	20 seg	10 seg	6,1667*	1,04183	,000	3,5790
		30 seg	-6,6944*	1,04183	,000	-9,2821
	30 seg	10 seg	12,8611*	1,04183	,000	10,2734
		20 seg	6,6944*	1,04183	,000	4,1068
Bonferroni	10 seg	20 seg	-6,1667*	1,04183	,000	-8,7022
		30 seg	-12,8611*	1,04183	,000	-15,3966
	20 seg	10 seg	6,1667*	1,04183	,000	3,6312
		30 seg	-6,6944*	1,04183	,000	-9,2299
	30 seg	10 seg	12,8611*	1,04183	,000	10,3256
		20 seg	6,6944*	1,04183	,000	4,1589

Como puede observarse el factor tiempo resulto significativo estadísticamente en todas las posibles comparaciones. Ver gráfica 1.

DISCUSION

En el estudio se presentaron limitaciones al no evaluar los cambios visuales e histológicos ocurridos en los tejidos blandos durante las incisiones, por ejemplo el color del tejido antes y después del corte electro quirúrgico o la deformación macro y microscópica de los tejidos en respuesta al uso de corriente eléctrica. Pero se obtuvieron alcances importantes ya que al contrastar con los estudios realizados

por Herrera y colaboradores (5), donde evaluaron cambios histológicos en muestras de agrandamientos gingivales obtenidas a través de biopsias con electro bisturí, hallaron que un 77,8% de las muestras presentaron carbonización y coagulación del colágeno en los bordes de los tejidos durante el empleo del instrumental electro quirúrgico. Estos daños histológicos, están relacionados a incrementos excesivos de las temperaturas como los hallados, durante la aplicación del electro bisturí en la modalidad de corte.



Grafica 1: Medidas marginales estimadas de Temperatura

Los resultados actuales hallados en la investigación se comparan con los enunciados descritos por Yalamanchili et al (6), donde se describen incrementos extremos de la temperatura, de hasta 30°C, asociados a la activación de

electródos en encía de perro. Recalcando que dicha temperatura depende tanto del tipo de corriente aplicada como del tiempo de la activación, que en todos los casos fue un lapso de tiempo mayor al que se usaría clínicamente. Los hallazgos de Yalamanchili et al, también fueron reproducidos en el presente estudio. Durante la modalidad de corte y en cualquiera de los lapsos propuestos por la investigación, se pudieron alcanzar temperaturas de hasta 30°C. La modalidad de coagulación 1 y 2 presenta el mismo patrón de variación térmica, exceptuando por la activación, en cualquiera de estas modalidades, durante el lapso de 10 segundos.

Bashetty K., Nadig G. y Kapoor S (7), en su estudio, aceptan que la electro cirugía presenta limitaciones durante intervenciones en la cavidad oral, entre las que mencionan, la difusión incorrecta de la corriente eléctrica y altas temperaturas debido a la rápida oscilación de iones que crea fricción con los tejidos y convierte la energía eléctrica en energía térmica. A pesar del modelo utilizado en la presente investigación, se logra inferir la importancia del adecuado uso de esta herramienta quirúrgica al ser aplicado en cavidad oral.

Valdivia (8), reporta que las corrientes eléctricas generadas por las unidades electro quirúrgicas, son muy pequeñas para crear calentamientos importantes en los tejidos blandos y relaciona los incrementos de temperatura al entrenamiento inadecuado del cirujano u odontólogo. Ese postulado entra en contradicción con la hipótesis del estudio actual, pero corrobora la influencia que tiene la destreza del operador con los incrementos de la temperatura al momento de realizar las incisiones con el electro bisturí.

Girón y col (9), reportan que el incremento de temperatura resultante del procedimiento quirúrgico es muy pequeño y que además es minimizado por la circulación sanguínea subyacente. Sin embargo, revelan la existencia de otros factores, no tomados en cuenta durante el actual estudio, que pueden resultar en

quemaduras por incrementos excesivos de la temperatura como los obtenidos en la presente investigación. Entre dichos factores cabe mencionar los siguientes: un electrodo demasiado pequeño para el tratamiento que se piensa aplicar, un electrodo que no mantenga un correcto contacto con los tejidos blandos o puntos de presión causados por irregularidades de la superficie del instrumento, concentrando el flujo de corriente y llevando al incremento excesivo de la temperatura.

Cuando se comparó la incisión dérmica en la piel de ratas, creada con bisturí convencional y con electrocauterio, Cervantes y col (10), describen que la energía empleada por el electrocauterio causa necrosis y quemaduras de variable profundidad en el tejido, que de una u otra forma altera el proceso normal de cicatrización, disminuyendo la resistencia a la infección y comprometiendo la fuerza tensil de los tejidos. A pesar de los efectos no deseados, concluyen que el incremento de las temperaturas de los tejidos, permite la reducción del sangrado y adecuada hemostasia. El empleo del modelo *ex vivo* en la presente investigación, de manera visual corrobora que al emplear las diferentes modalidades de corte, se generan zonas de quemaduras del tejido incidido, que al llevar a modelos reales *In vivo*, pueden ocasionar eventos adversos en los tejidos incididos.

En un estudio diferente la temperatura generada por el electrodo quirúrgico, es utilizada para provocar sellamiento de vasos sanguíneos en muestras de arterias carótidas obtenidas de cerdos. Los autores, Wyatt et al (11), explican que los dispositivos electroquirúrgicos funcionan pasando corriente alterna de alta frecuencia a través de los tejidos, causando el calentamiento del colágeno y otras proteínas celulares, ocasionando la contracción y desnaturalización celular. Estos eventos generan un fuerte sellamiento de los vasos sanguíneos. Las complicaciones ocurren si se calientan excesivamente cuando se aplica el instrumento durante un lapso de tiempo prolongado, dañando el tejido adyacente al sello y reduciendo la calidad del sellado vascular. Es comparabale sus

resultados ya que el empleo del modelo de tejido aviar ex vivo en la presente investigación, evita dificultades de orden ético en el desarrollo de este tipo de investigaciones, con resultados que se pueden extrapolar a la clínica, con el manejo adecuado de las limitaciones propias de los modelos.

CONCLUSIONES

Se concluye que existe un incremento constante de las temperaturas tisulares inherente al uso del electro bisturí.

Los tejidos expuestos a electrocirugía sufren cambios térmicos importantes en un corto lapso de tiempo. Dichos cambios dependen de la modalidad de uso y tiempo de corte, ya que las variables presentan una relación directamente proporcional con la temperatura tisular.

REFERENCIAS

1. Kuroda Y, Tanaka S, Imura M, Oshiro O. Electrical-thermal-structural coupling simulation for electrosurgery simulators. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2011:322-325.
2. Tokar J, et al. ASGE Technology Committee. Electrosurgical generators. *Gastrointest Endosc.* 2013;78(2):0016-5107. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gie.2013.04.164>
3. Sankaranarayanan G, Resapu R, Jones D, Schwaitzberg S and De S. Common uses and cited complications of energy in surgery. *Surgical endoscopy*;27(9):3056-3072. <http://dx.doi.org/10.1007/s00464-013-2823-9>
4. Pantelić M, Ljekar J, Devečerski G, Karadžić J. Energy systems in surgery. *Med Pregl.* 2015 Nov-Dec;68(11-12):394-9.
5. Herrera Herrera A, Díaz Caballero A, Barrios García L, Fang Mercado LC. Cambios histológicos en muestras de agrandamientos gingivales obtenidas a

- través de biopsias con electrobisturí y bisturí convencional. Av. Odontoestomatol 2012; 28(3):141-150.
6. Yalamanchili P, Davanapelly P, Surapaneni H. Electrosurgical applications in Dentistry. Sch J App Med Sci. 2013;1(5):530-53.
 7. Bashetty K, Nadig G, Kapoor S. Electrosurgery in aesthetic and restorative dentistry: A literature review and case reports. J Conserv Dent. 2009;12(4):139-144.
 8. Valdivia-Blondet L. Electrocirugía. Dermatol Perú. 2013; 23 (1):11-25.
 9. Girón E., Manzano D., Rivas W., Zaldaña Ayala D. Valoración de tecnologías de uso en electrocirugía mediante la utilización de los estándares esenciales para el funcionamiento y seguridad de equipos biomédicos. Ing-Novación, 2012;4:9-32. <http://hdl.handle.net/11715/547>
 10. Cervantes C, Zenita C, Serrano E, Rojero J, Lazos M, Gutiérrez R. Incisión cutánea: Bisturí vs electrocauterio. Estudio experimental en ratas. Rev Med Hosp Gen Mex. 2002; 65(1):11-14.
 11. Wyatt H, Richards R, Pullin R, Yang J, Blain EJ, Evans SL. Variation in electrosurgical vessel seal quality along the length of a porcine carotid artery. Proc Inst Mech Eng H. 2016 Mar;230(3):169-74. DOI: [10.1177/0954411915621092](https://doi.org/10.1177/0954411915621092)