

RESERVA DE DERECHOS AL USO EXCLUSIVO DE TITULO No. 04-2018-070614032000-203  
VIGENCIA 30/05/2018 a 30/05/2019  
ACTUALIZACIÓN: 01/01/2019  
ISSN 2594-1925  
a cargo de ECITEC



# RECIT

REVISTA DE CIENCIAS TECNOLÓGICAS

VOLUMEN 1

CAPITULO 1

Materiales Reabsorbibles en el Tratamiento de Fracturas  
Maxilofaciales Pediátricas

**Silver Nanoparticles as Nanoantibiotics: A Comparative  
Analysis of their Toxicity on Biological Systems of Different  
Complexity**

A Feedforward-Moment-Gyro-Control for Positioning  
Wirelessly Light-Source and Wireless-Camera in Laparoscopic  
Instruments

**Sensor Electroquímico Basado en Nanoflores de TiO<sub>2</sub> para la  
Determinación de Nitrobeneno**

La Manufactura Aditiva y los Materiales Compuestos en el  
Diseño de Prótesis Transtibiales de Uso Deportivo

**Fabricación de un Prototipo para la Medición de Propiedades  
Térmicas Basado en el Efecto Fotoacústico**



ECITEC

2018

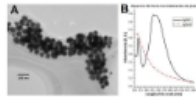
Julio - Septiembre



## Vol. 1, Núm. 1 (2018)

### Tabla de contenidos

#### Artículos de Investigación



[Nanopartículas de plata como nanoantibióticos: Un análisis comparativo de su toxicidad en sistemas biológicos de diferente complejidad](#)

[PDF \(ENGLISH\)](#)  
8-11

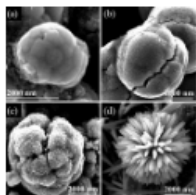
Roberto Vázquez-Muñoz, Belén Borrego-Rivero, Karla Oyuky Juárez-Moreno, Maritza Roxana García-García, Josué David Mota-Morales, Nina Bogdanchikova, Alejandro Huerta-Saquero



[Un control giroscópico de momento de avance para posicionar de forma inalámbrica la fuente de luz y la cámara inalámbrica en instrumentos laparoscópicos](#)

[PDF \(ENGLISH\)](#)  
12-22

José Torres-Ventura, Marco Antonio Reyna-Carranza, Raúl Rascón-Carmona, Miguel Enrique Bravo-Zanoguera, Roberto López-Avitia



[Sensor Electroquímico Basado en Nanoflores de TiO<sub>2</sub> para la Determinación de Nitrobenceno](#)

[PDF](#)  
23-26

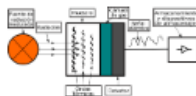
Mirza Mariela Ruíz-Ramírez, Juan José Hinojosa-Mojarro, Carolina Silva-Carrillo, Balter Trujillo-Navarrete, Rosa María Félix-Navarro, Edgar Alonso Reynoso-Soto



[La manufactura aditiva y los materiales compuestos en el diseño de prótesis transtibiales de uso deportivo](#)

[PDF](#)  
27-43

Manuel Javier Rosel Solís, Javier Molina Salazar, Juan Antonio Paz González, Juan Antonio Ruíz Ochoa



[Fabricación de un prototipo para la medición de propiedades térmicas basado en el efecto fotoacústico](#)

[PDF](#)  
44-53

David Gasca-Figueroa, Micael Gerardo Brayo-Sánchez, Francisco Javier García-Rodríguez, Marco Antonio Estrada-Álvarez, José Guadalupe Zavala-Villalpando

#### Artículos de Revisión



[Materiales reabsorbibles en el tratamiento de fracturas maxilofaciales pediátricas](#)

[PDF](#)  
1-7

Alex Bernardo Pimentel-Mendoza, Lazaro Rico-Pérez, Luis Jesús Villarreal-Gómez



# Materiales reabsorbibles en el tratamiento de fracturas maxilofaciales pediátricas

## *Resorbable materials in the treatment of pediatric maxillofacial fractures*

Pimentel-Mendoza Alex Bernardo <sup>1</sup>, Rico-Pérez Lazaro <sup>2</sup>, Villarreal-Gómez Luis Jesús <sup>1</sup>

<sup>1</sup>Facultad de Ciencias de la Ingeniería y Tecnología, Universidad Autónoma de Baja California, Tijuana, Baja California, México

<sup>2</sup>Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, Ciudad Juárez, Chihuahua, México

**Autor de correspondencia:** Luis Jesús Villarreal Gómez, Facultad de Ciencias de la Ingeniería y Tecnología, Universidad Autónoma de Baja California, Blvd. Universitario 1000. Unidad Valle de las Palmas, Tijuana, Baja California. C.P. 21500. Correo electrónico: [luis.villarreal@uabc.edu.mx](mailto:luis.villarreal@uabc.edu.mx). ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-4666-1408>.

**Recibido:** 18 de Julio del 2017

**Aceptado:** 25 de Enero del 2018

**Publicado:** 26 de Julio del 2018

**Resumen.** - *Las fracturas maxilofaciales en pacientes pediátricos tienen diferencias con los pacientes adultos debido a la etapa de desarrollo tanto física como psicológica en la que se encuentran, por ello es importante tratar los traumatismos con materiales y sistemas cuyo efecto negativo sea mínimo. El propósito de esta investigación es realizar una revisión del conocimiento sobre los materiales biodegradables y su aplicación como sistemas de fijación para la estabilización de fracturas óseas en el área maxilofacial de pacientes pediátricos.*

**Palabras clave:** Reabsorbible; Fijación; Fractura; Pediátrico; Sistema Placa-Tornillo.

**Abstract.** - *Maxillofacial fractures in pediatric patients have differences with adult patients due to the physical and psychological developmental stage in which they are found, so it is important to treat injuries with materials and systems whose negative effect is minimal. The purpose of this research is to perform a review of the knowledge about biodegradable materials and their application as fixation systems for the stabilization of bone fractures in the maxillofacial area of pediatric patients.*

**Keywords:** Resorbable; Fixation; Fracture; Pediatric; Screw-Plate System.



## 1. Introducción

Tanto los cambios en los hábitos de las personas, que incluyen una disminución importante de la actividad física, como la edad son factores que influyen en la calidad de los huesos, así como la fuerza muscular del individuo, estos cambios incrementan la posibilidad de fracturas. Al ocurrir la fractura de uno o varios huesos, éstas deben ser tratadas por medio de algún sistema de fijación, que tiene por objetivo estabilizar la lesión y permitir una rápida recuperación para devolver las funciones y, en su caso, movilidad a la parte afectada [1, 2].

Estudios señalan que las causas más frecuentes

## 2. Metodología

Se realizó la revisión de literatura utilizando las palabras clave reabsorbible, sistema placa tornillo, fijación, fractura maxilofacial, pediátrica. Además de los artículos encontrados, se consideraron algunas referencias de las publicaciones consultadas.

### 2.1. *Sistemas de fijación para fracturas*

Los sistemas para fijación de fracturas pueden dividirse en externas e internas, además de poder recurrir a tratamientos conservadores o cerrados [7].

En los dispositivos internos para fijación, los sistemas de tornillos y placas son ampliamente usados [11–13] y se les puede encontrar de diversos materiales. El uso de tornillos autoroscantes disminuyen el tiempo en cirugía al evitar el taladrado y roscado, además de disminuir los daños por cuestiones térmicas y escombros, aunque provocan un micro daño mayor en el hueso cortical [14].

de traumatismos maxilofaciales son accidentes de tránsito, agresiones y la práctica de algún deporte. Dentro de los tipos de fracturas más frecuentes se encuentran las del piso de la órbita, paredes del seno maxilar, fracturas nasales y las fracturas mandibulares [3, 4].

Por otro lado, un estudio llevado a cabo por Conti, Amadori, & Civili en [6] muestra que una causa común de fracturas maxilofaciales en menores de edad (entre los 0 y 17 años) se deben a actividades deportivas, caídas, accidentes en carretera y el uso de bicicletas. La zona más comúnmente afectada en el grupo de 1,122 menores fue la mandíbula.

Migliatori et al. en 2012 [15] encontraron que existe una fuerte correlación entre el paso de la cuerda del tornillo y la fuerza de arranque con la fuerza de inserción, lo que indica que la geometría del tornillo y la técnica intraoperatoria influyen en el desempeño del implante. Gutwald, Büscher, Schramm, y Schmelzeisen, en 1999 [16] presentaron un mini sistema de bloqueo que proporcionaba una estabilidad 3 veces mayor que las mini placas convencionales.

La elección del sistema de fijación de fracturas depende del número de fracturas, su forma y las condiciones del paciente [17]. Los sistemas de fijación mencionados anteriormente se pueden aplicar al macizo facial [18] que puede dividirse de forma general en tercios o, visto anatómicamente, en cinco regiones. En la Figura 1 se puede observar la división del área maxilofacial [19, 20].

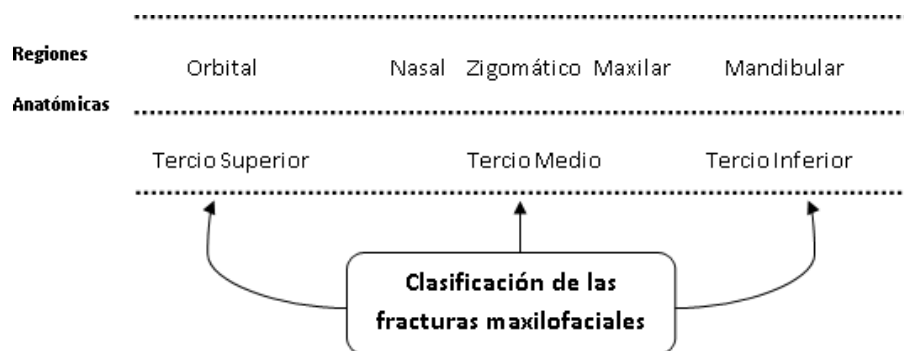


Figura 1. División del macizo facial. Adaptado de [19, 20]

## 2.2. Materiales para fijación interna

Dentro de los materiales usados para la fabricación de dispositivos de fijación interna de fracturas están los metálicos [22], polímeros [23] y cerámicos [24]. A estos materiales se les exigen propiedades mínimas de resistencia, ductilidad y biocompatibilidad [25].

Los materiales metálicos se han utilizado por mucho tiempo para estabilizar fracturas óseas siendo las aleaciones de acero, cromo y cobalto de los más populares hasta que fue divulgado el titanio como material de osteosíntesis con la principal ventaja de su biocompatibilidad [28, 29]. Esto permitió que los implantes quedaran en el cuerpo a menos que se observaran reacciones que obligaran a una segunda cirugía para retirarlos. Sin embargo, existen desventajas como la palpación del material por parte del paciente, hipersensibilidad al frío, liberación de iones metálicos y oxidación que han sido reportado en numerosos casos [30–33].

Los polímeros degradables son una opción que se ajusta a muchas necesidades de aplicaciones médicas y, de éstos, el ácido poliláctico (PLA), el poliglicólico (PGA), así como sus copolímeros son de los más importantes [34].

Éstos polímeros son los materiales más innovadores en los últimos años por su amplio rango de aplicación, lo que ha generado múltiples

investigaciones en distintas ramas, no solo la médica [35–37], gracias a la facilidad de cambiar sus propiedades mediante refuerzos y rellenos [38], además de degradarse por hidrólisis en el cuerpo [39]. Sin embargo, a pesar de ser materiales biocompatibles, siempre se espera una respuesta inflamatoria después de su implantación [40], aunque menor que en los materiales metálicos [41]. Los implantes generalmente producen una reacción de cuerpo extraño en el paciente [42] y, en ocasiones, presentan otras reacciones adversas que pueden llegar a ser importantes, aunque éstas dependen, entre otras cosas, de la zona de fractura [43], por lo que es necesario tener un buen seguimiento a mediano y largo plazo ya que existe evidencia de respuestas de cuerpo extraño incluso un año después de la implantación [44]. Otra desventaja de éstos materiales es que la fuerza de fijación es menor que en los dispositivos mecánicos lo que puede provocar rotura del tornillo y daño en la rosca del mismo [45], [46], además de tener un costo superior respecto a los metálicos [47] y ser más complicados de manejar durante la cirugía [48]. Sin embargo, los materiales reabsorbibles tienen grandes ventajas como no interferir en el crecimiento del hueso, lo que es especialmente importante en pacientes pediátricos [49] y que lo ha posicionado como uno de los más usados en la cirugía craneofacial debido a que esas zonas no están expuestas a cargas importantes [25], aunque la mandíbula es un caso especial por su forma, lo que provoca que sea una región un tanto





más problemática [50].

Algunas de las marcas comerciales de materiales reabsorbibles disponibles en el mercado se pueden observar en la Tabla 1, donde se describe

su composición química, el tiempo en que conservan al menos un 70% de su resistencia mecánica y el tiempo de total reabsorción en el cuerpo.

**Tabla 1.** Tiempo de reabsorción y conservación de las propiedades mecánicas de algunos materiales de osteosíntesis comerciales.

Marca	Composición química	Tiempo de retención de la resistencia mecánica (meses)	Tiempo para la completa reabsorción (meses)
Lactosorb® Walter Lorenz	P(L/DL) LA 82L:18DL		9-15
BioSorb FX® LINVATEC	SRP(L/DL) LA 70L:30DL	18-36	24-48
BioSorb PDX® LINVATEC	PLGA 80L:20G autorreforzado	6-8	12-36
Resorb X® Martin	PDLLA 50L:50DL	8-10	12
PolyMax Rapid® SYNTHESES	PLGA 85L:15G	8	6-12

**Fuente:** Adaptado de [25]

Por su parte, los materiales cerámicos, particularmente las aleaciones de magnesio, han sido motivo de diversas investigaciones como material biodegradable en implantes [51–54] y, aunque hay reportes de su uso desde el año 1878, no hay implantes comerciales que integren al magnesio o sus aleaciones como material principal. Algunas aplicaciones reportadas del magnesio son como sustituto de ligamentos, tubos como conectores de nervios, bandas, flechas, placas y tornillos, entre otros [55]. Los materiales biocerámicos se pueden clasificar en tres grupos dependiendo de la reacción provocada entre el material y el tejido vivo donde los bioreabsorbibles son aquellos que se disuelven gradualmente en el cuerpo, los bioinertes son materiales que no provocan reacción como la alúmina y zirconia y, los bioactivos provocan una reacción del tejido en contacto [58]. Los cerámicos de fosfato de calcio son materiales bioactivos usados ampliamente en la reparación de tejido óseo [59–62] por tener características muy similares al hueso que

permiten la proliferación de osteoblastos y estimulan la generación de hueso nuevo. Dentro de éstos materiales, la hidroxiapatita es ampliamente usada en aplicaciones para regeneración de tejido óseo y recubrimientos [63–68].

### 3. Conclusiones

Para el tratamiento de las fracturas en el hueso, los sistemas de fijación interna rígidos suelen ser los más convenientes [69, 70] aunque actualmente existen diversos sistemas de fijación [71]. Estos sistemas son fabricados de diversos materiales [1] donde los biodegradables han tenido un gran auge en los últimos años [72], en parte, gracias a diversos beneficios como permitir soportar las cargas durante el tiempo necesario para que la curación ósea ocurra y después transferirlas al hueso [73], que en la mandíbula pueden llegar a ser entre 400 y 450 kg [74], y la poca interferencia en el desarrollo óseo en éste tipo de pacientes, aunque a pesar de ellos



los materiales metálicos siguen siendo muy usados para la fijación de fracturas pediátricas, principalmente por su costo y facilidad de manipulación.

Sin embargo, existe todavía un gran nicho de oportunidad en la investigación de diseños y materiales que permitan su uso en aplicaciones donde las exigencias de las cargas mecánicas son elevadas [75, 76].

Especialmente en las aplicaciones pediátricas, la eliminación de la necesidad de una segunda cirugía, la transferencia de carga a la zona afectada de forma paulatina y no interferir con el crecimiento del hueso son características que hacen que los materiales reabsorbibles desplacen cada vez más a los materiales metálicos en el tratamiento de fracturas.

### Referencias

- [1] R. Felipe, N. Restrepo, F. Levi, and D. Serna, "Comparación mecánica de dos sistemas de fijación interna rígida utilizados en la fijación de fracturas faciales (Estudio in vitro)," *262 Rev. Fac. Odontol. Univ. Antioquia*, vol. 27, no. 2, pp. 262–280, 2016. <https://doi.org/10.17533/udea.rfo.v27n2a2>.
- [2] O. Iribarren and M. Carvajal, "Complicaciones de la fijación interna con placas de titanio de las fracturas maxilofaciales," *Rev. Chil. Cirugía.*, vol. 54, no. 4, pp. 386–372, 2002. [https://www.cirujanosdechile.cl/revista\\_anteriores/PDF%20Cirujanos%202002\\_04/Cir.4\\_2002%20Fracturas%20maxilofaci.pdf](https://www.cirujanosdechile.cl/revista_anteriores/PDF%20Cirujanos%202002_04/Cir.4_2002%20Fracturas%20maxilofaci.pdf).
- [3] G. Tomich, P. Baigorria, N. Orlando, M. Méjico, C. Costamagna, and R. Villavicencio, "Frecuencia y tipo de fracturas en traumatismos maxilofaciales: Evaluación con Tomografía Multislice con reconstrucciones multiplanares y tridimensionales," *Rev. argent. radiol.*, vol. 75, no. 4, pp. 305–317, 2011. <https://www.scienceopen.com/document?vid=f30472e3-271b-4c5b-96a1-14d5a5c8cc03>.
- [4] J. L. Munante-Cardenas, P. H. Facchina Nunes, and L. A. Passeri, "Etiology, Treatment, and Complications of Mandibular Fractures," *J. Craniofac. Surg.*, vol. 26, no. 3, pp. 611–615, 2015. <https://doi.org/10.1097/SCS.0000000000001273>.
- [5] E. Ellis, "Treatment methods for fractures of the mandibular angle.," *J. Craniofac. Trauma*, vol. 2, no. 1, pp. 28–36, 1996. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11951472/>.
- [6] G. Conti, F. Amadori, and S. Civili, "Management of paediatric maxillofacial fractures: Conventional methods and resorbable materials," no. August 2016, 2015. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25793949/>.
- [7] B. Mollon and J. W. Busse, "Low-intensity pulsed ultrasonography versus electrical stimulation for fracture healing: A systematic review and network meta-analysis," *Can J Surg.* Vol. 57, no. 3, pp. E105–E118, 2014. <https://doi.org/10.1503/cjs.010113>.
- [8] S. M. Perren, "Evolution of the internal fixation of long bone fractures," *J. bone Jt. Surg.*, vol. 84–B, no. 8, pp. 1093–1110, 2002. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.84B8.0841093>
- [9] S. Pal, "The Design of a Bone Fracture- Fixation Device," in *Design of Artificial Human Joints & Organs*, Boston, MA: Springer US, 2014, pp. 101–121. [https://doi.org/10.1007/978-1-4614-6255-2\\_6](https://doi.org/10.1007/978-1-4614-6255-2_6)
- [10] M. S. Taljanovic, M. D. Jones, J. T. Ruth, J. B. Benjamin, J. E. Sheppard, and T. B. Hunter, "Fracture fixation," *Radiographics*, vol. 23, no. 6, pp. 1569– 1590, 2003. <https://doi.org/10.1148/rg.236035159>.
- [11] A. A. Ali, M. M. Kabbash, S. M. A. Said, M. A. Shoeib, and M. H. Osman, "Use of biodegradable plates and screws in the treatment of pediatric facial bone fractures," *Egypt. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 7, no. 3, pp. 86–93, 2016. <https://doi.org/10.1097/01.OMX.0000496444.08336.3d>
- [12] E. A. Al-Moraissi and E. Ellis, "Surgical management of anterior mandibular fractures: A systematic review and meta-analysis," *J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 72, no. 12, p. 2507.e1-2507.e11, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2014.07.042>
- [13] M. Oruç *et al.*, "Analysis of Fractured Mandible Over Two Decades," *J. Craniofac. Surg.*, vol. 27, no. 6, p. 1457–1461, 2016. <https://doi.org/10.1097/SCS.0000000000002737>.
- [14] S. Son, M. Motoyoshi, Y. Uchida, and N. Shimizu, "Comparative study of the primary stability of self-drilling and self-tapping orthodontic miniscrews," *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 145, no. 4, pp. 480– 485, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2013.12.020>
- [15] M. Migliorati *et al.*, "Miniscrew design and bone characteristics: An experimental study of primary stability," *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, vol. 142, no. 2, pp. 228–234, 2012. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2012.03.029>
- [16] R. Gutwald, P. Büscher, A. Schramm, and R. Schmelzeisen, "Biomechanical stability of an internal mini-fixation-system in maxillofacial osteosynthesis," *Med Biol Eng Comp*, vol. 37, no. Suppl 2, p. 280, 1999. <https://www.scienceopen.com/document?vid=acb1d1d6-71f8-460b-a1e4-71c661821b42>.
- [17] S. Sauerbier, R. Schön, J. E. Otten, R. Schmelzeisen, and R. Gutwald, "The development of plate osteosynthesis for the treatment of fractures of the mandibular body - A



- literature review,” *J. Cranio- Maxillofacial Surg.*, vol. 36, no. 5, pp. 251–259, 2008. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2007.08.011>.
- [18] F. Mendez T., D. Encalada S., and M. Torres M., “Prevalencia del trauma maxilofacial en el hospital Luis Vernanza,” *Rev. Médica HJCA*, vol. 4, no. 2, pp. 123–127, 2012. <https://www.medigraphic.com/pdfs/quirurgicas/rmq-2018/rmq181b.pdf>
- [19] B. Baltodano, “Trauma máxilofacial,” *Rev. médica costa rica y Centroam.*, no. 620, pp. 731–737, 2016.
- [20] L. L. Avery, S. M. Susarla, and R. A. Novelline, “Multidetector and three- dimensional CT evaluation of the patient with maxillofacial injury,” *Radiol. Clin. North Am.*, vol. 49, no. 1, pp. 183–203, 2011. <https://doi.org/10.1016/j.rcl.2010.07.014>
- [21] L. L. Avery, S. M. Susarla, and R. A. Novelline, “Multidetector and three- dimensional CT evaluation of the patient with maxillofacial injury,” *Radiol. Clin. North Am.*, vol. 49, no. 1, pp. 183–203, 2011. <https://doi.org/10.1016/j.rcl.2010.07.014>
- [22] F. Witte and A. Eliezer, “Biodegradable metals,” *Degrad. Implant Mater.*, no. March, pp. 93–109, 2012. [https://doi.org/10.1007/978-1-4614-3942-4\\_5](https://doi.org/10.1007/978-1-4614-3942-4_5)
- [23] S. Bin Park, E. Lih, K. S. Park, Y. K. Joung, and D. K. Han, “Biopolymer-based functional composites for medical applications,” *Prog. Polym. Sci.*, vol. 68, pp. 77–105, 2017. <https://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2016.12.003>
- [24] J. Parthasarathy, “3D modeling, custom implants and its future perspectives in craniofacial surgery,” *Ann. Maxillofac. Surg.*, vol. 4, no. 1, p. 9, 2014. <https://doi.org/10.4103/2231-0746.133065>
- [25] J. L. L. Cembranos, “Maxillofacial osteosynthesis with resorbable material,” *Rev. Española Cir. Oral y Maxilofac.*, vol. 26, pp. 369–383, 2004.
- [26] M. Vert, S. M. Li, G. Spenlehauer, and P. Guerin, “Bioresorbability and biocompatibility of aliphatic polyesters,” *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, vol. 3, no. 6, pp. 432–446, 1992. <https://doi.org/10.1007/BF00701240>
- [27] D. Eglin and M. Alini, “Degradable polymeric materials for osteosynthesis: Tutorial,” *Eur. Cells Mater.*, vol. 16, pp. 80–91, 2008. <https://doi.org/10.22203/eCM.v016a09>
- [28] M. Kulkarni, A. Mazare, P. Schmuki, and A. Igljč, “Biomaterial surface modification of titanium and titanium alloys for medical applications,” *Nanomedicine*, pp. 111–136, 2014. <http://www.onecentralpress.com/wp-content/uploads/2014/11/CHAPTER-5-NM-12-LATEST.pdf>
- [29] G. Manivasagam, D. Dhinasekaran, and A. Rajamanickam, “Biomedical Implants: Corrosion and its Preventio - A Review” *Recent Patents Corros. Sci.*, vol. 2, no.1, pp.40–54, 2010. <https://doi.org/10.2174/1877610801002010040>
- [30] H. D. Netto, S. Olate, J. Rodriguez-chessa, and L. Kluppel, “Selección de osteosíntesis en la reconstrucción maxilar con injerto óseo de cresta iliaca,” vol. 10, no. 2, pp. 161–165, 2013. [https://www.usmp.edu.pe/odonto/servicio/2013/Kiruv.10.2/Kiru\\_v.10.2\\_Art.11.pdf](https://www.usmp.edu.pe/odonto/servicio/2013/Kiruv.10.2/Kiru_v.10.2_Art.11.pdf).
- [31] Nureddin Ashammakhi, N. Ashammakhi, R. Kontio, T. Waris, A. Salo, and C. Lindqvist, “The use of bioabsorbable osteofixation devices in craniomaxillofacial surgery,” *Oral Surgery, Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endodontology*, vol. 94, no. 1, pp. 5–14, 2002. <https://doi.org/10.1067/moe.2002.122160>.
- [32] Altan, İ. Damlar, and O. Şahin, “Can Resorbable Fixation Screws Replace Titanium Fixation Screws? A Nano-Indentation Study,” *J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 74, no. 7, p. 1421.e1-1421.e5, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2016.03.042>
- [33] R. K. Bali, P. Sharma, S. Jindal, and S. Gaba, “To evaluate the efficacy of biodegradable plating system for fixation of maxillofacial fractures: A prospective study..” *Natl. J. Maxillofac. Surg.*, vol. 4, no. 2, pp. 167–72, 2013. <https://doi.org/10.4103/0975-5950.127645>
- [34] J. R. Lasprilla, G. A. R. Martinez, B. H. Lunelli, A. L. Jardini, and R. M. Filho, “Poly- lactic acid synthesis for application in biomedical devices - A review,” *Biotechnol. Adv.*, vol. 30, no. 1, pp. 321–328, 2012. <https://doi.org/10.1016/j.biotechadv.2011.06.019>
- [35] B. Gupta, N. Revagade, and J. Hilborn, “Poly (lactic acid) fiber: An overview,” *Prog. Polym. Sci.*, vol. 32, no. 4, pp. 455–482, 2007. <https://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2007.01.005>
- [36] J. S. Bergstrom and D. Hayman, “An Overview of Mechanical Properties and Material Modeling of Polylactide (PLA) for Medical Applications,” *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 44, no. 2, pp. 330–340, 2016. <https://doi.org/10.1007/s10439-015-1455-8>
- [37] S. Farah, D. G. Anderson, and R. Langer, “Physical and mechanical properties of PLA, and their functions in widespread applications: A comprehensive review,” *Adv. Drug Deliv. Rev.*, vol. 107, no. August, pp. 367– 392, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.addr.2016.06.012>
- [38] M. Murariu and P. Dubois, “PLA composites: From production to properties,” *Adv. Drug Deliv. Rev.*, vol. 107, pp. 17–46, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.addr.2016.04.003>
- [39] C. M. Agrawal, G. G. Niederauer, and K. a Athanasiou, “Fabrication and Characterization of PLA-PGA Orthopedic Implants.,” *Tissue Eng.*, vol. 1, no. 3, pp. 241–252, 1995. <https://doi.org/10.1089/ten.1995.1.241>
- [40] Kolk, R. Köhnke, C. H. Saely, and O. Ploder, “Are Biodegradable Osteosyntheses Still an Option for Midface Trauma? Longitudinal Evaluation of Three Different PLA-Based Materials,” *Biomed Res. Int.*, vol. 2015, 2015. <https://doi.org/10.1155/2015/621481>
- [41] X.-D. Qiu, “Effects of bioabsorbable miniplate versus miniature titanium fixation system on the stability of mandibular fractures,” *Chinese J. Tissue Eng. Res.*, vol.





- 19, no. 38, pp. 6155– 6160, 2015. <https://doi.org/10.3969/j.issn.2095-4344.2015.38.016>.
- [42] H. B. Jeon, D. H. Kang, J. H. Gu, and S. A. Oh, “Delayed foreign body reaction caused by bioabsorbable plates used for maxillofacial fractures,” *Arch. Plast. Surg.*, vol. 43, no. 1, pp. 40–45, 2016. <https://doi.org/10.5999/aps.2016.43.1.40>
- [43] L. Yang et al., “Complications of Absorbable Fixation in
- [45] F. Pena, T. Grontvedt, G. A. Brown, A. K. Aune, and L. Engebretsen, “Comparison of failure strength between metallic and absorbable interference screws. Influence of insertion torque, tunnel-bone block gap, bone mineral density, and interference,” *Am J Sport. Med.*, vol. 24, no. 3, pp. 329–334, 1996. <https://doi.org/10.1177/036354659602400314>
- [46] H. Lim et al., “Comparison of resorbable plates and titanium plates for fixation stability of combined mandibular symphysis and angle fractures,” no. December 2012, pp. 285–290, 2014. <https://doi.org/10.5125/jkaoms.2014.40.6.285>
- [47] M. J. Sánchez López, D. J.; Villegas Calvo, M.; Cambil, “Sistemas biodegradables de fijación y reconstrucción craneofacial,” *Panor. Actual del Medicam.*, vol. 39, no. 381, pp. 237–240, 2015. [https://gruposdetrabajo.sefh.es/gps/images/stories/publicaciones/PAM\\_2015\\_381\\_237-240.pdf](https://gruposdetrabajo.sefh.es/gps/images/stories/publicaciones/PAM_2015_381_237-240.pdf).
- [48] R. L. Reyes and G. V. Gracia, “Uso de tornillos bicorticales reabsorbibles como alternativa en cirugía ortognática de mandíbula: presentación de 2 casos y revisión de la literatura,” *Rev. Odont. Mex* vol.15 no.4, pp. 239–243, 2011. <http://www.medigraphic.com/facultadodontologiauanam>.
- [49] R. M. Laughlin, M. S. Block, R. Wilk, R. B. Malloy, and J. N. Kent, “Resorbable Plates for the Fixation of Mandibular Fractures: A Prospective Study,” *J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 65, no. 1, pp. 89–96, 2007. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2005.10.055>
- [50] F. Atik, M. S. Ataç, A. Özkan, Y. Kiliç, and M. Arslan, “Biomechanical analysis of titanium fixation plates and screws in mandibular angle fractures,” *Niger. J. Clin. Pract.*, vol. 19, no. 3, pp. 386–390, 2016. <https://doi.org/10.4103/1119-3077.179292>
- [51] Y. Chen, Z. Xu, C. Smith, and J. Sankar, “Recent advances on the development of magnesium alloys for biodegradable implants,” *Acta Biomater.*, vol. 10, no. 11, p. 4561–4573, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2014.07.005>
- [52] S. Agarwal, J. Curtin, B. Duffy, and S. Jaiswal, “Biodegradable magnesium alloys for orthopaedic applications: A review on corrosion, biocompatibility and surface modifications,” *Mater. Sci. Eng. C. Mater. Biol. Appl.*, vol. 68, p. 948–963, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.06.020>
- [53] M. P. Staiger, A. M. Pietak, J. Huadmai, and G. Dias, “Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: a review,” *Biomaterials*, vol. 27, no. 9, p. 1728–1734, Maxillofacial Surgery: A Meta- Analysis,” *PLoS One*, vol. 8, no. 6, pp. 1–10, 2013. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0067449>
- [44] Y. Ramot, M. H. Zada, A. J. Domb, and A. Nyska, “Biocompatibility and safety of PLA and its copolymers,” *Adv. Drug Deliv. Rev.*, vol. 107, pp. 153–162, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.addr.2016.03.012>
2006. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.10.003>
- [54] G. Song and S. Song, “A possible biodegradable magnesium implant material,” *Adv. Eng. Mater.*, vol. 9, no. 4, pp. 298–302, 2007. <https://doi.org/10.1002/adem.200600252>
- [55] F. Witte, “Reprint of: The history of biodegradable magnesium implants: A review,” *Acta Biomater.*, vol. 23, no. 5, pp. S28–S40, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2015.07.017>
- [56] H. Waizy et al., “In vivo study of a biodegradable orthopedic screw (MgYREZr- alloy) in a rabbit model for up to 12 months.,” *J. Biomater. Appl.*, vol. 28, no. 5, pp. 667–75, 2014. <https://doi.org/10.1177/0885328212472215>
- [57] M. Ettinger et al., “The biomechanics of biodegradable versus titanium interference screw fixation for anterior cruciate ligament augmentation and reconstruction,” *Int. Orthop.*, vol. 38, no. 12, pp. 2499–2503, 2014. <https://doi.org/10.1007/s00264-014-2483-y>
- [58] L. Tan, X. Yu, P. Wan, and K. Yang, “Biodegradable Materials for Bone Repairs: A Review,” *J. Mater. Sci. Technol.*, pp. 503–513, 2013. <https://doi.org/10.1016/j.jmst.2013.03.002>
- [59] R. A. Surmenev, M. A. Surmeneva, and A. A. Ivanova, “Significance of calcium phosphate coatings for the enhancement of new bone osteogenesis - A review,” *Acta Biomater.*, vol. 10, no. 2, pp. 557–579, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2013.10.036>
- [60] Denry and L. T. Kuhn, “Design and characterization of calcium phosphate ceramic scaffolds for bone tissue engineering,” *Dent. Mater.*, vol. 32, no. 1, p. 43–53, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.09.008>
- [61] S. Reddy, S. Wasnik, A. Guha, J. M. Kumar, A. Sinha, and S. Singh, “Evaluation of nano- biphasic calcium phosphate ceramics for bone tissue engineering applications: *In vitro* and preliminary in vivo studies,” *J. Biomater. Appl.*, vol. 27, no. 5, pp. 565–575, 2013. <https://doi.org/10.1177/0885328211415132>
- [62] P. Wang, L. Zhao, J. Liu, M. D. Weir, X. Zhou, and H. H. K. Xu, “Bone tissue engineering via nanostructured calcium phosphate biomaterials and stem cells,” *Bone Res.*, vol. 2, no. July, p. 14017, 2014. <https://doi.org/10.1038/boneres.2014.17>
- [63] S. Samavedi, A. R. Whittington, and A. S. Goldstein, “Calcium phosphate ceramics in bone tissue engineering: A review of properties and their influence on cell behavior,” *Acta Biomater.*, vol. 9, no. 9, pp. 8037–8045, 2013. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2013.06.014>



- [64] T. Rios, E. López, and Al. Franco, “Biomateriales Compuestos De Matriz Polimérica Con Refuerzo De Cerámico Bioactivo Usados En Sistemas De Fijación Ósea Revision Del Estado Del Arte,” *Rev. Colomb. Mater.*, pp. 93–99, 2012. <http://hdl.handle.net/10495/5774>.
- [65] M. Šupová, “Substituted hydroxyapatites for biomedical applications: A review,” *Ceram. Int.*, vol. 41, no. 8, pp. 9203–9231, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2015.03.316>
- [66] B. Aksakal, M. Kom, H. B. Tosun, and M. Demirel, “Influence of micro- and nano- hydroxyapatite coatings on the osteointegration of metallic (Ti6Al4 V) and bioabsorbable interference screws: An in vivo study,” *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.*, vol. 24, no. 5, pp. 813–819, 2014. <https://doi.org/10.1007/s00590-013-1236-8>
- [67] S. M. Kim et al., “Hydroxyapatite-coated magnesium implants with improved in vitro and in vivo biocorrosion, biocompatibility, and bone response,” *J. Biomed. Mater. Res. - Part A*, vol. 102, no. 2, pp. 429–441, 2014. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.34718>
- [68] Antoniac, D. Laptoiu, D. Popescu, C. Cotrut, and R. Parpala, “Development of Bioabsorbable Interference Screws: How Biomaterials Composition and Clinical and Retrieval Studies Influence the Innovative Screw Design and Manufacturing Processes,” in *Biologically Responsive Biomaterials for Tissue Engineering*, I. Antoniac, Ed. New York, NY: Springer New York, 2013, pp. 107–136. [https://doi.org/10.1007/978-1-4614-4328-5\\_6](https://doi.org/10.1007/978-1-4614-4328-5_6)
- [69] Cortese, G. Savastano, M. Amato, G. Pantaleo, and P. P. Claudio, “Intraoral epimucosal fixation for reducible maxillary fractures of the jaws; surgical considerations in comparison to current techniques,” *J. Craniofac. Surg.*, vol. 25, no. 6, pp. 2184–7, 2014. <https://doi.org/10.1097/SCS.0000000000001104>
- [70] T. B. Dodson and R. C. Pfeifle, “Cost- effectiveness analysis of open reduction/nonrigid fixation and open reduction/rigid fixation to treat mandibular fractures,” *Oral Surgery, Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endodontology*, vol. 80, no. 1, pp. 5–11, 1995. [https://doi.org/10.1016/S1079-2104\(95\)80008-5](https://doi.org/10.1016/S1079-2104(95)80008-5)
- [71] B. Guyuron and H. C. Vasconez, “Basic Principles of Bone Fixation,” in *Fundamentals of Maxillofacial Surgery*, J. W. Ferraro, Ed. New York, NY: Springer New York, 1997, pp. 169–185. [https://doi.org/10.1007/978-1-4612-1898-2\\_7](https://doi.org/10.1007/978-1-4612-1898-2_7)
- [72] C. Carulli, F. Matassi, S. Soderi, L. Sirleo, G. Munz, and M. Innocenti, “Resorbable screw and sheath versus resorbable interference screw and staples for ACL reconstruction: a comparison of two tibial fixation methods,” *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.*, vol. 25, no. 4, pp. 1264–1271, 2017. <https://doi.org/10.1007/s00167-016-4135-9>
- [73] Z. Sheikh, S. Najeeb, Z. Khurshid, V. Verma, H. Rashid, and M. Glogauer, “Biodegradable materials for bone repair and tissue engineering applications,” *Materials (Basel)*, vol. 8, no. 9, pp. 5744–5794, 2015. <https://doi.org/10.3390/ma8095273>
- [74] S.-H. S. Licéaga-Reyes R, Montoya-Perez LA, “Incidencia de fracturas maxilofaciales en pacientes del Servicio de Cirugía Maxilofacial,” *Rev Odontol Latinoam*, vol. 2, pp. 1–3, 2010. [https://www.odontologia.uady.mx/revistas/rol/pdf/V02\\_N1p1.pdf](https://www.odontologia.uady.mx/revistas/rol/pdf/V02_N1p1.pdf)
- [75] E. Y. Rha, H. Paik, and J. H. Byeon, “Bioabsorbable Plates and Screws Fixation in Mandible Fractures: Clinical Retrospective Research during a 10-Year Period,” *Ann. Plast. Surg.*, vol. 74, no. 4, pp. 432–436, 2015. <https://doi.org/10.1097/SAP.0b013e3182a60693>
- [76] C. Gaball, S. Lovald, B. Baack, and G. Olson, “Minimally invasive bioabsorbable bone plates for rigid internal fixation of mandible fractures,” *Arch. facial Plast. Surg. Off. Publ. Am. Acad. Facial Plast. Reconstr. Surgery, Inc. Int. Fed. Facial Plast. Surg. Soc.*, vol. 13, no. 4, pp. 31–35, 2015. <https://doi.org/10.1001/archfacial.2010.109>



Este texto está protegido por una licencia [Creative Commons 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

*Usted es libre para Compartir —copiar y redistribuir el material en cualquier medio o formato— y Adaptar el documento —remezclar, transformar y crear a partir del material— para cualquier propósito, incluso para fines comerciales, siempre que cumpla la condición de:*

*Atribución: Usted debe dar crédito a la obra original de manera adecuada, proporcionar un enlace a la licencia, e indicar si se han realizado cambios. Puede hacerlo en cualquier forma razonable, pero no de forma tal que sugiera que tiene el apoyo del licenciante o lo recibe por el uso que hace de la obra.*

[Resumen de licencia - Texto completo de la licencia](#)



# Silver Nanoparticles as Nanoantibiotics: A Comparative Analysis of their Toxicity on Biological Systems of Different Complexity

## *Nanopartículas de plata como nanoantibióticos: Un análisis comparativo de su toxicidad en sistemas biológicos de diferente complejidad*

Vázquez-Muñoz Roberto <sup>1,2</sup>, Borrego-Rivero Belén <sup>3</sup>, Juárez-Moreno Karla Oyuky <sup>1</sup>, García-García Maritza Roxana <sup>1</sup>, Mota Morales Josué David <sup>1,4</sup>, Bogdanchinkova Nina <sup>1</sup>, Huerta-Saquero Alejandro <sup>1</sup>

<sup>1</sup>Centro de Nanociencias y Nanotecnología, Universidad Nacional Autónoma de México, Km 107, Carretera Tijuana-Ensenada. CP 22860, Ensenada, Baja California, México.

<sup>2</sup>Centro de Investigación Científica y de Educación Superior de Ensenada, Carretera Tijuana-Ensenada, 3918. CP 22860, Ensenada, Baja California, México.

<sup>3</sup>Centro de Investigación en Sanidad Animal, INIA (National Research Institute for Agricultural and Food; Technology), Carretera Algete el Casar s/n. 28130. Valdeolmos, Madrid, Spain.

<sup>4</sup>Centro de Física Aplicada y Tecnología Avanzada. Universidad Nacional Autónoma de México, Querétaro, Querétaro 76230, México.

**Autor de correspondencia:** Alejandro Huerta Saquero, Centro de Nanociencias y Nanotecnología, Universidad Nacional Autónoma de México, Km 107; Carretera Tijuana-Ensenada. CP 22860, Ensenada, Baja California, México. E-mail: [saquero@cnyun.unam.mx](mailto:saquero@cnyun.unam.mx). ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-0156-6773>

**Recibido:** 30 de Noviembre del 2016

**Aceptado:** 18 de Diciembre del 2016

**Publicado:** 01 de Septiembre del 2018

**Resumen.** - Actualmente, las nanopartículas de plata (AgNPs) se estudian ampliamente para aplicaciones biomédicas, pero a pesar de que los nanomateriales proporcionan muchos beneficios, recientemente su toxicidad comparativa apenas se ha explorado. En el trabajo actual, la toxicidad de AgNPs en sistemas biológicos de diferentes niveles de complejidad se evaluó de forma exhaustiva y comparativa. Los organismos incluyen virus, bacterias, microalgas, hongos, células animales y humanas (incluidas líneas celulares cancerosas). Encontramos que el crecimiento de los sistemas biológicos de diferentes grupos taxonómicos -in vitro, a nivel celular- se inhibe a concentraciones de AgNP dentro del mismo orden de magnitud (101 µg / ml). Por lo tanto, la toxicidad de AgNPs no depende de la complejidad de los organismos. El hecho de que las células y los virus se inhiban con una concentración de AgNP dentro del mismo orden de magnitud podría explicarse teniendo en cuenta que la plata afecta las estructuras fundamentales de las células y virus por igual.

**Palabras clave:** Nanopartículas de Plata; Nanotoxicología; Complejidad de Sistemas Biológicos; Actividad Antimicrobiana.

**Abstract.** - Currently, silver nanoparticles (AgNPs) are extensively studied for biomedical applications, but although nanomaterials provide many benefits, recently their comparative toxicity have barely been explored. In the current work, AgNPs toxicity on biological systems of different levels of complexity was assessed in a comprehensive and comparatively way. The organisms included viruses, bacteria, microalgae, fungi, animal and human cells (including cancer cell lines). We found that growth of biological systems of different taxonomical groups -in vitro, at a cellular level- is inhibited at concentrations of AgNPs within the same order of magnitude (101 µg/ml). Thus, the AgNPs toxicity does not depend on the complexity of the organisms. The fact that cells and virus are inhibited with a concentration of AgNPs within the same order of magnitude could be explained considering that silver affects fundamental structures for cells and virus alike.

**Keywords:** Silver Nanoparticles; Nanotoxicology; Biological Systems Complexity; Antimicrobial Activity.



## 1. Introduction

Silver nanoparticles (AgNPs) are among the most studied nanomaterials due to all their applications. In the medical field, AgNPs display antimicrobial and antiviral activity [1]. Although their many benefits, their relative toxicity has not been appropriately addressed. The few published studies of toxic effects of AgNPs on biological systems, i.e. viruses, bacteria or human cells, report different and even contradictory results. The research of the AgNPs comparative toxicity on different biological systems has become a priority task.

It is generally assumed that the toxicity of AgNPs decreases as the complexity of biological systems rises [2–6]; but some studies suggest there is no such a difference [7, 8]. Still, comparative analyses of the toxic effects of a single silver nanoparticle on biological systems of different level of complexity are scarce and are not extensive [5, 9]. Also, antimicrobial tests for AgNPs are not standardized leading to limited capacity to assess the toxic effect of AgNPs on different taxa.

We performed a comparative analysis of the toxic effects of a single type of AgNPs, on biological systems of different cellular / structural complexity, from viruses to human cancer cell lines. Also, the implications of such analysis are discussed.

## 2. Methodology

### 2.1. Virus, microorganisms, cells and culture conditions

For the systematic, comparative analysis, we used the following biological models: Rift Valley Fever Virus (RVFV) MP12 strain from the National Research Institute of Agricultural and Food Technology, Spain; The bacteria *Escherichia coli* DH5 $\alpha$  (Gram-negative) and *Staphylococcus aureus* (Gram-positive), from the Centro de Nanociencias y Nanotecnología – Universidad Nacional Autónoma de México; the microalgae *Rhodomonas* sp., from the Faculty of Marine Sciences of the Universidad Autónoma de Baja California; The fungi *Candida albicans* ATCC SC5614 (dimorphic yeast) and *Fusarium oxysporum*, Race III, (filamentous), from the Centro de Investigación Científica y Educación Superior de Ensenada; the mammalian cells were Dendritic Cells from Murine models and Vero cells (ATCC CCL-81); the human cancer cells lines HeLa and MDA-MB-231

from the ATCC.

### 2.2 AgNPs preparation and characterization

The AgNPs are stabilized with Polyvinylpyrrolidone (PVP). These PVP-AgNPs were obtained from Vector Vita Ltd® (Russia). AgNPs were analyzed by UV-Vis spectrophotometry (Multiskan Go, Thermo Scientific),  $\lambda=200-800$  nm. Also, an FT-IR spectroscopy analysis was performed  $\lambda=4000-400$   $\text{cm}^{-1}$  (Nicolet 6700; Thermo Scientific). The morphology was examined by Transmission Electron Microscopy in a Jeol JEM 2100. AgNPs dilutions were prepared in a range from 0.001 to 100  $\mu\text{g}/\text{ml}$  of silver.

### 2.3 Toxicological assays

For the virus infection assays, 0.3 to  $3 \times 10^2$  plaque-forming units (PFU) of RVFV were incubated with AgNPs. After, viruses were inoculated onto Vero cells grown in MW6 plates for 1 h, washed; and then semi-solid medium with agar was added. Plates were incubated until infection plaques were clearly developed, then were fixed and stained with crystal violet dye. For bacteria and fungi, the M09 and M27 microdilution assays, respectively, from the Clinical Laboratory Standard Institute were used, with some modifications (YPD culture media for fungi). Microbial cultures were exposed to AgNPs. Inhibition was measured by UV-Vis spectrophotometry. Microalgae inoculum was adjusted to an optical density of 0.065 at  $\lambda=670$  nm in a Jenway 6505 UV-Vis spectrophotometer. Microalgae were cultured in F2 media, and exposed to AgNPs, for 24 h, at room temperature, and under continuous light conditions. Murine bone marrow derived dendritic cells were grown in RPMI culture media, supplemented with 10 % FBS, 1% of streptomycin-penicillin G, at 37 °C with 5% CO $_2$  atmosphere. Cytotoxicity was evaluated with the dual fluorescein diacetate /ethidium bromide test after 24 h of cell incubation with AgNPs. Vero cells were seeded in 96-multiwell plates with DMEM media, and 24 h later, the AgNPs were added to the medium, then incubated for 24 h more, at 37 °C. Viability was evaluated by the MTS Cell Proliferation Assay (Promega). HeLa and MDA-





MB-231 cancer cell lines were cultured in RPMI-1640 or DMEM media supplemented with 10% FBS, 1 % penicillin-streptomycin, 1 % L-glutamine and 1.5 g/l sodium bicarbonate. Cells were maintained at 37 °C and 5 % CO<sub>2</sub>. Cell viability was assessed by the MTT method reported by Mosmann [10].

### 3. Results and Discussions

#### 3.1 AgNPs characterization

AgNPs are spheroids of  $35 \pm 15$  nm in diameter (fig. 1a). UV-Vis analysis shows a peak at 410 nm, which is typical for metallic silver nanoparticles (fig. 1b). FT-IR measurements of lyophilized AgNPs presented a profile similar to the PVP standard.

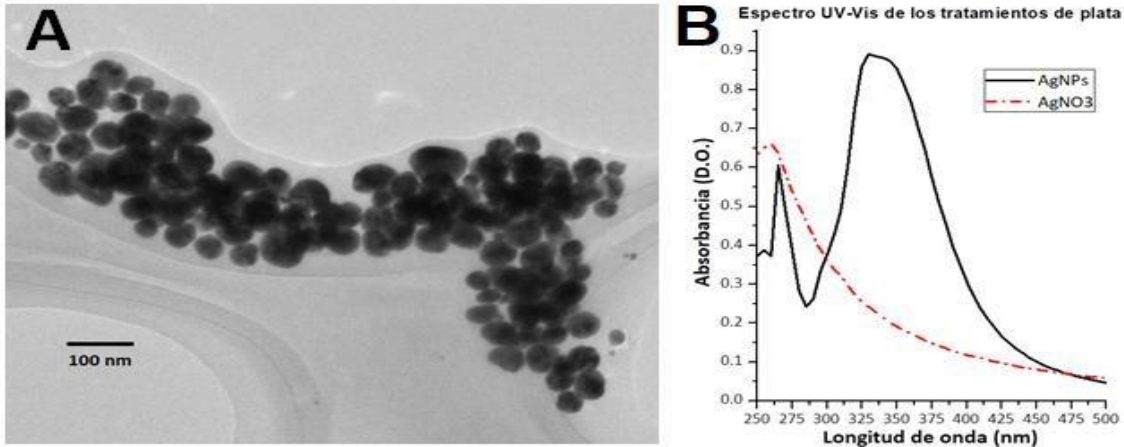


Figure 1. AgNPs characterization. TEM micrography and UV-Vis profile.

#### 3.2 Toxicological assays

Plaque-forming units of RVFV were reduced by 98 % at a concentration of 12 µg/ml of silver. The minimum inhibitory concentration (MIC) for the bacterial strains *E. coli* and *S. aureus*, was 12 µg/ml of Ag. The Effective Lethal Concentration for the microalgae *Rhodomonas sp.* was 4 µg/ml of Ag. In fungi, the MIC was 42 µg/ml for *C. albicans*, and, 20 µg/ml for *F. oxysporum*. The Lethal Dose in all

animal and cancer cells ranged from 10 to 12 µg/ml of Ag. In summary, AgNPs exerted inhibitory effects in all biological models tested in vitro (figure 1). We also performed an exhaustive literature revision regarding the toxicity of AgNPs in organisms of different taxonomic groups (included in figure 2). We only considered those studies with an adequate characterization of the AgNPs. AgNPs toxicity is not related to the complexity of the cell (structural or physiological) [11].

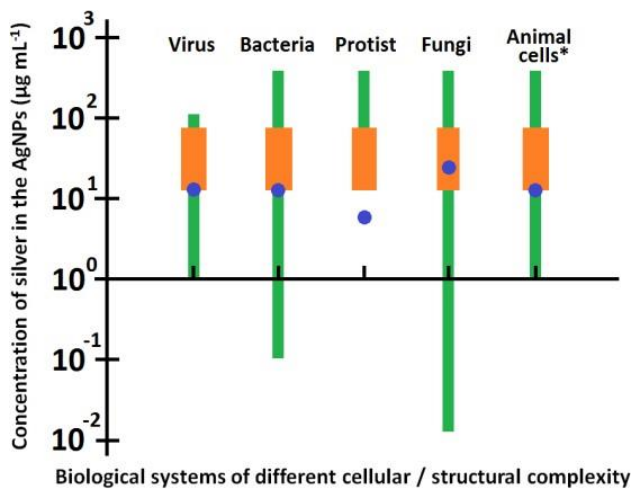


Figure 2. Inhibition concentration range (green slim bars) of the AgNPs, as reported in different works. Most studies show an inhibitory concentration of 10<sup>1</sup> µg/ml of silver – AgNPs- (orange boxes). The blue dots show the concentration values determined in our study, using the same nanomaterial (PVP-AgNPs) for all the biological systems tested. Modified from Vazquez-Muñoz et al [11]



## 4 Conclusions

To the best of our knowledge, no other single nanomaterial has been tested in such a wide spectrum of BS of different levels of cellular/structural complexity, ranging from virus to human cell lines. Our experimental analysis showed that viruses and cells of different complexity are inhibited *in vitro* at similar concentrations of silver ( $10^1$  µg/ml). Also, the meta-analysis supports our results. Despite the differences between the different AgNPs, the lethal concentration in the majority of the studies for both viruses and cells occurs within narrow concentration range around  $10^1$  µg/ml of Ag.

## References

- [1] H. H. Lara, E. N. Garza-Treviño, L. Ixtepan- Turrent, and D. K. Singh, "Silver nanoparticles are broad-spectrum bactericidal and virucidal compounds.," J. Nanobiotechnology, vol. 9, p. 30, 2011. <https://doi.org/10.1186/1477-3155-9-30>
- [2] G. Franci, A. Falanga, S. Galdiero, L. Palomba, and M. Rai, "Silver nanoparticles as potential antibacterial agents," Molecules, 2015. <https://doi.org/10.3390/molecules20058856>
- [3] J. Il Kwak and Y.-J. An, "Trophic transfer of silver nanoparticles from earthworms disrupts the locomotion of springtails (Collembola)," J. Hazard. Mater., May 2016. <https://doi.org/10.1016/j.jhazmat.2016.05.005>
- [4] F. Martinez-Gutierrez, P. L. Olive, A. Banuelos, E. Orrantia, N. Nino, E. M. Sanchez, F. Ruiz, H. Bach, and Y. Av-Gay, "Synthesis, characterization, and evaluation of antimicrobial and cytotoxic effect of silver and titanium nanoparticles," Nanomedicine Nanotechnology, Biol. Med., vol. 6, no. 5, pp. 681-688, 2010. <https://doi.org/10.1016/j.nano.2010.02.001>
- [5] A. Panáček, M. Kolář, R. Večeřová, R. Prucek, J. Soukupová, V. Kryštof, P. Hamal, R. Zbořil, and L. Kvítek, "Antifungal activity of silver nanoparticles against Candida spp.," Biomaterials, vol. 30, no. 31, pp. 6333-6340, 2009. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2009.07.065>
- [6] F. Seitz, R. R. Rosenfeldt, K. Storm, G. Metreveli, G. E. Schaumann, R. Schulz, and M. Bundschuh, "Effects of silver nanoparticle properties, media pH and dissolved organic matter on toxicity to Daphnia magna," Ecotoxicol. Environ. Saf., vol. 111, pp. 263-270, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.ecoenv.2014.09.031>
- [7] C. Greulich, D. Braun, A. Peetsch, J. Diendorf, B. Siebers, M. Epple, and M. Köller, "The toxic effect of silver ions and silver nanoparticles towards bacteria and human cells occurs in the same concentration range," RSC Advances, vol. 2, no. 17, p. 6981, 2012. <https://doi.org/10.1039/c2ra20684f>
- [8] J. You, Y. Zhang, and Z. Hu, "Bacteria and bacteriophage inactivation by silver and zinc oxide nanoparticles," Colloids Surfaces B Biointerfaces, vol. 85, no. 2, pp. 161-167, 2011. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2011.02.023>
- [9] S. Ghosh, R. Kaushik, K. Nagalakshmi, S. L. Hoti, G. a. Menezes, B. N. Harish, and H. N. Vasan, "Antimicrobial activity of highly stable silver nanoparticles embedded in agar- agar matrix as a thin film," Carbohydr. Res., vol. 345, no. 15, pp. 2220-2227, 2010. <https://doi.org/10.1016/j.carres.2010.08.001>
- [10] T. Mosmann, "Rapid colorimetric assay for cellular growth and survival: application to proliferation and cytotoxicity assays.," J. Immunol. Methods, vol. 65, no. 1-2, pp. 55- 63, Dec. 1983. [https://doi.org/10.1016/0022-1759\(83\)90303-4](https://doi.org/10.1016/0022-1759(83)90303-4)
- [11] Vazquez-Muñoz, R., Borrego, B., Juárez- Moreno, K., García-García, M., Mota Morales, J. D., Bogdanchikova, N., & Huerta-Saquero, A. (2017). Toxicity of silver nanoparticles in biological systems: Does the complexity of biological systems matter? Toxicology Letters, 276, 11-20. <https://doi.org/10.1016/j.toxlet.2017.05.007>



Este texto está protegido por una licencia [Creative Commons 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

*Usted es libre para Compartir —copiar y redistribuir el material en cualquier medio o formato— y Adaptar el documento —remezclar, transformar y crear a partir del material— para cualquier propósito, incluso para fines comerciales, siempre que cumpla la condición de:*

*Atribución: Usted debe dar crédito a la obra original de manera adecuada, proporcionar un enlace a la licencia, e indicar si se han realizado cambios. Puede hacerlo en cualquier forma razonable, pero no de forma tal que sugiera que tiene el apoyo del licenciante o lo recibe por el uso que hace de la obra.*

[Resumen de licencia](#) - [Texto completo de la licencia](#)



# A feedforward-moment-gyro-control for positioning wirelessly light-source and wireless- camera in laparoscopic instruments

## *Un control giroscópico de momento de avance para posicionar de forma inalámbrica la fuente de luz y la cámara inalámbrica en instrumentos laparoscópicos*

Torres-Ventura José <sup>1</sup>, Reyna-Carranza Marco Antonio <sup>1</sup>, Rascón-Carmona Raúl <sup>2</sup>, Bravo-Zanoguera Miguel Enrique <sup>1</sup>, López-Avitia Roberto <sup>1</sup>

<sup>1</sup>Cuerpo Académico de Bioingeniería y Salud Ambiental. Instituto de Ingeniería, Universidad Autónoma de Baja California (UABC), Blvd. Benito Juárez y Calle de la Normal S/N, Colonia Insurgentes Este C.P. 21280. Mexicali, Baja California, México.

<sup>2</sup>Facultad de Ingeniería de la UABC. Blvd. Benito Juárez y Calle de la Normal S/N, Colonia Insurgentes Este C.P. 21280. Mexicali, Baja California, México.

**Corresponding author:** Marco Antonio Reyna Carranza, Cuerpo Académico de Bioingeniería y Salud Ambiental. Instituto de Ingeniería, Universidad Autónoma de Baja California (UABC), Blvd. Benito Juárez y Calle de la Normal S/N, Colonia Insurgentes Este C.P. 21280. Mexicali, Baja California, México. E-mail: [investigador.reyna@gmail.com](mailto:investigador.reyna@gmail.com). ORCID: 0000-0001-9954-2958.

**Recibido:** 05 de Junio del 2017

**Aceptado:** 03 de Febrero del 2018

**Publicado:** 26 de Septiembre del 2018

**Resumen.** - *En este artículo se presenta un sistema mecatrónico giroscópico, que ayuda al cirujano laparoscópico a controlar de forma inalámbrica el zoom y la posición panorámica de una cámara y una fuente de luz, adaptadas a un manipulador para cirugía mínimamente invasiva. El giroscopio adaptado al manipulador, genera una señal de referencia utilizada por un control de lazo abierto. El sistema de cámara y fuente de luz, está montado sobre un dispositivo electromecánico (brazo robótico) de tres grados de libertad (3DOF). El éxito se mide haciendo una comparación de una señal de entrada a partir de los niveles de voltaje generados por un transductor con tecnología de sistemas micro-electro-mecánicos (MEMS), versus las señales para las posiciones angulares de dos servomotores (trayectoria panorámica e inclinación) y el acercamiento o alejamiento de la cámara por un motor DC.*

**Palabras clave:** Mínimamente Invasivo; Robot Cirujano; Adquisición de Datos; Control de Giro de Momento de Avance; Transceptor Inalámbrico; Laparoscopia.

**Abstract.** - *This article presents a gyroscopic mechatronic system, which helps the laparoscopic surgeon to wirelessly control the zoom and panoramic position of a camera and a light source, adapted to a manipulator for minimally invasive surgery. The gyroscope adapted to the manipulator generates a reference signal used by an open loop control. The camera and light source system are mounted on an electromechanical device (robotic arm) with three degrees of freedom (3DOF). Experiments performed with the system show good pan, tilt and zoom performance of the camera and light source. Success is measured by comparing an input signal from the voltage levels generated by a transducer with micro-electro-mechanical systems (MEMS), versus the signals for the angular positions of two servo-motors (pan and tilt) and zooming in or out of the camera by a DC motor.*

**Keywords:** Minimally Invasive; Robot Surgeon; Data Acquisition; Feedforward-Moment-Gyro-Control; Wireless Transceiver; Laparoscopy.



## 1. Introduction

Mechatronics has actively participated in the rehabilitation of patients in about 10 % of the total world population according to the World Health Organization (WHO) [1–3].

One of the elements widely used in medical applications is transducers [4, 5], which are proposed to support surgeons in the laparoscopic field. An important topic addressed by this field is to move a laparoscopic camera and light into the abdominal cavity; the camera provides continuous video images taken from the pelvic abdominal cavity of the patient. Nowadays, the position control of camera and light is achieved by using vision, voice and mechanical interfaces. Some solutions to manipulate position in this kind of instruments came from mechatronics assistance with three degrees of freedom (PMAT) [6], where a mechanical harness is placed over the shoulders of the surgeon and provides the position for the camera view. Another system is the robotic camera assistant (EndoAssist) [7], where the surgeon moves the laparoscopic camera through a helmet equipped with an infrared light emitting diode (IR LED) transmitter, which is in contact with an LED receiver placed on a remote monitor. This system allows changing the angle of a camera placed inside the pelvic cavity of the patient.

Other methods, like those used in the automated endoscopic system for the optimal position (AESOP) and the KAIST laparoscopic assistant robot systems (KALAR), use voice commands issued by the surgeon [8, 9].

Another alternative used is the single port access (SPA) [10], which consists of making a hole of 26 mm of diameter below the navel through which an independent camera is introduced and then controlled from the outside by an electromagnetic field [11].

Another minimally invasive surgical robot is the insertable robotic effector's platform (IREP) [12], which is a wire-actuated wrist with a passive flexible component arm that is introduced to manipulate the

trajectory of the laparoscopic camera and light [13]. Finally, the robotic cameraman is an industrial robotic arm, whose end tip was adapted to provide video images as it moves into the abdominal cavity of a patient [14].

This paper presents a prototype mechatronic system (i.e. a feedforward-moment-gyro-control) to move wirelessly a laparoscopic wireless-camera and light-source inside the abdominal cavity of a patient [15, 16].

## 2. Methodology

### 2.1. Principles of the system

A feedforward-control is implemented to achieve the reference position of the camera; this reference signal is given by an electronic gyroscope mounted on a laparoscopic grasper instrument. The surgeon decides when to start or stop this task by pressing with the thumb a force sensor (FSR) installed in the instrument (i.e. grasper of 5 mm of diameter).

The mechanical prototype is supported on transducer technology of micro-electro-mechanical systems (MEMS), which involves a conversion of energy into a voltage. Moreover, the output of the angular rate sensor (i.e. gyroscope) is amplified and used as a reference signal to move the camera on three different axes: pan, tilt (both are rotational) and zoom (translational).

The gyroscope has a sensitivity of 300  $mV/^\circ/s$  as reported by their manufacturers. Some of these control applications in the medical field can be consulted in [17, 18]. Concerning the issue of security related to radiate power levels for medical instruments in the operating room, there are some previous works that give some recommendations [19–22].

As shown in Figure 1, the process begins when the surgeon presses with the thumb the FSR (Mod. FSR 402). If the surgeon does not press the FSR, the laparoscopic instrument (i.e. the master manipulator) is used as an instrument of standard surgery.



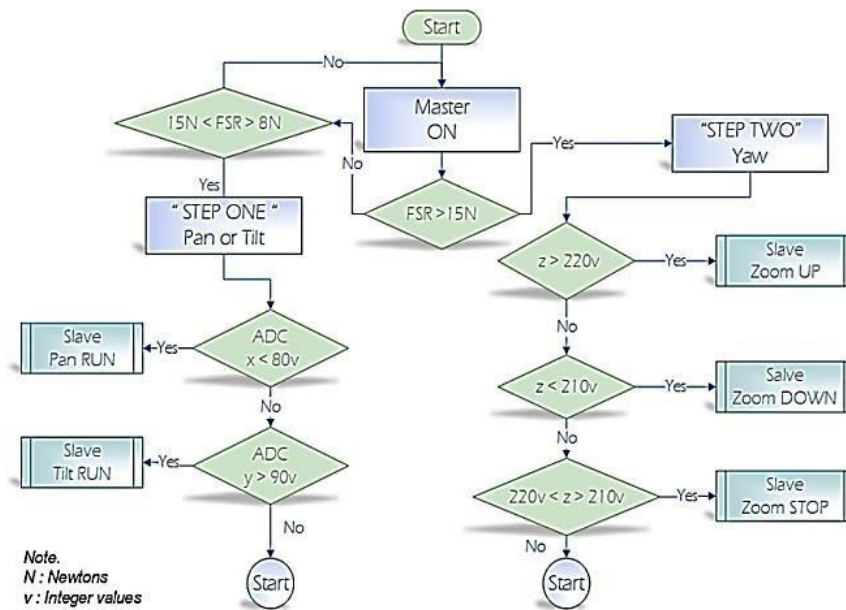


Figure 1. Master/slave feedforward control process to position laparoscopic camera and light.

### 2.2. Laparoscopic vision system

Figure 2 represents in blocks: (1) transceiver [23] gyroscope board (ADXL335), which is mounted on a laparoscopic instrument (disposable monopolar scissor, 17 mm blade); (2) 3DOF robotic arm, which is composed by a control board (ATmega2560), two servomotors (SA-1283SG), and one gear motor (MTS50-Z8); (3) wireless white-light mini-camera (type: pin hold lens, 12 volts, 2.4 GHz, 628 x 582 pixels) mounted on the tip of a laparoscopic instrument (type: 5 mm needle driver, Mod. Da Vinci

400117 Endowrist instrument) as shown in Figures 3 and 4; and (4) Liquid Crystal Display (LCD) monitor (Mod: 32" HD Plano TV FH4005 Series 4) with wireless video input (AV-IN) for reception of images that come from the wireless laparoscopic camera. The images are transmitted from the laparoscopic camera to the LCD monitor using the radio frequency (RF) channel 2 at 2.49 GHz. The laparoscopic instrument (master manipulator) communicates with the 3DOF robotic arm (slave manipulator) using the standard IEEE 802.15.4 [24 – 26] by the RF channel 1 at 2.68 GHz.

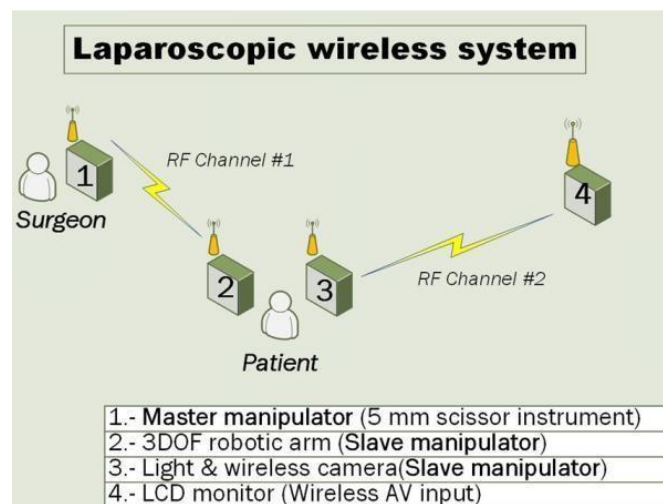


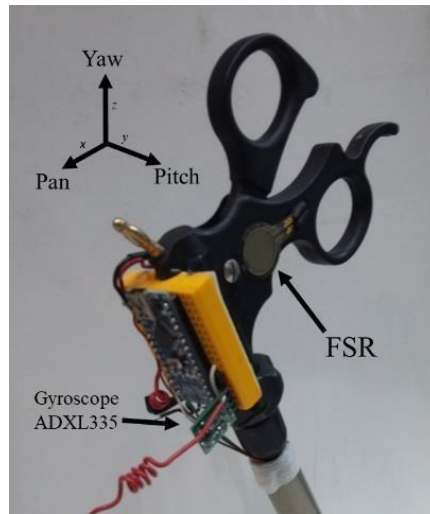
Figure 2. The surgeon controls the orientation of the master manipulator (1), which sends wirelessly the commands to the robotic arm (2) via the RF channel 1; at the same time the wireless-camera (3), which is inside the patient, sends the video images to the LCD monitor (4) via the RF channel 2.



### 2.3. Laparoscopic master manipulator

Figure 3 shows a traditional laparoscopic instrument (5 mm scissor), which was modified by adding a gyroscope on it.

When the instrument rotates, the transducer detects the angle of motion and converts it into a voltage signal command, as shown in Figure 4.



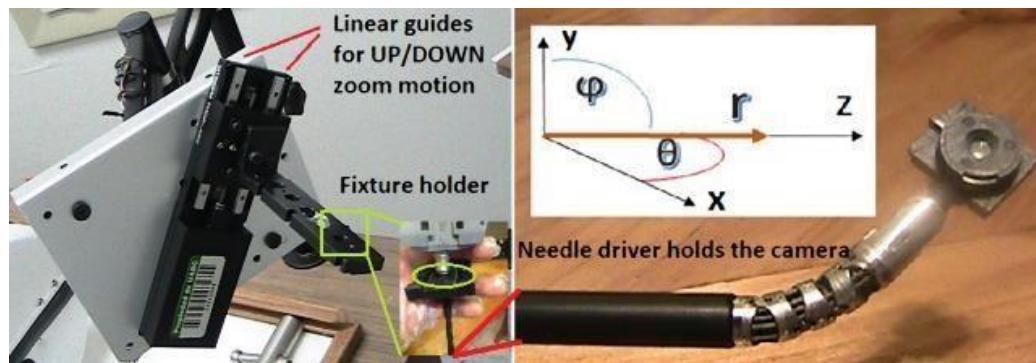
**Figure 3.** The master manipulator was modified to insert an FSR. The surgeon can press using the thumb to start or stop the remote position of the trajectory of the laparoscopic wireless-camera.

### 2.4. Slave manipulator dynamic model

Given that the manipulator of 3DOF is represented by the rectilinear motion  $q_1 \in \mathbb{R}$  and 2 angular motions  $q_2 \in \mathbb{R}$ ,  $q_3 \in \mathbb{R}$ , where  $q_1$  stands for the zoom,  $q_2$  is the

tilt displacement and  $q_3$  is the pan displacement as depicted in Figure 5, according to the modelling procedure of the Lagrange equations of motion [27]. Firstly, let us compute the kinetic energy of the manipulator, which is given by:

$$k(q, \dot{q}) = \frac{1}{2} [m_1 \dot{q}_1^2 + m_2 \dot{q}_2^2 + m_3 \dot{q}_3^2] \quad (1)$$



**Figure 4.** A 3DOF mechanical arm (left). The spherical coordinate system was introduced to better illustrate the motion of pan, tilt, and zoom within the abdomen of the patient. It is not necessary any conversion between coordinate systems (right).



Moreover, the manipulator is not affected by gravity, therefore the potential energy is:

$$U(q) = 0 \tag{2}$$

From eq. (1) and (2) we can compute the Lagrangian

$$\begin{aligned} L(q, \dot{q}) &= K(q, \dot{q}) - U(q) \\ &= \frac{1}{2} [m_1 \dot{q}_1^2 + m_2 \dot{q}_2^2 + m_3 \dot{q}_3^2] \end{aligned} \tag{3}$$

We have that

$$\frac{\partial L}{\partial q_1} = \frac{\partial L}{\partial q_2} = \frac{\partial L}{\partial q_3} = 0$$

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_1} = m_1 \dot{q}_1$$

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_2} = m_2 \dot{q}_2$$

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_3} = m_3 \dot{q}_3$$

$$\frac{d}{dt} \left[ \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_1} \right] = m_1 \ddot{q}_1$$

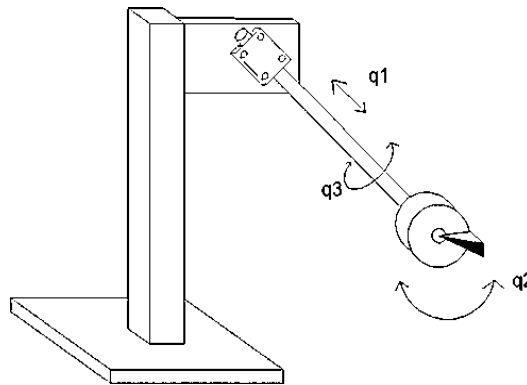


Figure 5. The slave manipulator: 3DOF robotic arm with a camera on the end effector.

$$\frac{d}{dt} \left[ \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_2} \right] = m_2 \ddot{q}_2 \quad \frac{d}{dt} \left[ \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_3} \right] = m_3 \ddot{q}_3$$

The Lagrange equations of motion for the manipulator are given by:

$$\frac{d}{dt} \left[ \frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}_i} \right] - \frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial q_i} = \tau_i \tag{4}$$

where  $q = [q_1 \ q_2 \ q_3]^T \in \mathbb{R}^3$  and the control input is  $\tau = [\tau_1 \ \tau_2 \ \tau_3]^T \in \mathbb{R}^3$ , or equivalently

$$\frac{d}{dx} \left[ \frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}_i} \right] - \frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial q_i} = \tau_i, \quad i = 1, 2, 3. \tag{5}$$

The dynamic model of the system in joint space coordinates is as follows:

$$\frac{d}{dt} \begin{bmatrix} \dot{q} \\ q \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{q} \\ \tau/m \end{bmatrix} \tag{6}$$

with  $q = [q_1, q_2, q_3]^T \in \mathbb{R}^3$ ,  $\tau = [\tau_1, \tau_2, \tau_3]^T \in \mathbb{R}^3$  and  $[m_1, m_2, m_3]^T \in \mathbb{R}^3$ , we will have an infinite number of equilibrium points:

$$[q_1 \ q_2 \ q_3 \ \dot{q}_1 \ \dot{q}_2 \ \dot{q}_3]^T = [S_1 \ S_2 \ S_3 \ 0 \ 0 \ 0]^T$$

Being  $S_1 = q_1(0)$ ,  $S_2 = q_2(0)$ ,  $S_3 = q_3(0) \in \mathbb{R}$ ,

the control input  $\tau \in \mathbb{R}^3$  is given by the gyroscope and the strain gauge mounted on the laparoscopic



grasper as is shown in Figure 3.

**2.5. Feedforward control**

The surgeon, when using the master manipulator instrument, would have a limited working space due to the wrist of the hand plus the small dimension of the 5-mm diameter hole of the patient. Hence, the rotation over coordinates  $x$ ,  $y$  and  $z$  are restricted from

0 to 90 degrees for each axis ( $-\alpha$  to  $\alpha$ ,  $-\beta$  to  $\beta$ , and  $-\theta$  to  $\theta$  respectively). Furthermore, the slave manipulator (i.e. laparoscopic wireless-camera) has a working space in spherical coordinates restricted from 0 to 90 ( $-\varphi$  to  $\varphi$ ,  $-\theta$  to  $\theta$ ) as depicted in Figure 3; the differences and restrictions are shown in Table 1A. The relationship between the  $z$  axis in the Cartesian system and the  $r$  axis in the Spherical system is shown in Table 1B.

**Table 1.** Relationship of the Cartesian and Spherical system: (A) Pan and tilt trajectory. (B) Zoom trajectory.

A						
Master Manipulator (5mm scissors)				Slave manipulator (needle driver)		
Direction (Axes)	Displacement (Radians)	Orientation (Spinning)	Position (Degrees)	Angle	Position (Degrees)	Camera (Direction)
$x$ (roll)	$q_2$	Turn right	0 to 45	$\varphi$	0 to 45	Pan to right side
$x$ (roll)	$-q_2$	Turn left	0 to -45	$-\varphi$	0 to -45	Pan to left side
$y$ (pitch)	$q_3$	Turn right	0 to 45	$\theta$	0 to 45	Tilt to right side
$y$ (pitch)	$-q_3$	Turn left	0 to -45	$-\theta$	0 to -45	Tilt to left side

B						
Master Manipulator (5mm scissors)				Slave manipulator (needle driver)		
Direction (Axis)	Displacement (mm)	Orientation (spinning)	Position (degrees)	Axis	Position (mm)	Camera (direction)
$z$ (yaw)	$q_1$	Turn right	0 to 45	$r$	0 to 50	Zoom up
$z$ (yaw)	$-q_1$	Turn left	0 to -45	$r$	50 to 0	Zoom down

**Table 2.** Encoding structure to position servomotors on the 3DOF robotic arm.

Master manipulator				Slave manipulator	
Gyroscope (Axes orientation)	Orientation (Degrees)	Encoding data (Integer value)	FSR (Step)	Command (Direction)	Position (Degrees)
$x$ (roll)	-45 to 45	0 to 80	One	Pan	-45 to 45
$y$ (pitch)	-45 to 45	90 to 170	One	Tilt	-45 to 45

**Table 3.** Encoding structure to position the dc gear motor on the 3DOF robotic arm

Master manipulator				Slave manipulator	
Gyroscope (Axis orientation)	Orientation (Degrees)	Encoding data (Integer value)	FSR (Step)	Command (Direction)	Position (Logic state)
$z$	45 to 25	180 to 210	Two	Zoom down	ON
$z$	-45 to -25	221 to 254	Two	Zoom up	ON
$z$	-24 to 24	211 to 220	Two	Stop	OFF

**2.6. Master manipulator board**

The gyroscope was adjusted to measure the orientation around the  $x$ -axis from -45 to 45 degrees, around the  $y$ -axis from -45 to 45 degrees and around the  $z$ -axis from 45 to -45. An algorithm was developed to position the wireless-camera and light considering protocol shown in Table 2 and Table 3.

**2.7. Data acquisition system for master manipulator**

To assess the matches of the position of laparoscopic wireless-camera and light versus the orientation of the gyroscope, we collected the proportional output voltage from the  $x$ ,  $y$ , and  $z$ -axes of the gyroscope and converted this into a digital signal with a





microcontroller [28]. The ATmega326 supports 10 bits of resolution and was adjusted to 3.3 V as a reference voltage. Therefore, 3.29 V (LSB \* 1023) is, in theory, the maximum voltage available. Thus, the error can be expressed as 0.097 % (0.00323 V \* 100 / 3.3 V).

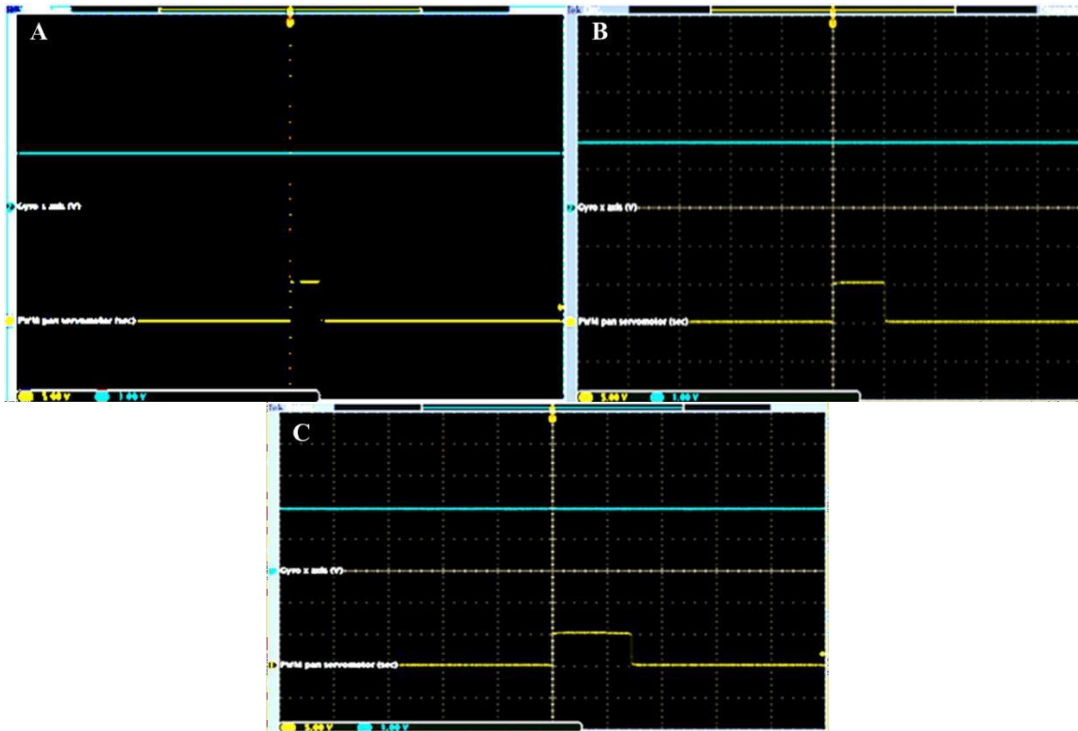
### 3. Results

Figure 6 shows how the trajectory position of the servomotor is controlled. These results are representative for both angular displacements  $q_2$

and  $q_3$ , but only one (pan) is reported.

#### 3.1. Servomotor rotation degrees for pan and tilt

The servomotors that control the movement of pan and tilt properly do not have an encoder, so a mechanism was adapted to take the readings, using an incremental type DC encoder with resolution of 100 rpm at 5 V. In the same way in Figure 6 it is observed that the operating voltage of the x-axis of the gyroscope lies within the limits of the aforesaid theoretical voltage.



**Figure 6.** (A) Upper line is the voltage level from gyroscope output (1.4 V). The lower line is the pulse width (0.6 ms) at the ADC output, which positions the servomotor on the -13 degrees. (B) The upper line is the voltage level from gyroscope output (1.0 V). The lower line is the pulse width (1.0 ms) at the ADC output, which positions the servomotor on the 13 degrees. (C) The upper line is the voltage level from gyroscope output (1.98 V). The lower line is the pulse width (1.5 ms) at the ADC output, which positions the servomotor on the 42 degrees.

#### 3.2. The zoom trajectory from DC gear motor

The data logger records the voltage signal around the z-axis. Figure 7 shows that when the orientation of the gyroscope is less than 75 degrees, the zoom is moving down; when the gyroscope is greater than 125 degrees, the zoom is moving up; and when the gyroscope rotates between 76 and 124 degrees, the zoom is stopping.

The rectilinear motion  $q_1$  zooms the laparoscopic wireless-camera.

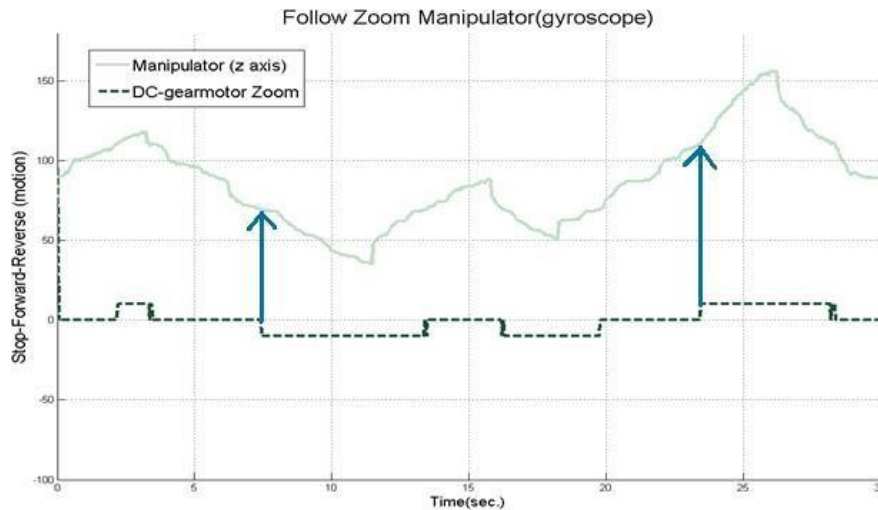


Figure 7. Data logging for reference tracking using the linear motor MTS50-Z8, which was used for the zooming motion.

#### 4. Discussion

According to the results obtained by the DAQ system to assess the position of the laparoscopic camera and

light, we analyzed and displayed the error through the process of conversion by the ADC system as shown in Figure 8. For instance, for a voltage of 1.98 V in the *x*-axis of the gyroscope, we had a response of 45° in the servomotor.

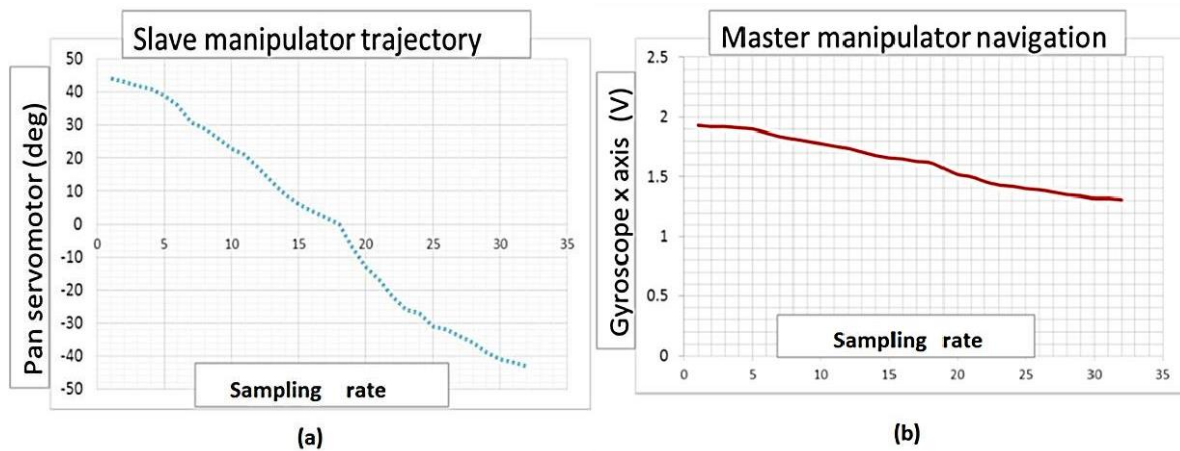


Figure 8. (a) Data logger for the response of servomotor rotation degree, the vertical axis is the position in degrees; it can be seen how it decreases as sampling rate increases. (b) The gyroscope *x*-axis output signal, it can be observed that the voltage corresponding to the *x*-axis decreases as the sampling rate increases.

The present study showed that the position of a laparoscopic camera and light (slave manipulator) inside the abdomen of a patient can be controlled by the surgeon with a laparoscopic instrument (master manipulator). Also, showed that 300 *mV/°/s* of gyroscope sensitivity is enough to guide the pan and tilt view of the camera and light. Considering that at lower sensitivity we get lower resolution, we will estimate with Eq. 7 the absolute error and with Eq. 8 the scientific error.

communication by the module RF NRF24L01 does not affect the response of the gear dc motor and the servomotor, due to the fact that this signal is used as a reference for both actuators.

$$e = \frac{i-1}{N} \quad (7)$$

$$\sum^n |x_i - \bar{X}|$$



5. Conclusion

Where:  $X = \bar{X} \pm e$  (8)

- $x_i$  = Sensitivity  $mV/^\circ/s$
- $\bar{X}$  = Mean.
- $n$  = Total Reading.
- $X$  = Scientific Error.

In this work, it was shown that a surgeon can modify the trajectory of a laparoscopic camera and

which represented in terms of scientific error has an error in the range of 1,089 – 1,289, which represents a degree of positive sensitivity. The behavior of the experiment is shown in Figure 9.

In this way, the absolute error  $e = 0.20$  is estimated;

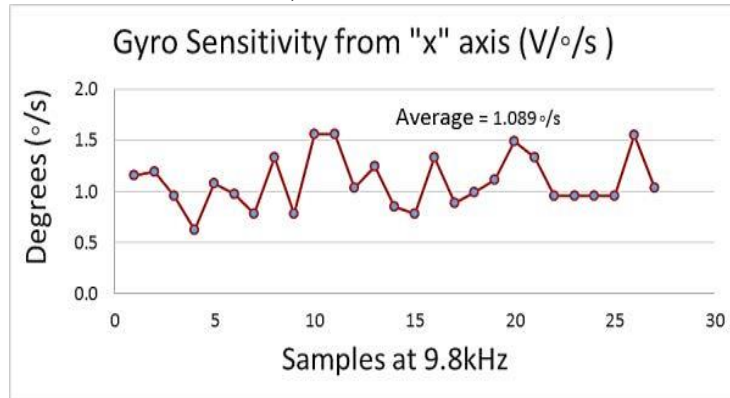


Figure 9. Readings were taken by the DAQ as a function of the proportional voltage of the x-axis in degrees.

In addition, the results of the experiments show that when entering an FSR sensor to select between two different steps that represent two different spatial planes (with x and y coordinates), we can send information in the first step to the servomotors for pan and tilt motion, and the second step to send information to gear dc motor for the zoom motion.

Finally, the accuracy of the digitizing process of the output voltage for the x-axis of the gyroscope, versus the response of the electromechanical actuators (servomotors and gear motor), was demonstrated by the data record that represents the output voltage at the microcontroller AT mega328. The signal sent through the path of wireless light using a laparoscopic instrument with an embedded board containing a gyroscope. The surgeon decides when to move the laparoscopic camera in three axes (pan, tilt, and zoom). The three axes can move back and forward. Although a feedforward control system cannot correct the errors that could be generated, nor compensate the perturbations affecting the system, nonetheless, some advantages of using this type of control are its simplicity of implementation and low cost.

Acknowledgments

Thanks to Universidad Autónoma de Baja California and CONACYT for the support of this work.



References

- [1] Meng W, Liu Q, Zhou Z, Ai Q, Sheng B, & Xie SS. "Recent development of mechanisms and control strategies for robot- assisted lower limb rehabilitation," *Mechatronics*. 31:132- 145, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.mechatronics.2015.04.005>
- [2] Ouyang X, Ding S, Fan B, Li PY, & Yang H. "Development of a novel compact hydraulic power unit for the exoskeleton robot," *Mechatronics*. 38: 68-75, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.mechatronics.2016.06.003>
- [3] Wu J, Gao J, Song R, Li R, Jiang L. "The design and control of a 3DOF lower limb rehabilitation robot," *Mechatronics*, vol. 33, pp. 13-22, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.mechatronics.2015.11.010>
- [4] Blanes C, Mellado M, Beltrán P. "Tactile sensing with accelerometers in prehensile grippers for robots," *Mechatronics*, vol. 33, pp. 1-12, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.mechatronics.2015.11.007>
- [5] Abir J, Longo S, Morantz P, Shore P. "Optimized estimator for real-time dynamic displacement measurement using accelerometers." *Mechatronics*, vol.39, pp.1- 11, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.mechatronics.2016.07.003>
- [6] Mishra R, Lorias D, Minor A. "Comparison of PMAT camera holder with human camera holder," *World Journal of Laparoscopic*, vol. 1, no. 2, pp. 1-5, 2008. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10007-1049>
- [7] Wagner A, Varkarakis I, Link R, Sullivan W, Su L. "Comparison of surgical performance during laparoscopic radical prostatectomy of two robotic camera holders," *EndoAssist and AESOP; a pilot study*, vol. 68, no. 1, pp. 70-74, 2006. <https://doi.org/10.1016/j.urology.2006.02.003>
- [8] Pugin F, Bucher P, Morel P. "History of robotic surgery: from AESOP and Zeus to da Vinci," *Journal of visceral surgery*, vol. 148, no. 5, pp. 3-8, 2011. <https://doi.org/10.1016/j.jviscsurg.2011.04.007>
- [9] Kim J, Lee Y, Ko S, Kwon D. "Compact camera assistant robot for minimally invasive surgery: KaLAR," in *Proc. IEEE/RSJ International Conference*, 2004, pp. 2587-2592. <https://doi.org/10.1109/IROS.2004.1389798>.
- [10] Pugin F, Bucher P, Morel P. "History of robotic surgery. AESOP and Zeus to da Vinci," *Journal of visceral surgery*, vol. 148, no. 5, pp. 3-8, 2011. <https://doi.org/10.1016/j.jviscsurg.2011.04.007>
- [11] Liu X, Mancini G, Tan J. "Design and analysis of a magnetic actuated capsule camera robot for single incision laparoscopic surgery," in *Proc. IEEE/RSJ International Conference*, 2015, pp. 229-234. <https://doi.org/10.1109/IROS.2015.7353379>
- [12] Bajo A, Goldman R, Wang L. "Integration and preliminary evaluation of an insertable robotic effectors platform for single port access surgery," in *Proc. IEEE International Conference*, 2012, pp. 3381-2287. <https://doi.org/10.1109/ICRA.2012.6224986>
- [13] Luo R, Wang J, Tsai J, Lee K. "Robotic Flexible Laparoscope with position retrieving system for assistive minimally invasive surgery," *IEEE/RSJ International Conference*, 2015, pp. 2014-2029. <https://doi.org/10.1109/IROS.2015.7353645>
- [14] Hurteau R, DeSantis S, Begin E. "Laparoscopic surgery assisted by a robotic cameraman: concept and experimental results," in *Proc. IEEE International Conference Robotics and Automation*, 1994, pp. 2286-2289. <https://doi.org/10.1109/ROBOT.1994.350945>
- [15] Yoshida M, Furukawa T, Morikawa Y, Kitagawa Y. "The developments and achievements of endoscopic surgery, robotic surgery and function-preserving surgery," *Japanese Journal of clinical oncology*, vol. 40, no. 9, pp. 863-869, 2010. <https://doi.org/10.1093/jjco/hyq138>
- [16] García O, Olvera H, Beltrán J. "Telemedicina y cirugía robótica en ginecología," *Ginecol Obstet Mex*, vol. 76, no. 3, pp. 161-166, 2008. <https://www.medigraphic.com/cgi-bin/new/resumen.cgi?IDARTICULO=19397>
- [17] Cavusoglu M. "Intelligent control algorithms for robotic- assisted beating heart surgery," *Robotics*, vol. 23, no. 3, pp. 468-480, 2007. <https://doi.org/10.1109/TRO.2007.895077>
- [18] Feng Y, Fuentes D. "Model-based planning and real-time predictive control for laser-induced thermal therapy," *International Journal of Hyperthermia*, vol. 27, no. 8, pp.751- 761, 2011. <https://doi.org/10.3109/02656736.2011.611962>
- [19] Ardavan M, Schmitt K. "A preliminary assessment of EMI control policies in hospitals," in *Proc. Antenna Technology and Applied Electromagnetics*, 2010, pp.1-6. <https://doi.org/10.1109/ANTEM.2010.5552553>
- [20] Tan K, Hinberg I. "Radiofrequency susceptibility tests on medical equipment," in *Proc. 16th Annual International Conference of the IEEE*, 1994, pp. 998-999. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.1994.415252>
- [21] Van Der Togt R, Van Lieshout EJ, Hensbroek R, Beinat E, Binnekade JM, Bakker PJM. "Electromagnetic interference from radio frequency identification inducing potentially hazardous incidents in critical care medical equipment," *Jama*, vol. 299 no. 24, pp. 2884- 2890, 2008. <https://doi.org/10.1001/jama.299.24.2884>
- [22] Chang M, Cheng C, Huang H. "Wireless multi-channel near-infrared spectroscopy for monitoring middle cerebral artery occlusion," *IEEE/SICE International Symposium System Integration*, 2011, pp. 1072-1077. <https://doi.org/10.1109/SII.2011.6147598>
- [23] Cavusoglu M, Rotella J, Newman W. "Control algorithms for active relative motion cancelling for robotic assisted off-pump coronary artery bypass graft surgery," in *Proc. 12th International Conference*, 2005, pp. 431-436. <https://doi.org/10.1109/ICAR.2005.1507446>
- [24] Ting K, Ee G, Ng C, Noordin N. "The performance evaluation of IEEE 802.11 against IEEE 802.15. 4 with low transmission power," in *Proc. 17th Asia-Pacific Conference Communication*, 2011, pp. 850-855. <https://doi.org/10.1109/APCC.2011.6152927>
- [25] Chen CH, Chang H, Liu TP, Huang CH. "Application of wireless electrical non- fiberoptic endoscope: Potential





benefit and limitation in endoscopic surgery,” *International Journal of Surgery*, vol. 19, pp. 6-10, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.ijssu.2015.05.003>

[26] Periyasamy M, Dhanasekaran R. “Electromagnetic interference on critical medical equipments by RFID system,” in *Proc. Communications and Signal Processing (ICCSP)*, 2013, pp. 668-672. <https://doi.org/10.1109/iccsp.2013.6577139>

[27] Agrawal OP. “Formulation of Euler–Lagrange

equations for fractional variational problems” *Journal of Mathematical Analysis and Applications*, vol. 272, no. 1, pp. 368-379, 2002. [https://doi.org/10.1016/S0022-247X\(02\)00180-4](https://doi.org/10.1016/S0022-247X(02)00180-4)

[28] Carlos J. “Adquisición de datos con Arduino I: Tiempo de muestreo y Resolución”: <https://booleanbite.com/web/adquisicion-de-datos-con-arduino-i-tiempo-de-muestreo-y-resolucion/> 2015 [Mar. 18, 2015].



Este texto está protegido por una licencia [Creative Commons 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

*Usted es libre para Compartir —copiar y redistribuir el material en cualquier medio o formato — y Adaptar el documento — remezclar, transformar y crear a partir del material— para cualquier propósito, incluso para fines comerciales, siempre que cumpla la condición de:*

*Atribución: Usted debe dar crédito a la obra original de manera adecuada, proporcionar un enlace a la licencia, e indicar si se han realizado cambios. Puede hacerlo en cualquier forma razonable, pero no de forma tal que sugiera que tiene el apoyo del licenciante o lo recibe por el uso que hace de la obra.*

[Resumen de licencia - Texto completo de la licencia](#)



# Sensor Electroquímico Basado en Nanoflores de TiO<sub>2</sub> para la Determinación de Nitrobenceno

## *Electrochemical Sensor Based on TiO<sub>2</sub> Nanoflowers for the Determination of Nitrobenzene*

Ruiz-Ramírez Mirza Mariela, Hinostroza-Mojarro Juan José, Silva-Carrillo Carolina ,  
Trujillo-Navarrete Balter , Félix-Navarro Rosa María , Reynoso-Soto Edgar Alonso 

Centro de Graduados e Investigación en Química, Instituto Tecnológico de Tijuana, Blvd. Alberto Limón Padilla s/n, Mesa de Otay, Tijuana, Baja California CP 22510, México.

**Autor de correspondencia:** Balter Trujillo Navarrete, Centro de Graduados e Investigación en Química, Instituto Tecnológico de Tijuana, Blvd. Alberto Limón Padilla s/n, Mesa de Otay, Tijuana, B. C. CP 22510, México. E mail: [balter.trujillo@tectijuana.mx](mailto:balter.trujillo@tectijuana.mx). ORCID: 0000-0002-0196-1001

**Recibido:** 30 de Junio del 2017    **Aceptado:** 12 de Diciembre del 2017    **Publicado:** 27 de Septiembre del 2018

**Resumen.** - El Nitrobenceno (NB) es un compuesto orgánico volátil (COV) que se produce en grandes cantidades para uso industrial, es altamente tóxico y a exposición repetida puede causar daños severos a la salud humana. Los métodos tradicionales para la determinación del NB alcanzan concentraciones en partes por millón, pero este contaminante en agua está por debajo de estas concentraciones. Debido a esto es importante desarrollar nuevos sensores para la determinación de NB en agua. En este trabajo, un sensor electroquímico fue desarrollado para la determinación de NB con nanovarillas de TiO<sub>2</sub> mono cristalinas en fase rutilo. Los parámetros de síntesis fueron modificados para obtener las morfologías deseadas y se caracterizaron por espectroscopia Raman, SEM, EDS y técnicas electroquímicas. La cuantificación de NB se realizó por voltamperometría cíclica (VC). La sensibilidad y el intervalo de detección de las sondas incrementaron con el aumento de la apertura de las nanoflores de TiO<sub>2</sub>, alcanzando concentraciones debajo de partes por billón. Como conclusión de este trabajo es que las propiedades electroquímicas de detección de NB por nanoflores de TiO<sub>2</sub> están directamente relacionadas con las condiciones de síntesis que se usaron. Los hallazgos de este estudio tienen una serie de implicaciones valiosas para estudios futuros de monitoreos de COV.

**Palabras clave:** TiO<sub>2</sub>; Nanoflores; Sensor; Electroquímico; Nitrobenceno.

**Abstract.** - Nitrobenzene (NB) is a volatile organic compound (VOCs) produced in large quantities for industrial use, is highly toxic and repeated exposure can cause severe damage to human health. The traditional methods for the determination of NB reach concentrations of parts per million, but this pollutant in water is below these concentrations. Due to this it is important the development of new sensors for the determination of NB in water. In this work an electrochemical sensor was developed for the determination of NB with single crystal rutile TiO<sub>2</sub> nanorods. Synthesis parameters were modified to obtain desired morphologies and were characterized by Raman spectroscopy, SEM, EDS and electrochemical techniques. Quantification of NB was performed by cyclic voltammetry (VC). The sensitivity and detection interval of the probes increase with increasing the opening of the TiO<sub>2</sub> nanoflowers, reaching concentrations below the parts per billion. As conclusion of this work is that the electrochemical properties in the detection of NB by TiO<sub>2</sub> nanoflowers are directly related to the conditions of synthesis used. The findings of this study have a number of valuable implications for future studies of VOC monitoring.

**Keywords:** TiO<sub>2</sub>, Nanoflower; Sensor; Electrochemical; Nitrobenzene.



## 1. Introducción

Nitrobenceno (NB) es un compuesto orgánico aromático volátil, ampliamente utilizado en la producción de anilina y en la manufactura de medicinas y pinturas. El cual es un compuesto tóxico, fácilmente absorbido a través de la piel o por inhalación, donde su exposición periódica puede causar daños severos a la salud humana [1]. La Agencia de Protección Ambiental de Estados Unidos de América (EPA USA) establece que las aguas residuales (AR) con NB son declaradas como residuos peligrosos, si la concentración es mayor a 2 ppm [2]. Es por esto la importancia de realizar el monitoreo descargas AR.

Una solución es la utilización de un sensor. Los sensores electroquímicos son una opción viable en la detección de COV, ya que pueden trabajar en soluciones concentradas o diluidas y detectar analitos en diferentes estados (sólido, líquido o gaseoso) [3]. El óxido de titanio ( $\text{TiO}_2$ ) es uno de los soportes más versátiles e ideales debido a su estabilidad química, durabilidad, resistencia a la corrosión y rentabilidad [4].

En el presente trabajo investigación, nanovarillas prismáticas alongadas de  $\text{TiO}_2$  fase rutilo fueron sintetizadas por el método hidrotérmico. Los parámetros de síntesis fueron modificados para obtener diferentes morfologías de nanoflores altamente abiertas o cerradas. Las cuales fueron caracterizados por espectroscopia Raman, SEM y EDS. Los materiales sintetizados fueron evaluados como un sensor electroquímico para la determinación de NB.

## 2. Metodología

### 2.1 Síntesis de nanomateriales

Todos los productos químicos se usaron tal como se recibieron sin purificación adicional y se compraron a Sigma-Aldrich: isopropóxido de titanio (IV) ( $\text{Ti}[\text{OCH}(\text{CH}_3)_2]_4$ , 99.9%) conocido como TIP, ácido clorhídrico (HCl, 37%) y óxido de titanio (IV) fase rutilo ( $\text{TiO}_2$ , 99.9%) como material de referencia. Los soportes de vidrio recubierto con película de conductor transparente de óxido de estaño ( $\text{SnO}_2$ ) dopado con flúor (FTO) fueron comprados a

Solaronix®. Todas las disoluciones se prepararon usando agua MilliQ® (18 M $\Omega$ , Millipore).

La síntesis de los materiales de  $\text{TiO}_2$  se llevó a cabo por el método hidrotérmico. Se varió la proporción agua/HCl (v/v) para obtener mediciones de pH negativo, i.e., condiciones súper ácidas. A la solución se agregó TIP a temperatura ambiente con agitación magnética constante durante 30 minutos. La mezcla se transfirió a un vial de teflón colocado dentro de una autoclave de acero inoxidable a 150°C durante 3 h. Previamente, se colocó un vidrio FTO (5x5 cm). El material obtenido fue lavado para eliminar los residuos de Cl. Los materiales fueron etiquetados como  $\text{TiO}_2$ -1.0,  $\text{TiO}_2$ -0.75,  $\text{TiO}_2$ -0.50 y  $\text{TiO}_2$ -0.25 acorde a la razón de HCl, respectivamente.

### 2.2 Caracterización fisicoquímica

La estructura e identificación de la fase cristalina fue analizada por espectroscopia Raman (Thermo Scientific, SMART DXR) con una longitud de onda de excitación de láser de diodo de 780 nm. Los espectros fueron colectados desde 50 a 1000  $\text{cm}^{-1}$  y normalizado utilizando el pico mayor. La morfología de los materiales de  $\text{TiO}_2$  fue estudiada por SEM (Tescan, Vega) modo alta resolución, operando a 15 kV. La composición química elemental fue determinada por espectroscopia de energía dispersiva (EDS) utilizando un detector de silicio Quantax (Bruker, Nano GmbH).

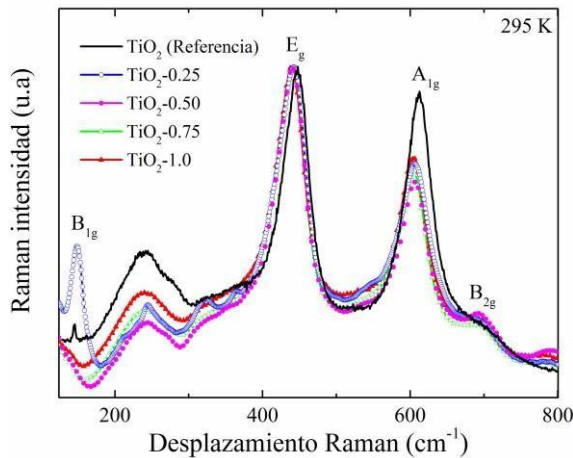
### 2.3 Caracterización electroquímica

Las mediciones electroquímicas se realizaron en un potenciostato/galvanostato (Epsilon, EC). La celda consta de tres electrodos: un electrodo de carbón vítreo como electrodo de trabajo con un área geométrica de 0.33  $\text{cm}^2$ , un electrodo de referencia de Ag/AgCl y un espiral de Pt como contra- electrodo. El área fue modificada utilizando 120  $\mu\text{L}$  de una tinta catalítica del polvo de  $\text{TiO}_2$  en Nafion®/etanol/agua (0.02:1:1 v/v/v). Los experimentos se realizaron en una solución acuosa de  $\text{Na}_2\text{SO}_4$  a 0.1 M. desaireada.

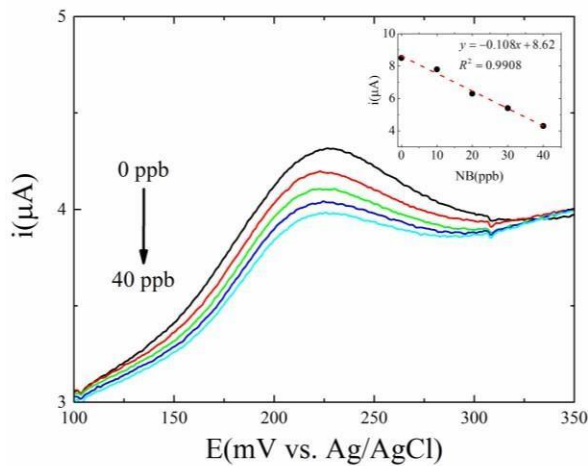
## 3. Resultados

Los modos activos de  $\text{TiO}_2$  fase rutilo son  $A_{1g} + B_{1g} + B_{2g} + E_g$ . La Figura 1 muestra espectros por espectroscopia Raman de los polvos sintetizados. Los cuales están en línea con el material de referencia. Donde se observa un abatimiento de los modos  $A_{1g}$  y  $B_{1g}$ , esto puede ser atribuido a la morfología del nanocristal.

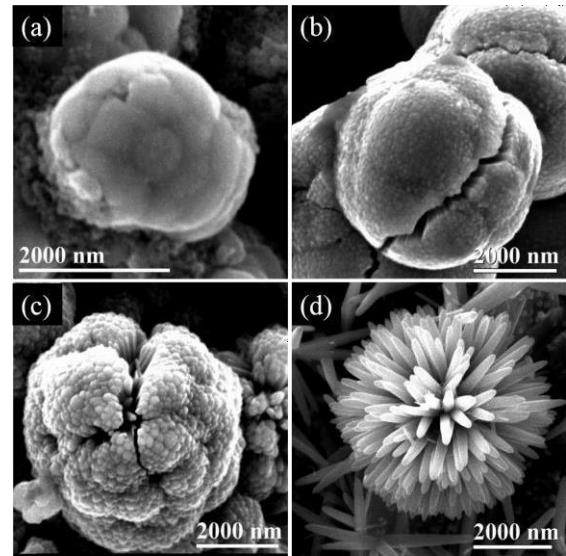
La Figura 2 exhibe las micrografías SEM de los materiales sintetizados. Se puede observar claramente los diferentes grados de empaquetamiento de las nanoflores que van desde altamente cerradas a totalmente abiertas. Así mismo, el diámetro de las nanoflores incrementó desde 3 hasta 9  $\mu\text{m}$  aumentando el área de superficie expuesta de los planos (110) y (111) de la nanovarilla [5].



**Figura 1.** Espectro Raman con los modos vibracionales característicos de  $\text{TiO}_2$  fase rutilo.



**Figura 3.** VC de nanovarillas de  $\text{TiO}_2$ -1.0 en presencia de diferentes concentraciones de NB a  $260 \text{ mVs}^{-1}$  en  $\text{Na}_2\text{SO}_4$ .



**Figura 2.** Micrografías SEM de nanovarillas de  $\text{TiO}_2$  fase rutilo. (a)  $\text{TiO}_2$ -0.25, (b)  $\text{TiO}_2$ -0.50, (c)  $\text{TiO}_2$ -0.75 y (d)  $\text{TiO}_2$ -1.0.

En la Tabla 1 se puede observar que la sensibilidad de las sondas incrementó con el aumento de la apertura de las nanoflores de  $\text{TiO}_2$ , alcanzando concentraciones debajo de partes por billón. El  $R^2$  fue mayor a 0.98 para todos En la figura 3 se muestra la magnificación de la VC de  $\text{TiO}_2$ -1.0, y se observa un decremento en la corriente al incrementar la concentración de NB. El inserto de la Figura 3 muestra la curva de calibración de este nanomaterial como sensor de NB.

**Tabla 1.** Valores de sensibilidad de los materiales.

Material	Intervalo de detección (ppb)	Sensibilidad ( $\mu\text{A/ppb}$ )
$\text{TiO}_2$ -0.25	30-60	0.0174
$\text{TiO}_2$ -0.50	10-100	0.0112
$\text{TiO}_2$ -0.75	10-40	0.0240
$\text{TiO}_2$ -1.0	0-40	0.1080





#### 4. Conclusiones

Este estudio presenta una investigación detallada de la detección de nitrobenzeno por nanovarillas prismáticas alongadas de TiO<sub>2</sub> fase rutilo. El arreglo de nanoflores con el menor grado de empaquetamiento presenta la mayor sensibilidad. Esto puede ser atribuido a la exposición mayor del plano (110) que interactúa con el nitrobenzeno generando una mayor señal eléctrica. Los hallazgos de este estudio tienen una serie de implicaciones importantes para estudios futuros de monitoreo de COV's.

#### Referencia

- [1] Pérez S. y col. "Photochemical degradation of nitrobenzene by S<sub>2</sub>O<sub>8</sub><sup>2-</sup> ions and UV radiation" *Rev. Int. Contam. Ambient.* Vol. 32, 2, pp. 227-236, 2016..  
<https://doi.org/10.20937/RICA.2016.32.02.08>
- [2] EPA, *Nitroorganic and Nitroamines by High Performance Liquid Chromatography (HPLC), 8300 Method*, USA, 1994.  
<https://www.epa.gov/sites/production/files/2015-12/documents/8330a.pdf>
- [3] Lara A. y col. "Critical comparison of automated purge and trap and solid-phase microextraction for routine determination of volatile organic compounds in drinking waters by GC-MS", *Talanta*. ELSEVIER, Vol. 74, 5, pp. 1455-1462, 2008.  
<https://doi.org/10.1016/j.talanta.2007.09.036>
- [4] Sedghi R. y col. "Synthesis, characterization and application of poly (acrylamide-co-methylbisacrylamide nanocomposite as a colorimetric chemosensor for visual detection of trace levels of Hg and Pb ions", *J. Hazard. Mater.* ELSEVIER, 285, pp. 109-116, 2015.  
<https://doi.org/10.1016/j.jhazmat.2014.11.049>
- [5] Liu Gang y col. "Titanium Dioxide Crystals with Tailored Facets", *Chemical Reviews. ACS Publications*, vol. 114, 19, 9559-9612, 2014  
<https://doi.org/10.1021/cr400621z>



Este texto está protegido por una licencia [Creative Commons 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

*Usted es libre para Compartir —copiar y redistribuir el material en cualquier medio o formato— y Adaptar el documento —remezclar, transformar y crear a partir del material— para cualquier propósito, incluso para fines comerciales, siempre que cumpla la condición de:*

*Atribución: Usted debe dar crédito a la obra original de manera adecuada, proporcionar un enlace a la licencia, e indicar si se han realizado cambios. Puede hacerlo en cualquier forma razonable, pero no de forma tal que sugiera que tiene el apoyo del licenciante o lo recibe por el uso que hace de la obra.*

[Resumen de licencia](#) - [Texto completo de la licencia](#)



# La manufactura aditiva y los materiales compuestos en el diseño de prótesis transtibiales de uso deportivo

## *Additive manufacturing and materials compounds in the design of transtibial prostheses for sports use*

Rosel Solís Manuel Javier <sup>1,2</sup>, Molina Salazar Javier <sup>1</sup>, Paz González Juan Antonio <sup>2</sup>, Ruiz Ochoa Juan Antonio <sup>2</sup>

<sup>1</sup>Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, Ciudad Juárez, Chihuahua, México.

<sup>2</sup>Facultad de Ciencias de la Ingeniería y Tecnología, Universidad Autónoma de Baja California, Tijuana, Baja California, México.

**Autor de correspondencia:** Manuel Javier Rosel Solís, Facultad de Ciencias de la Ingeniería y Tecnología, Universidad Autónoma de Baja California, Tijuana, Baja California, México. E-mail: [mrosel@uabc.edu.mx](mailto:mrosel@uabc.edu.mx). ORCID: 0000-0002-3800-7094.

**Recibido:** 1 de Julio del 2017

**Aceptado:** 3 de Febrero del 2018

**Publicado:** 26 de Septiembre del 2018

**Resumen.** - *En el presente trabajo se revisa el estado del arte que guarda la manufactura aditiva en cuanto a sus avances en la mejora de sus materiales, específicamente, a través de la incorporación de materiales compuestos, como la fibra de carbono. Además, se hace una revisión de los procesos convencionales de manufactura de materiales compuestos y se analiza el grado de aplicación de la manufactura aditiva y los materiales compuestos en la manufactura de prótesis transtibiales protéticas y de uso deportivo, con el objetivo de identificar oportunidades de mejora.*

**Palabras clave:** Modelado por deposición fundida; Materiales compuestos; Manufactura; Prótesis.

**Abstract.** - *In the present work, the state of the art that preserves the additive manufacturing is reviewed in terms of the advances in the improvement of its materials, specifically, through the incorporation of composite materials, such as carbon fiber. In addition, a review of the conventional processes of the manufacture of composites and analyzes the degree of the application of the manufacture and the composite materials in the manufacture of the transtibial prosthesis for sport use, with the objective of identifying improvement opportunities.*

**Keywords:** Fused modeling deposition; Composite materials; Manufacturing; Prostheses.



## 1. Introducción

La manufactura aditiva es un proceso que presenta grandes ventajas para la fabricación de productos personalizados y producción a baja escala [1], reduciendo los ciclos de diseño [2]. La aplicación de este proceso está dirigida a diversas áreas, teniéndose especial énfasis en el área médica, por ejemplo, en la manufactura de prótesis y órtesis humanas [3] que requieren de un alto grado de personalización para la adecuada adaptación al paciente por lo que la manufactura aditiva representa una buena alternativa [4]. Sin embargo, los materiales utilizados para la impresión tridimensional presentan propiedades mecánicas que limitan su uso [5] por lo cual es necesario buscar la mejora de dichos materiales, a través de la combinación con otros de mayor resistencia.

Los materiales compuestos a base de fibra de carbono presentan características de mayor resistencia y menor peso, comparados con materiales metálicos, que pueden ser aplicadas a la manufactura de prótesis [6]. Para su aplicación, estos materiales deben ser analizados para conocer sus características y así poder identificar las posibilidades de mejora, así como la posibilidad de ser usados en los nuevos procesos como la manufactura aditiva.

## 2. Metodología

Esta investigación se enfocó en la búsqueda de información sobre tres principales tópicos: la manufactura aditiva, los materiales compuestos y la manufactura de prótesis, con el objetivo principal de encontrar literatura que relacionara estos tópicos con el fin de identificar oportunidades de mejora en el proceso de fabricación de una prótesis transtibial de uso deportivo.

Para la búsqueda de información se consultaron las bases de datos de Elsevier, Springer, Scopus y Emerald y se utilizaron las siguientes palabras

clave: Manufactura aditiva, materiales compuestos, prótesis, procesos, abs, y modelado por deposición fundida.

## 3. Manufactura Aditiva

La manufactura aditiva es un proceso que utiliza información de modelos tridimensionales para construir objetos capa por capa a diferencia de los procesos de maquinado convencional [7]. Con base en el análisis del impacto social [8], económico [9] y ambiental [10] que en los últimos años se ha realizado, este proceso se considera un desarrollo tecnológico trascendente impulsado por la disminución de costos de los equipos de impresión, que la hace accesible para usos industriales y domésticos [11].

Son varias las técnicas de fabricación de prototipos rápidos a base de polímeros y resinas de las cuales se pueden obtener piezas funcionales para su uso en la revisión y verificación de diseños. En la Figura 1 se muestran algunas que incluyen: la estereolitografía o SLA, por sus siglas en inglés, que utiliza un polímero fotosensible [12]; la manufactura de objetos por laminado (LOM) colocando y formando láminas de plástico [13]; la fusión en polvo sinterización selectiva por láser (SLS) que usa en su proceso de polímeros en polvo que son fundidos con láser [14]; la deposición de aglutinante (BJ) en la cual se inyecta a las capas de plástico en polvo un líquido que lo endurece [15]. Otro proceso es por chorro de material (MJ) en el que a través de una boquilla extrusora se depositan partículas de material líquido que se solidifican al tener contacto con las capas antes depositadas [16]; la deposición directa de energía (DED) es otro proceso en el que se dirige una luz de láser directamente a una pequeña región en un sustrato de polvo metálico para fundirlo [17], y por último el modelado por deposición de plástico fundido (FDM) [18]. Este último método, mostrado en Figura 2, es de los más utilizados ya que tiene



como ventajas bajo costo, desperdicio y cambio rápido de materiales y fácil manejo [19].

El modelado por deposición de plástico fundido (FDM) requiere de un cabezal con una o dos boquillas extrusoras que funden filamento plástico y lo depositan sobre una base de plástico, formando capas de material. Para asegurar la adherencia y rápida solidificación de cada capa de material con la capa anterior, la cabeza

extrusora calienta el material 0.5°C por encima de su punto de fusión. A esta temperatura, el plástico se solidifica en solo 0.1 s y queda adherido a la capa anterior. Los equipos más recientes combinan dos tipos de materiales, uno para la construcción del modelo y otro para el soporte del modelo. Este material de soporte es frágil y quebradizo, permitiendo que sea retirado al terminar la fabricación [20].

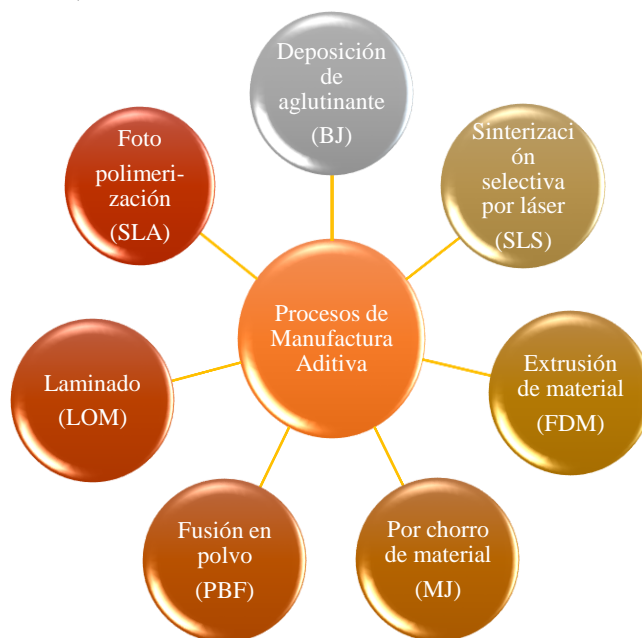


Figura 1. Clasificación de procesos de manufactura aditiva según la norma ISO/ASTM 529000:2015 [8].

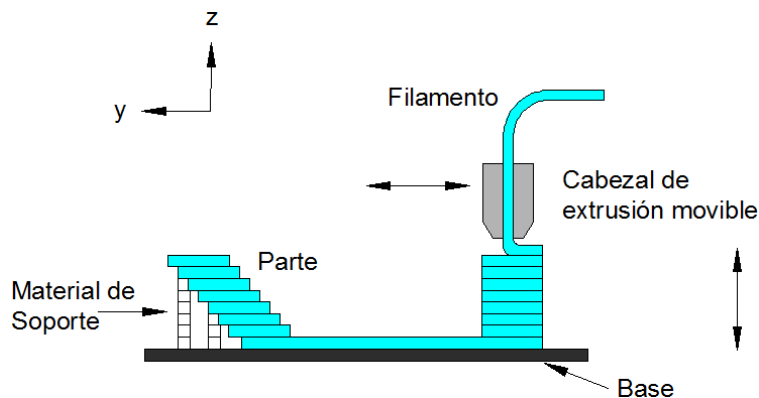


Figura 2. Modelado por deposición de plástico fundido (FDM) [20].

#### a) Ejemplos de aplicación





Se han estudiado oportunidades de aplicación en diferentes áreas, por ejemplo, en el campo de la industria de la construcción, se pretende su utilización para la fabricación de componentes de estructuras de gran escala [21]. Thompson (2016) menciona aplicaciones de manufactura aditiva en la fabricación de implantes médicos, órtesis, prótesis humanas. Se ha repostado también su uso potencial en el campo de la biotecnología y ciencias químicas [22] para la construcción de tejidos y huesos humanos utilizando materiales biocompatibles [23]. En el diseño de moldes es posible obtener en menor tiempo los modelos utilizados para la fabricación de las cavidades de los moldes para fundición [24]. En la industria manufacturera se ha aplicado en la fabricación de herramientas y producción de bajo volumen, en menor tiempo y bajo costo [25]. En la industria aeroespacial, ha ayudado al estudio de la aerodinámica a través de la construcción de modelos a escala para su análisis y mejora en túnel de viento, acortado los ciclos de diseño de nuevas aeronaves [26].

#### b) Ventajas

Una de las ventajas de la manufactura aditiva en la de construir partes en diferentes colores y grados de acabado superficial. Además, la fabricación de prototipos rápidos no requiere herramientas especiales y es flexible en la construcción de partes con geometrías complejas [24] aunque se necesita exactitud para obtener las dimensiones de un objeto para digitalizarlo en un programa de diseño asistido por computadora [27].

#### c) Limitaciones

El potencial que posee la manufactura aditiva es amplio, sin embargo, es necesario considerar sus limitaciones, tales como las posibles desviaciones que se pueden presentar al discretizar un modelo tridimensional, para seccionarlo en capas que posteriormente servirán

de base para la deposición del material. La dirección de orientación del modelo también puede afectar el resultado final [1]. Otra limitación actual, es el costo de los materiales que ofrecen los proveedores que fabrican los equipos de manufactura aditiva, lo cual hace menos atractivo el uso de este proceso; para ello se han desarrollado formas para la obtención de materias primas que sean más económicas, tal es el caso de la obtención de filamento plástico a base de acrílico nitrilo butadieno estireno (ABS) [28] obtenido por extrusión para utilizarlo en el proceso de modelado por deposición fundida [29].

#### i. Exactitud

La exactitud de un modelo tridimensional depende de la información digital usada para construirlo; sin embargo, se han estudiado otros factores que afectan su exactitud dimensional y geométrica durante el proceso de construcción [30]. De manera general, la exactitud depende del principio de fabricación utilizado en el equipo de impresión tridimensional, materiales utilizados, parámetros de trabajo, velocidades de operación y tamaño de capas depositadas [19, 31].

Para mejorar los procesos de manufactura aditiva se optimizó la generación de trayectorias de trabajo mejorando la calidad y los tiempos de fabricación [32] y se han establecido parámetros de trabajo para mejorar la exactitud [33]. En otros estudios también se logra mejorar la exactitud del modelo, a través de analizar la orientación y dirección de construcción que están relacionadas al consumo de materiales [35]. La orientación y dirección de construcción afectan también al acabado superficial y a la textura, que pueden verse reflejados en la rugosidad de un modelo y su apariencia externa [36].

#### ii. Propiedades mecánicas de los materiales para manufactura aditiva



Para identificar otros usos de la manufactura aditiva se han estudiado materiales comerciales, clasificándolos según el principio defuncionamiento de la impresora tridimensional, para identificar sus limitaciones mecánicas [37], lográndose determinar los criterios para su utilización [38]. En pruebas de tensión realizadas al material se encontró que la dirección de construcción y el espacio entre cordones afectan su resistencia demostrándose que el material es anisotrópico [5, 39], y que la resistencia a la tensión es proporcional a la masa del modelo construido [40]. Esta condición también se comprobó en pruebas de fatiga a muestras de material construidas en nueve direcciones y fueron probadas en un aparato de ensayo de tracción [41]. Dado que en el proceso de manufactura aditiva los materiales plásticos son llevados a su punto de fusión, es importante ajustar la escala del modelo ya que se contraen y deforman al solidificarse. Este ajuste de escala se puede realizar con la aplicación de un modelo matemático que compensa el efecto del encogimiento [42].

El conocimiento generado sobre los materiales en la manufactura aditiva, ha servido para ampliar su aplicación en nuevos usos [43]. En este sentido, se ha trabajado en reforzar los materiales en distintas maneras [44]. Por ejemplo, se han probado mezclas de polímero con fibras de carbono, para utilizarlas como materia prima en el proceso de modelado por deposición de material fundido [45]. También se ha tratado de obtener un modelo reforzado a partir de la coextrusión o impregnación de material plástico y fibras continuas de carbono, obteniendo materiales con propiedades mejoradas [46, 47]. Se encontró que la adición de fibras de carbono al material para deposición además de afectar las propiedades mecánicas, también tiene influencia en otras características como sus propiedades eléctricas y térmicas mejorando su conductividad eléctrica y su capacidad aislante [48, 49]. Dado

lo anterior se han reportado investigaciones enfocadas a lograr una mejora en las propiedades de los materiales modificando las trayectorias de trabajo de los equipos de impresión tridimensional para minimizar su anisotropía [32, 34], además de expandir sus aplicaciones en el campo de la biotecnología, buscando el desarrollo de biomateriales que pudieran sustituir partes internas del cuerpo humano [50–53] y la biocompatibilidad de estos materiales con tejidos orgánicos, dado que los materiales actuales utilizados en Manufactura Aditiva, como los plásticos, son porosos y absorben fluidos internos, lo que provoca riesgo de infecciones. Otras investigaciones se han dirigido a la incorporación de materiales orgánicos, como las células madre, para la impresión tridimensional de huesos humanos [54]. Sin embargo, para aplicaciones de alto impacto como en el caso de las prótesis deportivas, se identifica como principal alternativa a la combinación de los plásticos usados en la manufactura aditiva con los materiales compuestos.

#### 4. Materiales Compuestos

Los materiales compuestos han cobrado gran importancia en la industria aeronáutica, aeroespacial, automotriz y en la fabricación de generadores eólicos, en general, en la fabricación de objetos que poseen muy bajo peso, con una alta resistencia [55]. Esto se debe a que los materiales compuestos, comparados con el acero son cinco veces más fuertes, dos veces más rígidos y pueden llegar a ser cuatro veces más livianos [56].

Un material compuesto consiste de dos o más materiales (proporciones razonables >5%) que trabajan juntos y cada uno contribuye estructuralmente a un nivel macroscópico con sus propiedades. Esto resulta en una combinación y el material resultante tiene propiedades superiores a la de los constituyentes (Figura 3).

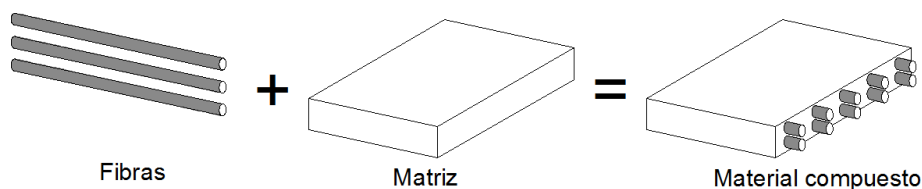


Figura 3. Componentes de un material compuesto [6].

Existen diferentes métodos para trabajar con materiales compuestos y pueden clasificarse en

dos grupos, métodos de molde cerrado y molde abierto.

Tabla 1. Métodos de procesamiento de materiales compuestos.

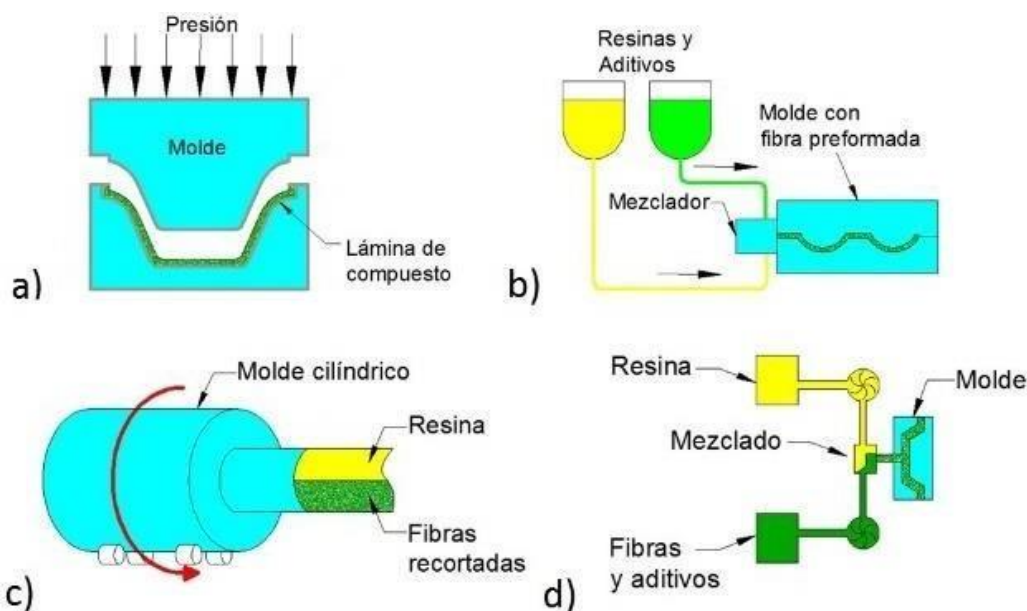
Molde Cerrado	Molde Abierto
Por laminado de componentes	Por colocación manual
Por transferencia de resina	Devanado de filamentos
Moldeo centrífugo	A presión con autoclave
Moldeo por inyección	Por infusión de resina
Moldeo por pultrusión	
Proceso por molde perdido	

Entre los métodos de molde cerrado, se encuentran el moldeo por laminado de componentes, el moldeo por transferencia de resina, moldeo centrífugo, moldeo por inyección, moldeo por pultrusión, y moldeo por molde perdido. Los métodos por molde abierto son el moldeo a mano, devanado de filamentos, con autoclave y por infusión de resina (Tabla 1).

#### 4.1.. Procesos a molde cerrado

El proceso por laminado de componentes consiste en la fabricación de láminas obtenidas por la combinación de fibras de vidrio o carbono y resinas y aditivos, que pasan por un sistema de rodillos y de impregnación, que posteriormente se trabaja por moldeo por compresión (Figura 4a). Uno de sus usos principales es la fabricación de partes de carrocería de vehículos para la industria automotriz [57–59]. En el moldeo por

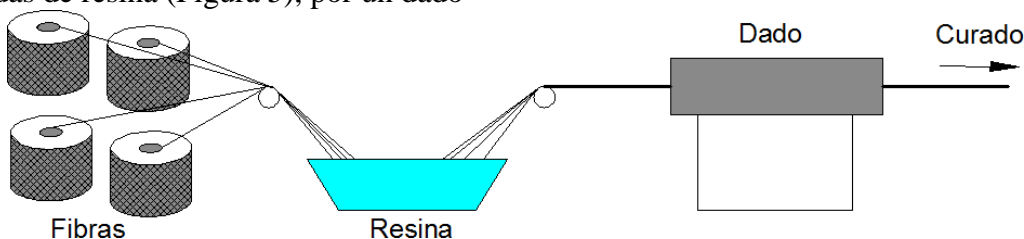
transferencia de resina, se introduce al molde una preforma hecha de fibras, al cerrarse el molde, la resina y los aditivos son inyectados a presión al interior del molde para iniciar su proceso de curado (Figura 4b). Este proceso presenta la ventaja del tener un direccionamiento controlado de las fibras lo cual resulta en partes y componentes de mayor resistencia para aplicaciones automotrices, marcos de bicicletas, cascos, entre otras [60, 61]. En el moldeo centrífugo, un molde cilíndrico se mantiene en constante rotación en posición horizontal. Se introduce la mezcla de fibras, resinas y aditivos los cuales se van distribuyendo de manera homogénea sobre las paredes del molde con el movimiento rotatorio, hasta que el material termina su proceso de curado (Figura 4c). Los usos de esta técnica de moldeo son la fabricación de tuberías o ductos y de recipientes y contenedores [62, 63]. En el proceso de moldeo por inyección de materiales compuestos, se utiliza la misma tecnología que en el moldeo de polímeros, solo difiere en que además de inyectarse el polímero termoplástico o termoestable, se inyecta el polímero mezclado con fibras de vidrio, de carbono o aramida, según sea el caso (Figura 4d). A diferencia del moldeo por transferencia de resina, no puede controlarse el posicionamiento de las fibras además de que, debido al movimiento del tornillo de la unidad inyectora, la longitud de las fibras es muy limitada [64, 65].



**Figura 4.** Procesos a molde cerrado: a) Moldeo por laminado de componentes, b) Moldeo por transferencia de resina, c) Moldeo centrífugo, d) Moldeo por Inyección, (Wacker.com, Nptel.ac.in, Owens Corning, com).

El proceso de pultrusión, es otro de los procesos a molde cerrado y se diferencia de los cuatro ya descritos por ser continuo [66]. Consiste en hacer pasar fibras de vidrio, carbono u otros materiales, preimpregnadas de resina (Figura 5), por un dado

de extrusión que les da forma y a través de la aplicación de calor, se inicia el proceso de curado de la resina, obteniéndose como producto principal perfiles estructurales de longitudes diversas [67, 68].



**Figura 5.** Proceso a molde cerrado: Moldeo por pultrusión (Tecnología de los plásticos.blogspot.mx).

En el proceso de fundición de acero con molde de cera perdida, se hace una reproducción de una pieza que se quiere fabricar utilizando cera, al vaciar el metal fundido, la cera es desplazada por el metal, ocupando la cavidad del molde, y al enfriarse, se obtiene el producto final [69, 70]. Siguiendo este principio, la compañía Stratasys, fabricante de equipos de impresión tridimensional, ha desarrollado una aplicación que ayuda a resolver las limitaciones de la fabricación de ductos y tuberías con materiales

compuestos a través de materiales de impresión tridimensional que son solubles y que sirven de molde para la fabricación de partes de material compuesto [71]. En la **Figura 6** se muestra en color blanco el núcleo soluble construido por FDM y en color negro el producto (ducto para aplicaciones automotrices) con material compuesto.

#### 4.2. Procesos a molde abierto





Dentro de los procesos de molde abierto se encuentra el moldeo por colocación manual (Figura 7), que consiste en colocar las capas de fibra sobre la cavidad de un molde de un solo lado, aplicando la resina con rodillos o brocha para impregnarla y lograr su adherencia [72]. Es un método muy flexible que presenta como principal ventaja que no necesita la aplicación de alta presión para intercalar las capas de fibras y resina; sin embargo, puede presentar problemas de mala adherencia, fibras expuestas, arrugas y burbujas de aire, cuarteaduras y grietas y mala adherencia al molde [73, 74].



Figura 6. Proceso fabricación con materiales compuestos y núcleos solubles [71].

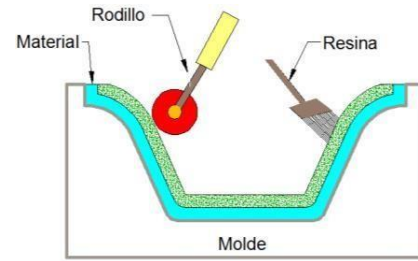


Figura 7. Proceso a molde abierto: Moldeo por colocación manual (coremt.com).

El moldeo por colocación manual es muy utilizado en la fabricación de partes para la industria aeroespacial y en la fabricación de embarcaciones.

En el devanado de filamentos [75], a) se utiliza un molde cilíndrico giratorio, conocido como mandril [76], sobre el cual van enrollándose fibras continuas a alta velocidad [77]; las fibras pasan por un baño de resina antes de ser enrolladas sobre el mandril y permitiendo controlar la cantidad de resina que deberá aplicarse. Las piezas que se desean obtener deben ser cilíndricas, sin curvaturas entrantes, y debe ser posible retirar el mandril al finalizar el proceso. Una vez terminado el devanado de las fibras, las piezas inician su proceso de curado en un horno.

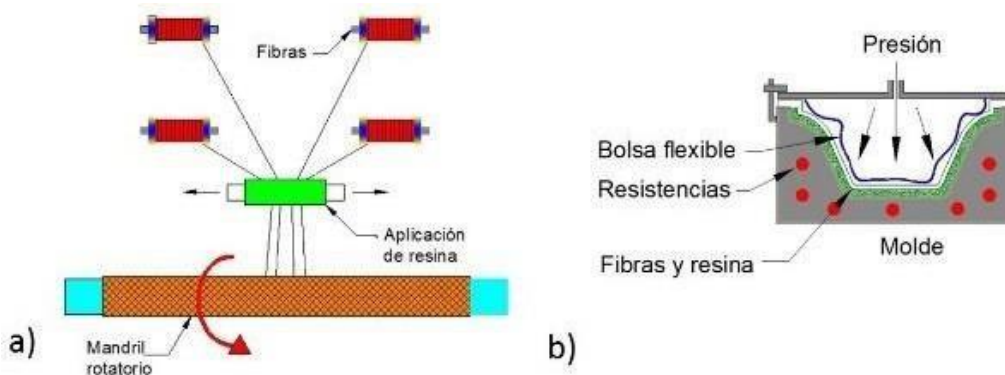


Figura 8. Proceso a molde abierto: a) Devanado de filamentos, b) A presión por autoclave (voodoohotrods.com).

A diferencia del moldeo por colocación manual, en el proceso por autoclave, b), la presión de vacío y temperatura generadas aseguran el contacto permanente de cada una de las capas de fibra, lográndose la eliminación de defectos

como los mencionados en el proceso manual [78]. Las fibras utilizadas en este proceso son pre-impregnadas de resina, son colocadas en el molde y recubiertas con una película plástica que permite aislar las partes y aplicarles presión de



vacío y temperatura para que la resina empiece a curarse [79]. Este proceso puede aplicarse en una gran familia de materiales poliméricos para la fabricación de partes en la industria automotriz y aeroespacial [80].

En el moldeo de compuestos, la infusión de resina representa otra alternativa muy similar al moldeo por autoclave. Estos dos métodos coinciden en

que se utiliza un molde abierto para dar la forma al producto a fabricar y mediante la aplicación de vacío, se logra compactar las fibras [81]. Una vez aplicado el vacío (Figura 9), la resina se introduce al molde desde un contenedor por un conducto de entrada, y va impregnando las capas de fibra hasta que sale por otro conducto de salida, conectado a una trampa para evitar que la resina llegue a la bomba de vacío [66, 82].

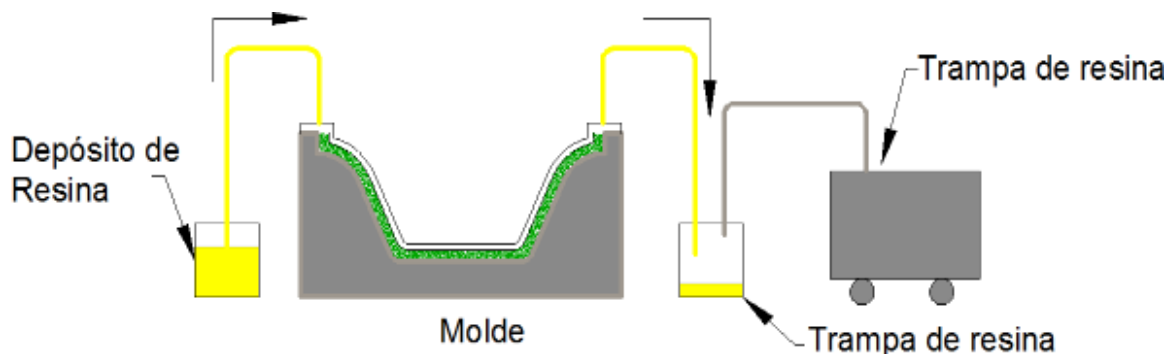


Figura 9. Proceso de infusión de resina [66].

## 5. Manufactura de prótesis

Una prótesis es un dispositivo que reemplaza o provee una parte del cuerpo que falta por diversas razones, tales como accidentes, malformaciones congénitas y enfermedades [4]. El Comité Internacional de la Cruz Roja (CICR), con sede en Ginebra Suiza, a raíz de las afectaciones provocadas por las guerras en Europa y los bajos ingresos de los países afectados, creó en 1979 el Programa de Rehabilitación Física del CICR, el cual promueve el uso de tecnología apropiada para adaptarse a las necesidades de los discapacitados.

El CICR plantea en sus directrices que esta tecnología debe ser duradera, cómoda, fácil de usar y de mantener. Además, que debe ser fácil de aprender, utilizar y reparar, que sea estándar, pero a la vez compatible con el clima de las diferentes regiones del mundo. Propone en el

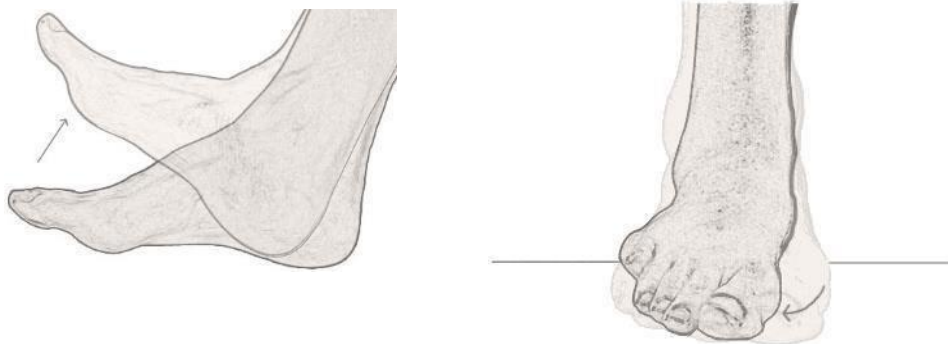
proceso de manufactura desarrollado, la incorporación de materiales ligeros y duraderos como el polipropileno (PP) y el EthylVinylAcetate (EVA), además del polieuretano, en reemplazo de materiales tradicionales como la madera y el caucho [83, 84]. Harish Mysore, menciona el caso de las prótesis para pie, desarrolladas en la India, las cuales representan una alternativa de muy bajo costo para personas amputadas en ese país y que representa una oportunidad de mejorar su calidad de vida, brindándoles una mejor movilidad. Las tecnologías utilizadas en el desarrollo de estas prótesis datan del año 1968 y aunque no incorporan tecnologías de actualidad, utilizan materiales simples como el caucho micro celular, madera de sauce, cuerdas de nylon y caucho adicional para recubrir la prótesis para añadir flexibilidad y absorción de los impactos, textura y color que la hacen ver de una manera natural (Figura 10) [85].



**Figura 10:** “The Jaipur Foot” Fuente: “The Jaipur Foot”, IEEE pulse 2016.

En el estudio realizado por Rihs y Polizzi en 2001 en pacientes amputados, encontraron que las características más importantes en el diseño de prótesis, para ofrecer un uso confortable y lograr un movimiento de caminado natural, son las siguientes [86]:

**Dorsiflexión:** Flexión dorsal es el movimiento que reduce el ángulo entre el pie y la pierna en el cual los dedos del pie se acercan a la espinilla. El movimiento opuesto se llama flexión plantar (Figura 11).



**Figura 11.** Dorsiflexión del pie (northcoastfootcare.com) (izquierda). Eversión del pie (northcoastfootcare.com) (derecha).

**Eversión:** La eversión es un movimiento producido en la articulación subastragalina. Se ocasiona cuando el calcáneo se aleja de la línea que pasa por el centro del cuerpo (parte externa del pie). La eversión máxima es aproximadamente de  $10^\circ$  (Figura 12).

Se han desarrollado prótesis inteligentes, que incluyen sensores y dispositivos electrónicos que se conectan a las terminales nerviosas del paciente amputado, para de esta manera dar movimiento al miembro artificial [87–89]. Para aplicaciones deportivas, las opciones son menos sofisticadas, sin embargo, las prótesis transtibiales de fibra de carbono mejoran considerablemente el rendimiento del atleta, y se han estudiado las geometrías y ángulos de contacto con el suelo [90] y la biomecánica del cuerpo humano al caminar [91] y correr [92, 93], para lograr el máximo retorno de energía [94, 95], que es fundamental para el buen

**Absorción de impactos:** Se refiere a la capacidad de absorber golpes y energía sin romperse.

- Retorno de energía: Capacidad de la prótesis de almacenar energía.
- Torsión del tobillo: Movimiento circular respecto al plano de la articulación del tobillo.



funcionamiento de la prótesis. El avance en el desarrollo de este tipo de prótesis ha sido considerable pudiendo mencionar el caso del corredor olímpico sudafricano Oscar Pistorius [96], quien utilizó en sus participaciones en Juegos Olímpicos prótesis de pie, en ambas extremidades inferiores (Figura 13). pasa por el centro del cuerpo (parte externa del pie). La eversión máxima es aproximadamente de  $10^\circ$  (Figura 12).



**Figura 12.** Oscar Pistorius, Atleta Olímpico que utiliza prótesis de materiales compuestos. (Popular Science, popsci.com).

El caso de este atleta ha llevado a la discusión sobre si la utilización de estas prótesis puede igualar o incluso dar ventaja a un atleta paralímpico contra los atletas que poseen sus piernas normales, hace evidente que, con el uso

de estos elementos, una persona amputada puede mejorar considerablemente su calidad de vida, ya que podría realizar de manera normal sus actividades deportivas o de recreación. No se reporta algún impacto negativo o algún peligro a la integridad física de los usuarios de éstas prótesis, causadas por el uso de la fibra de carbono y de las resinas utilizadas en su proceso de fabricación [97].

Existen patentes sobre el desarrollo de prótesis para pies, en los que se establecen diferentes métodos de fabricación, incorporando materiales metálicos y recubrimientos que mejoren la estética del pie [98– 101]. Se utilizan diferentes mecanismos para el accionamiento de la articulación del tobillo, así como formas de elementos que dan soporte al cuerpo. Se mencionan dispositivos para la sujeción del pie al resto del cuerpo [102], y hacen referencia a prótesis cosméticas para uso cotidiano.

En el mercado ya se comercializan diseños de prótesis para extremidades inferiores para uso deportivo, la empresa Óssur®, ofrece algunos de los siguientes productos Óssur® Flex-Run™, Óssur® Flex-Sprint™, y Óssur® Cheetah®, mismos que se muestran en la Figura 13.



**Figura 13.** Prótesis Óssur® Flex Run, Flex Sprint y Cheetah. Fuente: Óssur®.



Óssur®, actualmente aparece como cesionaria de la patente US 20150209160 A1, Prosthetic sport feet (Prótesis de pies deportiva), en la cual establecen como declaraciones que las prótesis tienen una forma aerodinámica en forma de ala, y “que se extiende entre una porción proximal y una porción distal generalmente horizontal y se curva de forma cóncava entre la parte proximal y la parte distal” [103]. En otra de las declaraciones se contempla el uso de espumas en su superficie, y que puede ser construida con fibras de carbono y hace referencia también a que podría ser hueca en su interior. Se contempla un sistema para el desalojo del aire del interior hueco de la prótesis y que su sección transversal pudiera tener una forma elíptica [97].

El acoplamiento o “socket”, es la parte de la prótesis que permite al usuario su correcta sujeción a su extremidad amputada (muñón). Además, el “socket” debe ser lo más cómodo posible para su uso; esto se logra obteniendo un modelo del muñón, usando materiales comunes como yeso [85] o a través de programas computacionales [104] y obtener un modelo digital del muñón, y con base en esa información, construir el “socket” con materiales compuestos o manufactura aditiva [105].

## 6. Conclusiones

La manufactura aditiva ofrece grandes ventajas en el desarrollo de nuevos productos, sin embargo, presenta características que limitan su uso en aplicaciones que exigen el cumplimiento de requerimientos de esfuerzos y otras propiedades mecánicas importantes. Por otro lado, los materiales compuestos exceden las propiedades mecánicas de los materiales metálicos como el acero. La tendencia observada en el presente trabajo es la combinación de ambas tecnologías, para aprovechar sus ventajas individuales en aplicaciones específicas, teniendo como resultado un proceso aún más eficiente.

Se considera importante realizar investigaciones que aporten nuevos y mejores métodos de trabajo para combinar la flexibilidad y rapidez que ofrece la manufactura aditiva, con la resistencia al esfuerzo, rigidez y ligereza de los materiales compuestos para la optimización de los procesos de manufactura de prótesis, contribuyendo así, a la mejora de la calidad de vida de los pacientes amputados.

Al utilizar partes de plástico fabricadas por impresión tridimensional, para combinarlas con materiales compuestos, es necesario resolver problemas de delaminación y para obtener prótesis transtibiales que cumplan con los requerimientos para este tipo de dispositivos [106].

## Referencias

- [1] M. K. Thompson, G. Moroni, T. Vaneker, G. Fadel, R. I. Campbell, I. Gibson, A. Bernard, J. Schulz, P. Graf, B. Ahuja, and F. Martina, “Design for Additive Manufacturing: Trends, opportunities, considerations, and constraints,” *CIRP Ann. - Manuf. Technol.*, vol. 65, no. 2, pp. 737–760, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.cirp.2016.05.004>.
- [2] W. Gao, Y. Zhang, D. Ramanujan, K. Ramani, Y. Chen, C. B. Williams, C. C. L. Wang, Y. C. Shin, S. Zhang, and P. D. Zavattieri, “The status, challenges, and future of additive manufacturing in engineering,” *Comput. Des.*, vol. 69, pp. 65–89, Apr. 2015. <https://doi.org/10.1016/j.cad.2015.04.001>.
- [3] C. Lunsford, G. Grindle, B. Salatin, and B. E. Dicianno, “Innovations With 3- Dimensional Printing in Physical Medicine and Rehabilitation: A Review of the Literature,” *PM&R*, vol. 8, no. 12, pp. 1201–1212, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2016.07.003>.
- [4] R. K. Chen, Y. Jin, J. Wensman, and A. Shih, “Additive manufacturing of custom orthoses and prostheses—A review,” *Addit. Manuf.*, vol. 12, Part A, pp. 77–89, Oct. 2016. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2016.04.002>.
- [5] S. Ahn, M. Montero, D. Odell, S. Roundy, and P. K. Wright, “Anisotropic material properties of fused deposition modeling ABS,” *Rapid Prototyp. J.*, vol. 8, no. 4, pp. 248–257, Oct. 2002. <https://doi.org/10.1108/13552540210441166>.
- [6] B. A. Newcomb, “Processing, structure, and properties of carbon fibers,” *Compos. Part A Appl. Sci. Manuf.*, vol. 91, Part 1, pp. 262–282, Dec. 2016. <https://doi.org/10.1016/j.compositesa.2016.10.018>.





- [7] ASTM Standard, “F2792. 2012. Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies,” West Conshohocken, PA ASTM Int. See [www.astm.org](http://www.astm.org). (doi 10.1520/F2792-12), 2015.
- [8] J. Kietzmann, L. Pitt, and P. Berthon, “Disruptions, decisions, and destinations: Enter the age of 3-D printing and additive manufacturing,” *Bus. Horiz.*, vol. 58, no. 2, pp. 209–215, Mar. 2015. <https://doi.org/10.1016/j.bushor.2014.11.005>.
- [9] C. Weller, R. Kleer, and F. T. Piller, “Economic implications of 3D printing: Market structure models in light of additive manufacturing revisited,” *Int. J. Prod. Econ.*, vol. 164, pp. 43–56, Jun. 2015. <https://doi.org/10.1016/j.ijpe.2015.02.020>.
- [10] M. Gebler, A. J. M. Schoot Uiterkamp, and C. Visser, “A global sustainability perspective on 3D printing technologies,” *Energy Policy*, vol. 74, pp. 158–167, Nov. 2014. <https://doi.org/10.1016/j.enpol.2014.08.033>.
- [11] T. Rayna and L. Striukova, “From rapid prototyping to home fabrication: How 3D printing is changing business model innovation,” *Technol. Forecast. Soc. Change*, vol. 102, pp. 214–224, Jan. 2016. <https://doi.org/10.1016/j.techfore.2015.07.023>.
- [12] J. Wang, A. Goyanes, S. Gaisford, and A. W. Basit, “Stereolithographic (SLA) 3D printing of oral modified-release dosage forms,” *Int. J. Pharm.*, vol. 503, no. 1, pp. 207–212, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.ijpharm.2016.03.016>.
- [13] J. Park, M. J. Tari, and H. T. Hahn, “Characterization of the laminated object manufacturing (LOM) process,” *Rapid Prototyp. J.*, vol. 6, no. 1, pp. 36–50, Mar. 2000. <https://doi.org/10.1108/13552540010309868>.
- [14] J. P. Kruth, X. Wang, T. Laoui, and L. Froyen, “Lasers and materials in selective laser sintering,” *Assem. Autom.*, vol. 23, no. 4, pp. 357–371, Dec. 2003. <https://doi.org/10.1108/01445150310698652>.
- [15] S. Meteyer, X. Xu, N. Perry, and Y. F. Zhao, “Energy and Material Flow Analysis of Binder-jetting Additive Manufacturing Processes,” *Procedia CIRP*, vol. 15, pp. 19–25, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.procir.2014.06.030>.
- [16] I. Gibson, D. Rosen, and B. Stucker, “Material Jetting,” in *Additive Manufacturing Technologies: 3D Printing, Rapid Prototyping, and Direct Digital Manufacturing*, New York, NY: Springer New York, 2015, pp. 175–203. [https://doi.org/10.1007/978-1-4939-2113-3\\_7](https://doi.org/10.1007/978-1-4939-2113-3_7).
- [17] J.-Y. Lee, J. An, and C. K. Chua, “Fundamentals and applications of 3D printing for novel materials,” *Appl. Mater. Today*, vol. 7, pp. 120–133, Jun. 2017. <https://doi.org/10.1016/j.apmt.2017.02.004>.
- [18] P. Jain and A. M. Kute, “Feasibility Study of Manufacturing Using Rapid Prototyping: FDM Approach,” *Procedia Eng.*, vol. 63, pp. 4–11, 2013. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2013.08.275>.
- [19] Y. Tang and Y. F. Zhao, “A survey of the design methods for additive manufacturing to improve functional performance,” *Rapid Prototyp. J.*, vol. 22, no. 3, pp. 569–590, 2016. <https://doi.org/10.1108/RPJ-01-2015-0011>.
- [20] D. Pham and R. Gault, “A comparison of rapid prototyping technologies,” *Int. J. Mach. Tools Manuf.*, vol. 38, no. 10–11, pp. 1257–1287, Oct. 1998. [https://doi.org/10.1016/S0890-6955\(97\)00137-5](https://doi.org/10.1016/S0890-6955(97)00137-5).
- [21] N. Labonnote, A. Ronnquist, B. Manum, and P. Rüther, “Additive construction: State-of-the-art, challenges and opportunities,” *Automation in Construction*, vol. 72, pp. 347–366, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.autcon.2016.08.026>.
- [22] B. C. Gross, J. L. Erkal, S. Y. Lockwood, C. Chen, and D. M. Spence, “Evaluation of 3D Printing and Its Potential Impact on Biotechnology and the Chemical Sciences,” *Anal. Chem.*, vol. 86, no. 7, pp. 3240–3253, Apr. 2014. <https://doi.org/10.1021/ac403397r>.
- [23] S. V. Murphy and A. Atala, “3D bioprinting of tissues and organs,” vol. 32, p. 773, Aug. 2014. <https://doi.org/10.1038/nbt.2958>.
- [24] N. Hopkinson and P. Dickens, “Rapid prototyping for direct manufacture,” *Rapid Prototyp. J.*, vol. 7, no. 4, pp. 197–202, Oct. 2001. <https://doi.org/10.1108/EUM0000000005753>.
- [25] E. Sachs, M. Cima, P. Williams, D. Brancazio, and J. Cornie, “Three-Dimensional Printing: Rapid Tooling and Prototypes Directly from a CAD Model,” *J. Eng. Ind.*, vol. 114, no. 4, pp. 481–488, Nov. 1992. <https://doi.org/10.1115/1.2900701>.
- [26] E. Kroll and D. Artzi, “Enhancing aerospace engineering students’ learning with 3D printing wind-tunnel models,” *Rapid Prototyp. J.*, vol. 17, no. 5, pp. 393–402, Aug. 2011. <https://doi.org/10.1108/13552541111156522>.
- [27] B. Satyanarayana and K. J. Prakash, “Component Replication Using 3D Printing Technology,” *Procedia Mater. Sci.*, vol. 10, pp. 263–269, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.mspro.2015.06.049>.
- [28] G. Wypych and G. Wypych, “ABS poly(acrylonitrile-co-butadiene-co-styrene),” in *Handbook of Polymers*, 2016, pp. 5–11. <https://doi.org/10.1016/B978-1-895198-92-8.50005-7>.
- [29] R. Singh, S. Singh, and K. Mankotia, “Development of ABS based wire as feedstock filament of FDM for industrial applications,” *Rapid Prototyp. J.*, vol. 22, no. 2, pp. 300–310, Mar. 2016. <https://doi.org/10.1108/RPJ-07-2014-0086>.
- [30] H. G. Lemu and S. Kurtovic, “3D Printing for Rapid Manufacturing: Study of Dimensional and Geometrical Accuracy,” in *Advances in Production Management Systems. Value Networks: Innovation, Technologies, and Management: IFIP WG 5.7 International Conference, APMS 2011, Stavanger, Norway, September 26-28, 2011, Revised Selected Papers*, J. Frick and B. T. Laugen, Eds. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2012, pp. 470–479. [https://doi.org/10.1007/978-3-642-33980-6\\_51](https://doi.org/10.1007/978-3-642-33980-6_51).



- [31] D. T. Pham and R. S. Gault, "A comparison of rapid prototyping technologies," *Int. J. Mach. Tools Manuf.*, vol. 38, no. 10–11, pp. 1257–1287, Oct. 1998. [https://doi.org/10.1016/S0890-6955\(97\)00137-5](https://doi.org/10.1016/S0890-6955(97)00137-5).
- [32] Y. Jin, Y. He, J. Fu, W. Gan, and Z. Lin, "Optimization of tool-path generation for material extrusion-based additive manufacturing technology," *Addit. Manuf.*, vol. 1–4, pp. 32–47, Oct. 2014. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2014.08.004>.
- [33] O. A. Mohamed, S. H. Masood, and J. L. Bhowmik, "Optimization of fused deposition modeling process parameters for dimensional accuracy using I-optimality criterion," *Measurement*, vol. 81, pp. 174–196, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2015.12.011>.
- [34] B. Ezair, F. Massarwi, and G. Elber, "Orientation analysis of 3D objects toward minimal support volume in 3D-printing," *Comput. Graph.*, vol. 51, pp. 117–124, Oct. 2015. <https://doi.org/10.1016/j.cag.2015.05.009>.
- [35] K. Hu, S. Jin, and C. C. L. Wang, "Support slimming for single material based additive manufacturing," *Comput. Des.*, vol. 65, pp. 1–10, Aug. 2015. <https://doi.org/10.1016/j.cad.2015.03.001>.
- [36] P. J. Nuñez, A. Rivas, E. García-Plaza, E. Beamud, and A. Sanz-Lobera, "Dimensional and Surface Texture Characterization in Fused Deposition Modelling (FDM) with ABS plus," *Procedia Eng.*, vol. 132, pp. 856–863, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2015.12.570>.
- [37] J. Kotlinski, "Mechanical properties of commercial rapid prototyping materials," *Rapid Prototyp. J.*, vol. 20, no. 6, pp. 499–510, Oct. 2014. <https://doi.org/10.1108/RPJ-06-2012-0052>.
- [38] Z. Quan, A. Wu, M. Keefe, X. Qin, J. Yu, J. Suhr, J.-H. Byun, B.-S. Kim, and T.-W. Chou, "Additive manufacturing of multi-directional preforms for composites: opportunities and challenges," *Mater J. Today*, vol. 18, no. 9, pp. 503–512, Nov. 2015. <https://doi.org/10.1016/j.mattod.2015.05.001>.
- Wulfsberg, A. Herrmann, G. Ziegmann, G. Lonsdorfer, N. Stöß, and M. Fette, "Combination of Carbon Fibre Sheet Moulding Compound and Prepreg Compression Moulding in Aerospace Industry," *Procedia Eng.*, vol. 81, pp. 1601–1607, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2014.10.197>.
- [39] A. R. Torrado, C. M. Shemelya, J. D. English, Y. Lin, R. B. Wicker, and D. A. Roberson, "Characterizing the effect of additives to ABS on the mechanical property anisotropy of specimens fabricated by material extrusion 3D printing," *Addit. Manuf.*, vol. 6, pp. 16–29, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2015.02.001>.
- [40] N. G. Tanikella, B. Wittbrodt, and J. M. Pearce, "Tensile strength of commercial polymer materials for fused filament fabrication 3D printing," *Addit. Manuf.*, vol. 15, pp. 40–47, May 2017. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2017.03.005>.
- [41] J. Lee and A. Huang, "Fatigue analysis of FDM materials," *Rapid Prototyp. J.*, vol. 19, no. 4, pp. 291–299, Jun. 2013. <https://doi.org/10.1108/13552541311323290>.
- [42] Y. Xu, "Experimental Study of ABS Material Shrinkage and Deformation Based on Fused Deposition Modeling," *MATEC Web Conf.*, vol. 67, 2016. <https://doi.org/10.1051/mateconf/20166703039>.
- [43] D. Gu, "Materials creation adds new dimensions to 3D printing," *Sci. Bull.*, vol. 61, no. 22, pp. 1718–1722, 2016. <https://doi.org/10.1007/s11434-016-1191-y>.
- [44] P. Dudek, "FDM 3D Printing Technology in Manufacturing Composite Elements," *Arch. Metall. Mater.*, vol. 58, no. 4, pp. 1415–1418, Jan. 2013. <https://doi.org/10.2478/amm-2013-0186>.
- [45] F. Ning, W. Cong, J. Qiu, J. Wei, and S. Wang, "Additive manufacturing of carbon fiber reinforced thermoplastic composites using fused deposition modeling," *Compos. Part B Eng.*, vol. 80, pp. 369–378, Oct. 2015. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2015.06.013>.
- [46] C. Yang, X. Tian, T. Liu, Y. Cao, and D. Li, "3D printing for continuous fiber reinforced thermoplastic composites: Mechanism and performance," *Rapid Prototyp. J.*, vol. 23, no. 1, pp. 209–215, 2017. <https://doi.org/10.1108/RPJ-08-2015-0098>.
- [47] R. Matsuzaki, M. Ueda, M. Namiki, T.-K. Jeong, H. Asahara, K. Horiguchi, T. Nakamura, A. Todoroki, and Y. Hirano, "Three-dimensional printing of continuous-fiber composites by in-nozzle impregnation," *Sci. Rep.*, vol. 6, p. 23058, Mar. 2016. <https://doi.org/10.1038/srep23058>.
- [48] F. Wang, R. Y. Hong, W. G. Feng, D. Badami, and K. Zeng, "Electrical and mechanical properties of ABS/EPDM composites filled with carbon black," 2014. <https://doi.org/10.1016/j.matlet.2014.03.136>.
- [49] Z. Weng, J. Wang, T. Senthil, and L. Wu, "Mechanical and thermal properties of ABS/montmorillonite nanocomposites for fused deposition modeling 3D printing," *Mater. Des.*, vol. 102, pp. 276–283, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2016.04.045>.
- [50] E. J. McCullough and V. K. Yadavalli, "Surface modification of fused deposition modeling ABS to enable rapid prototyping of biomedical microdevices," *J. Mater. Process. Technol.*, vol. 213, no. 6, pp. 947–954, Jun. 2013. <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2012.12.015>.
- [51] S. J. Kalita, *Biointegration of Medical Implant Materials*. Elsevier, 2010. <https://www.elsevier.com/books/biointegration-of-medical-implant-materials/sharma/978-1-84569-509-5>.
- [52] X. Wang, M. Jiang, Z. Zhou, J. Gou, and D. Hui, "3D printing of polymer matrix composites: A review and prospective," *Compos. Part B Eng.*, vol. 110, pp. 442–458, Feb. 2017. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2016.11.034>.
- [53] S. Bose, S. Vahabzadeh, and A. Bandyopadhyay, "Bone tissue engineering using 3D printing," *Mater. Today*, vol. 16, no. 12, pp. 496–504, 2013. <https://doi.org/10.1016/j.mattod.2013.11.017>.



- [54] B. Leukers, H. Gülkan, S. H. Irsen, S. Milz, C. Tille, M. Schieker, and H. Seitz, "Hydroxyapatite scaffolds for bone tissue engineering made by 3D printing," *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, vol. 16, no. 12, pp. 1121–1124, 2005. <https://doi.org/10.1007/s10856-005-4716-5>.
- [55] B. A. Newcomb, "Processing, structure, and properties of carbon fibers," *Compos. Part A Appl. Sci. Manuf.*, vol. 91, pp. 262–282, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.compositesa.2016.10.018>.
- [56] D. Calestani, M. Villani, M. Culiolo, D. Delmonte, N. Coppedè, and A. Zappettini, "Smart composites materials: A new idea to add gas-sensing properties to commercial carbon- fibers by functionalization with ZnO nanowires," *Sensors Actuators B Chem.*, vol. 245, pp. 166–170, Jun. 2017. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2017.01.109>.
- [57] D. Ferré Sentis, L. Orgéas, P. J. J. Dumont, S. Rolland du Roscoat, M. Sager, and P. Latil, "3D in situ observations of the compressibility and pore transport in Sheet Moulding Compounds during the early stages of compression moulding," *Compos. Part A Appl. Sci. Manuf.*, vol. 92, pp. 51–61, Jan. 2017. <https://doi.org/10.1016/j.compositesa.2016.10.031>.
- [58] P. R. Fernandes, A. L. B. Hurtado, and E. C. Batiz, "Ergonomics Management with a Proactive Focus," *Procedia Manuf.*, vol. 3, pp. 4509–4516, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.promfg.2015.07.465>.
- [59] J. Wulfsberg, A. Herrmann, G. Ziegmann, G. Lonsdorfer, N. Stöß, and M. Fette, "Combination of Carbon Fibre Sheet Moulding Compound and Prepreg Compression Moulding in Aerospace Industry," *Procedia Eng.*, vol. 81, pp. 1601–1607, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2014.10.197>.
- [60] S. Bickerton and P. A. Kelly, "11 - Compression resin transfer moulding (CRTM) in polymer matrix composites BT-Manufacturing Techniques for Polymer Matrix Composites (PMCs)," in *Woodhead Publishing Series in Composites Science and Engineering*, Woodhead Publishing, 2012, pp. 348-380. <https://doi.org/10.1533/9780857096258.3.348>.
- [61] T. Okabe, Y. Oya, G. Yamamoto, J. Sato, T. Matsumiya, R. Matsuzaki, S. Yashiro, and S. Obayashi, "Multi-objective optimization for resin transfer molding process," *Compos. Part A Appl. Sci. Manuf.*, vol. 92, pp. 1–9, Jan. 2017. <https://doi.org/10.1016/j.compositesa.2016.09.023>.
- [62] C.-H. Chen, K. Takita, S. Ishiguro, S. Honda, and H. Awaji, "Fabrication on porous alumina tube by centrifugal molding," *J. Eur. Ceram. Soc.*, vol. 25, no. 14, pp. 3257–3264, Sep. 2005. <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2004.08.019>.
- [63] R. Sivakumar, T. Nishikawa, S. Honda, H. Awaji and F. D. Gnanam, "Processing of mullite– molybdenum graded hollow cylinders by centrifugal molding technique," *J. Eur. Ceram. Soc.*, vol. 23, no. 5, pp. 765–772, Apr. 2003. [https://doi.org/10.1016/S0955-2219\(02\)00197-8](https://doi.org/10.1016/S0955-2219(02)00197-8).
- [64] A. Romero and G. Herranz, "Development of feedstocks based on steel matrix composites for metal injection moulding," *Powder Technol.*, vol. 308, pp. 472–478, Feb. 2017. <https://doi.org/10.1016/j.powtec.2016.12.055>.
- [65] S. P. Magalhães da Silva, P. S. Lima, and J. M. Oliveira, "Rheological behaviour of cork- polymer composites for injection moulding," *Compos. Part B Eng.*, vol. 90, pp. 172–178, Apr. 2016. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2015.12.015>.
- [66] S. A. Hadigheh, R. J. Gravina, S. Setunge, and S. J. Kim, "Bond characterization of adhesively bonded joints made with the resin infusion (RI) process," *Int. J. Adhes. Adhes.*, vol. 57, pp. 13–21, Mar. 2015. <https://doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2014.10.001>
- [67] I. Tena, M. Sarrionandia, J. Torre, and J. Aurrekoetxea, "The effect of process parameters on ultraviolet cured out of die bent pultrusion process," *Compos. Part B Eng.*, vol. 89, pp. 9–17, Mar. 2016. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2015.11.027>.
- [68] P. J. Novo, J. F. Silva, J. P. Nunes, and A. T. Marques, "Pultrusion of fibre reinforced thermoplastic pre-impregnated materials," *Compos. Part B Eng.*, vol. 89, pp. 328–339, Mar. 2016. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2015.12.026>.
- [69] K. Cai, D. Guo, Y. Huang, and J. Yang, "Solid freeform fabrication of alumina ceramic parts through a lost mould method," *J. Eur. Ceram. Soc.*, vol. 23, no. 6, pp. 921– 925, May 2003. [https://doi.org/10.1016/S0955-2219\(02\)00229-7](https://doi.org/10.1016/S0955-2219(02)00229-7).
- [70] E. Chica, S. Agudelo, and N. Sierra, "Lost wax casting process of the runner of a propeller turbine for small hydroelectric power plants," *Renew. Energy*, vol. 60, pp. 739–745, Dec. 2013. <https://doi.org/10.1016/j.renene.2013.06.030>.
- [71] Stratasys, "Champion Motorsport: FDM Empowers Champion Motorsport to Create Strong, Beautiful Parts for Porsche," 2014. [Online]. Available: <http://www.stratasys.com/resources/case-studies/automotive/champion-motorsport?returnUrl=http://www.stratasys.com/resources/case-studies?search=composite>. [Accessed: 01- Jan-2017].
- [72] F. Cucinotta, E. Guglielmino, and F. Sfravara, "Life cycle assessment in yacht industry: A case study of comparison between hand lay-up and vacuum infusion," *J. Clean. Prod.*, vol. 142, Part, pp. 3822– 3833, Jan. 2017. <https://doi.org/10.1016/j.jclepro.2016.10.080>.
- [73] E. Sevkat and M. Brahim, "The bearing strength of pin loaded woven composites manufactured by vacuum assisted resin transfer moulding and hand lay-up techniques," *Procedia Eng.*, vol. 10, pp. 153–158, 2011. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2011.04.028>.
- [74] Y. Zhai and S. Liang, "Optimal lay-ups to maximize loss factor of cross-ply composite plate," *Compos. Struct.*,





- vol. 168, pp. 597– 607, May 2017. <https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2017.01.019>.
- [75] L. Sorrentino, M. Marchetti, C. Bellini, A. Delfini, and F. Del Sette, “Manufacture of high performance isogrid structure by Robotic Filament Winding,” *Compos. Struct.*, vol. 164, pp. 43–50, Mar. 2017. <https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2016.12.061>.
- [76] E. Vargas Rojas, D. Chapelle, D. Perreux, B. Delobelle, and F. Thiebaud, “Unified approach of filament winding applied to complex shape mandrels,” *Compos. Struct.*, vol. 116, pp. 805– 813, Sep. 2014. <https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2014.06.009>.
- [77] A. Cherniaev and I. Telichev, “Experimental and numerical study of hypervelocity impact damage in composite materials fabricated by filament winding,” *Int. J. Impact Eng.*, vol. 98, pp. 19–33, Dec. 2016. <https://doi.org/10.1016/j.ijimpeng.2016.07.001>
- [78] L. K. Grunenfelder, A. Dills, T. Centea, and S. Nutt, “Effect of prepreg format on defect control in out-of-autoclave processing,” *Compos. Part A Appl. Sci. Manuf.*, vol. 93, pp. 88–99, Feb. 2017. <https://doi.org/10.1016/j.compositesa.2016.10.027>
- [79] P. Hubert, G. Fernlund, and A. Poursartip, “13 - Autoclave processing for composites BT - Manufacturing Techniques for Polymer Matrix Composites (PMCs),” in *Woodhead Publishing Series in Composites Science and Engineering*, Woodhead Publishing, 2012, pp. 414–434. <https://doi.org/10.1533/9780857096258.3.414>.
- [80] L. A. Khan, A. Kausar, and R. J. Day, “Aerospace composite cured by quickstep and autoclave processing techniques: Evaluation and comparison of reaction progress,” *Aerosp. Sci. Technol.*, vol. 65, pp. 100–105, Jun. 2017. <https://doi.org/10.1016/j.ast.2017.02.014>.
- [81] K. K. Verma, B. L. Dinesh, K. Singh, K. M Gaddikeri, and R. Sundaram, “Challenges in Processing of a Cocured Wing Test Box Using Vacuum Enhanced Resin Infusion Technology (VERITY),” *Procedia Mater. Sci.*, vol. 6, pp. 331–340, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.mspro.2014.07.042>
- [82] Y. Gu, X. Tan, Z. Yang, M. li, and Z. Zhang, “Hot compaction and mechanical properties of ramie fabric/epoxy composite fabricated using vacuum assisted resin infusion molding,” *Mater. Des.*, vol. 56, pp. 852–861, Apr. 2014. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2013.11.077>
- [83] International Comitee of the Red Cross, “Manufacturing Guidelines, Partial Foot Prosthesis,” *Phys. Rehabil. Program.*, 2006. <http://www.icrc.org/en/doc/assets/files/other/eng-partial-foot.pdf>.
- [84] International Comitee of the Red Cross, “Manufacturing Guidelines, Push-Fit Syme Prosthesis,” *Phys. Rehabil. Program.*, 2013. <http://www.icrc.org/en/doc/assets/files/publications/icrc-mg-symes-pushfit-web-0868.pdf>.
- [85] H. Mysore, “The Jaipur Foot,” *IEEE Pulse*, 2016. <http://www.orcid/10.1109/mpul.2016.2539798>
- [86] D. Rihs and I. Polizzi, *Prosthetic foot design*. Rehab Tech-Monash Rehabilitation Technology Research Unit, 1996. <https://studylib.net/doc/18100946/prosthetic-foot-design>.
- [87] R. Rusinek, J. Warminski, M. Szymanski, K. Kecik, and K. Kozik, “Dynamics of the middle ear ossicles with an SMA prosthesis,” *Int. J. Mech. Sci.*, vol. 127, pp. 163–175, 2017. <https://doi.org/10.1016/j.ijmecsci.2016.10.004>.
- [88] M. Liu, P. Datsaris, and H. H. Huang, “A Prototype for Smart Prosthetic Legs- Analysis and Mechanical Design,” *Adv. Mater. Res.*, vol. 403–408, pp. 1999–2006, 2012. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMR.403-408.1999>
- [89] J. D. Carlson, W. Matthis, and J. R. Toscano, “Smart prosthetics based on magnetorheological fluids,” 2001, vol. 4332, no., pp. 4332–4339. <https://doi.org/10.1117/12.429670>.
- [90] S. Litzenberger, A. Sabo, and F. K. Fuss, “Effect of Different Mounting Angles of Prosthetic Feet Dedicated to Sprinting on Reaction Forces,” *Procedia Eng.*, vol. 147, pp. 490–495, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2016.06.226>.
- [91] Y. Sagawa Jr., K. Turcot, S. Armand, A. Thevenon, N. Vuillerme, and E. Watelain, “Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: A systematic review,” *Gait Posture*, vol. 33, no. 4, pp. 511– 526, Apr. 2011. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.003>
- [92] H. Hobara, B. S. Baum, H.-J. Kwon, A. Linberg, E. J. Wolf, R. H. Miller, and J. K. Shim, “Amputee locomotion: Lower extremity loading using running-specific prostheses,” *Gait Posture*, vol. 39, no. 1, pp. 386–390, Jan. 2014. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.010>
- [93] B. S. Baum, M. P. Schultz, A. Tian, B. Shefter, E. J. Wolf, H. J. Kwon, and J. K. Shim, “Amputee Locomotion: Determining the Inertial Properties of Running-Specific Prostheses,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 94, no. 9, pp. 1776–1783, Sep. 2013. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2013.03.010>
- [94] S. M. Rigney, A. Simmons, and L. Kark, “Mechanical characterization and comparison of energy storage and return prostheses,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 41, pp. 90–96, Mar. 2017. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2017.01.003>.
- [95] B. J. Hafner, J. E. Sanders, J. Czerniecki, and J. Fergason, “Energy storage and return prostheses: does patient perception correlate with biomechanical analysis?,” *Clin. Biomech.*, vol. 17, no. 5, pp. 325–344, Jun. 2002. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00020-7](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00020-7).
- [96] A. Marcellini, S. Ferez, D. Issanchou, E. De Léséleuc, and M. McNamee, “Challenging human and sporting boundaries: The case of Oscar Pistorius,” *Perform. Enhanc. Heal.*, vol. 1, no. 1, pp. 3–9, Aug. 2012. <https://doi.org/10.1016/j.peh.2011.11.002>.



- [97] L. Nolan, “Carbon fibre prostheses and running in amputees: A review,” *Foot Ankle Surg.*, vol. 14, no. 3, pp. 125–129, 2008. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2008.05.007>.
- [98] B. W. Townsend and B. K. Claudino, “Prosthetic foot with tunable performance.” Google Patents, 2011. <https://patentscope.wipo.int/search/en/detail.jsf?docId=W02005097010>.
- [99] R. E. Arbogast and C. J. Arbogast, “Prosthetic foot.” Google Patents, 1989. <https://patentimages.storage.googleapis.com/13/f8/ff/51b8a4acec95aa/US8323354.pdf>.
- [100] V. L. Phillips, “Symes foot prosthesis.” Google Patents, 1996. <https://www.google.com/patents/WO1989005617A1?cl=d&e>.
- [101] U. Wellershaus, “Jointless prosthetic foot.” Google Patents, 1992. <https://patents.google.com/patent/CA2054588A1/un>.
- [102] O. F. Halldorsson, D. Sandahl, B. Gunnarsson, and E. S. Egilsson, “Prosthetic device, system and method for increasing vacuum attachment.” Google Patents, 2013. <https://patents.google.com/patent/US9486335B2/en>.
- [103] A. V. Clausen, C. Lecomte, D. S. Marlin, and L. Gunnsteinsson, “Prosthetic sport feet.” Google Patents, 2015. <https://patents.google.com/patent/US9737420B2/en>.
- [104] D. M. Sengeh and H. Herr, “A Variable- Impedance Prosthetic Socket for a Transtibial Amputee Designed from Magnetic Resonance Imaging Data,” *JPO J. Prosthetics Orthot.*, vol. 25, no. 3, 2013. <https://doi.org/10.1097/JPO.0b013e31829be19c>.
- [105] P. Ng, P. S. V Lee, and J. C. H. Goh, “Prosthetic sockets fabrication using rapid prototyping technology,” *Rapid Prototyp. J.*, vol. 8, no. 1, pp. 53–59, 2002. <https://doi.org/10.1108/13552540210413310>.
- [106] R. R. Williams, W. E. Howard, and S. M. Martin, “Composite sandwich structures with rapid prototyped cores,” *Rapid Prototyp. J.*, vol. 17, no. 2, pp. 92–97, 2011. <https://doi.org/10.1108/13552541111113835>.



Este texto está protegido por una licencia [Creative Commons 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

*Usted es libre para Compartir —copiar y redistribuir el material en cualquier medio o formato— y Adaptar el documento —remezclar, transformar y crear a partir del material— para cualquier propósito, incluso para fines comerciales, siempre que cumpla la condición de:*

*Atribución: Usted debe dar crédito a la obra original de manera adecuada, proporcionar un enlace a la licencia, e indicar si se han realizado cambios. Puede hacerlo en cualquier forma razonable, pero no de forma tal que sugiera que tiene el apoyo del licenciante o lo recibe por el uso que hace de la obra.*

[Resumen de licencia - Texto completo de la licencia](#)





# Fabricación de un prototipo para la medición de propiedades térmicas basado en el efecto fotoacústico

## *Manufacture of a prototype for the measurement of thermal properties based on the photoacoustic effect*

Gasca-Figueroa David <sup>1</sup>, Bravo-Sánchez Micael Gerardo <sup>2</sup>, García-Rodríguez Francisco Javier <sup>3,5</sup>, Estrada-Álvarez Marco Antonio<sup>4</sup>, Zavala-Villalpando José Guadalupe <sup>4</sup>

<sup>1</sup>Estudiante del Programa Doctoral en Ingeniería del Instituto Tecnológico de Celaya, Av. Tecnológico S/N, Col. Fovissste, 38010 Celaya, Guanajuato, México.

<sup>2</sup>Departamento de Ingeniería Bioquímica, Instituto Tecnológico de Celaya. Av. Tecnológico S/N, Col. Fovissste, 38010 Celaya, Guanajuato, México.

<sup>3</sup>Departamento de Ingeniería Industrial, Instituto Tecnológico de Celaya. Av. Antonio García Cubas 1200, Col. Fovissste, 38010 Celaya, Guanajuato, México.

<sup>4</sup>Departamento de Ingeniería Mecatrónica. Instituto Tecnológico de Celaya. Av. Tecnológico S/N, Col. Fovissste, 38010 Celaya, Guanajuato, México.

<sup>5</sup>Estancia Sabática en la División de Estudios de Posgrado, Facultad de Ingeniería, Universidad Autónoma de Querétaro. Cerro de Las Campanas, s/n, Centro Universitario, 76010 Querétaro, Querétaro.

**Autor de correspondencia:** David Gasca-Figueroa, Instituto Tecnológico de Celaya, Av. Tecnológico S/N, Col. Fovissste, 38010 Celaya, Guanajuato, México. E-mail: [david.gasca@itcelaya.edu.mx](mailto:david.gasca@itcelaya.edu.mx). ORCID: 0000-0002-8113-7935.

**Recibido:** 30 de Junio del 2017      **Aceptado:** 12 de Diciembre del 2017      **Publicado:** 26 de Septiembre del 2018

**Resumen.** - *Los fenómenos físicos derivados del efecto fotoacústico resultan de suma importancia en la determinación de propiedades térmicas. En el presente trabajo, se realiza una revisión del fenómeno, su desarrollo, aplicaciones y formas de mejorar la señal fotoacústica. Se fabricó e instrumentó un sistema experimental de lecturas fotoacústicas, con capacidad de hacer pruebas en un rango de frecuencia variable y constante. Primero, se realizó el diseño, código G y fabricación de la mesa óptica en una máquina CNC de 3 ejes; luego, se estableció la comunicación del sistema experimental, utilizando la herramienta virtual LabView. Finalmente, se realizaron pruebas, los resultados obtenidos son consistentes con lo reportado en la literatura. El prototipo obtenido resulta ser muy compacto y práctico. Esto es posible, gracias a la eliminación de componentes mecánicas utilizadas en los sistemas tradicionales.*

**Palabras clave:** Efecto Fotoacústico; Propiedades Ópticas; Propiedades térmicas; Celda Fotoacústica; Modelo de Rosencwaig y Gersho.

**Abstract.** - *The physical phenomenon derived of the photoacoustic effect are employed in the determination of thermal properties. In the present work, a review of the phenomenon, its development, applications and ways of improving the photoacoustic signal is carried out. An experimental setup of photoacoustic signal is built and instrumented it works with variable and constant frequency. First, the design, G-code and fabrication of the optic table is realized in a 3 axes CNC; then, the experimental setup communication is established through the LabView software. Finally, probes were developed, the obtained results are consistent with the reported in the literature. The obtained prototype was compact and practice. It is possible, due to the elimination of the opto-mechanical components used in traditional systems.*

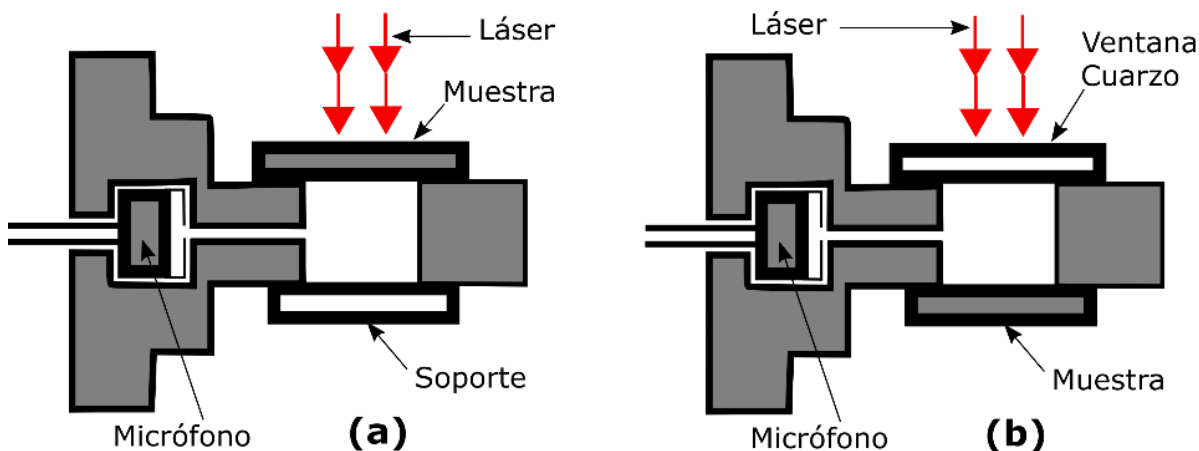
**Keywords:** Photoacoustic Effect; Optical Properties; Thermal properties; Photoacoustic Cell; Model of Rosencwaig and Gersho.



### 1. Introducción

En la actualidad, las técnicas basadas en el efecto fotoacústico tienen muchas aplicaciones [1-6]. Los mecanismos físicos involucrados son generados por una señal acústica producida, iluminando una muestra con un haz de luz modulado periódicamente en una celda cerrada [7]. Este efecto causa ondas acústicas que son detectadas por un micrófono. La técnica fotoacústica es una técnica versátil y no intrusiva para determinar propiedades térmicas, como lo son la difusividad o la conductividad térmica [8-13]. Con el desarrollo de nuevos materiales con posibles aplicaciones

tecnológicas, así como la investigación en procesamiento de materiales, se ha impulsado el diseño y puesta en marcha de nuevas técnicas que permitan la caracterización de sus propiedades [3], estructura interna [14,15] y los posibles procesos electrónicos que ocurren en ellos [15-17]. Dentro de las propiedades macroscópicas importantes se encuentran las propiedades térmicas, de las cuales se pueden mencionar: Capacidad calorífica, calor específico, capacitancia térmica, conductividad térmica, difusividad térmica, efusividad térmica y coeficiente de expansión térmica.



**Figura 1.** Esquema de las dos principales formas de medición a) configuración de transmisión y b) configuración de reflexión.

La técnica fotoacústica ha sido empleada en la medición desde grandes materiales, películas delgadas, multicapas, muestras porosas hasta matrices de nanocables [15, 18-20]. Balderas 2005 realizó la medición de la difusividad térmica en materiales ópticamente opacos, normalizando la señal fotoacústica, a diferencia de otras metodologías de normalización, esta corresponde a un material de referencia semi-infinito. Hu y su equipo de colaboradores derivaron una expresión generalizada para el efecto fotoacústico en materiales multicapa. La expresión toma en cuenta las propiedades ópticas y térmicas, así como la geometría de una

estructura multicapa, ellos obtuvieron resultados muy próximos a los resultados experimentales. En 1999, Kalapy y colaboradores midieron la conductividad térmica en una matriz de nanocables de compósito epóxico de telurio de bismuto. En 2014 Begoña y colaboradores midieron la conductividad térmica de lignosulfonato de sodio mediante la técnica fotoacústica obteniendo valores de 1W/m-K empleando el modelo de multicapa desarrollado por Hu.

Los experimentos en la celda fotoacústica pueden ser desarrollados en dos diferentes



configuraciones experimentales: Configuración delantera y trasera como se muestra en la figura 1. En la configuración delantera (modo de reflexión), la muestra es iluminada de manera perpendicular a la superficie de la muestra de tal manera que las ondas acústicas son creadas en una fina capa adyacente a la superficie irradiada, por el contrario, en la configuración trasera las ondas acústicas son detectadas en el gas adyacente a la superficie trasera de la muestra, i.e., en la superficie opuesta a la cara que es irradiada, a este caso también se le conoce como transmisión. Una variante de la configuración trasera es la bien conocida: celda fotoacústica abierta, la cual consiste en colocar la muestra directamente sobre el micrófono sin una celda fotoacústica de por medio [21], el micrófono empleado por M D da Silva y su equipo de trabajo es un micrófono de electreto, este micrófono tiene la característica de que está sellado y solo existe una pequeña cámara cilíndrica que es parte del mismo micrófono y es donde las ondas acústicas son detectadas o producidas por el micrófono según sea la aplicación deseada, esta característica especial permite colocar la muestra justo encima del micrófono con ayuda de pasta térmica para aislar del ruido externo y entre la muestra y el micrófono constituyen una pequeña celda fotoacústica del tipo trasera o en modo de transmisión. Desde luego que el micrófono juega un papel primordial en esta configuración y su respuesta ante la variación de frecuencia es importante conocerla para incluirla o eliminarla en la respuesta obtenida en el lock-in.

La principal ventaja de la técnica es que su sistema de detección es único, el micrófono no es afectado por la resistencia térmica de contacto y es relativamente económico. Sin embargo, es limitado por la respuesta del micrófono a la frecuencia que puede variar desde Hz hasta kHz, así, la longitud de penetración térmica también se ve limitada acorde con la ecuación 1.

$$\mu = \sqrt{\frac{\alpha}{\pi f}} \quad (1)$$

En el presente trabajo, se realiza la fabricación e instrumentación de un sistema experimental de lecturas fotoacústicas, haciendo uso de la herramienta virtual LabView. El procedimiento es coleccionar los datos experimentales producto de la absorción del calor en sólidos [22], mediante el uso de instrumentos virtuales que permitan comunicar cada uno de los módulos del sistema. Para generar el efecto fotoacústico se coloca una muestra sobre una celda hermética, con un gas encerrado (generalmente aire) y se ilumina con un haz de luz modulada. Las ondas térmicas generadas dentro del sólido, por la absorción de radiación, se difunden hacia el gas en contacto con la superficie, provocando fluctuaciones de presión en el interior de la celda, las cuales son detectadas con un micrófono de electreto acoplado a la celda [7]. Esta señal detectada por el micrófono se recupera en forma de señal eléctrica. En la figura 2, se observa el esquema básico y elementos necesarios para la generación y detección del efecto fotoacústico. En el diseño del prototipo, se incluye el diseño y fabricación de la mesa óptica. Se instala y calibran las componentes del sistema y se desarrolla un software para realizar la comunicación entre los dispositivos y coleccionar los datos experimentales.

## 2. Metodología

Se construye un prototipo para la medición de propiedades térmicas basado en el efecto fotoacústico. A continuación, en la sección 2.1 se presenta la descripción detallada del sistema experimental y en la 2.2 se presentan las ecuaciones importantes y los experimentos realizados.

### 2.1. Configuración del sistema experimental.

El diagrama de bloques del equipo experimental se observa en la figura 2. En primera instancia, mediante la interfaz gráfica creada en LabView es posible manipular las funciones del amplificador lock-in desde la PC y seleccionar así los parámetros de trabajo del experimento.



El amplificador lock-in cuenta con un oscilador interno el cual, una vez preestablecido su valor de la amplitud y frecuencia, se conecta al controlador del diodo láser y de esta manera el diodo láser trabajará a la misma señal de frecuencia que la del oscilador interno del amplificador. Enseguida, el haz de luz láser incide a cierta frecuencia sobre una muestra de interés que descansa a su vez sobre la celda fotoacústica. La celda está conformada por una cámara de gas (en este caso aire) herméticamente cerrada y acoplado a un micrófono cuya función es detectar los cambios de presión dentro de la cámara de gas debido a las variaciones de temperatura dentro de la misma. El micrófono convierte las ondas acústicas detectadas en señales eléctricas, las cuales pasan por un preamplificador antes de pasar por el amplificador quien finalmente limpia y almacena la información de amplitud y

fase de dicha señal eléctrica. La información de fase y amplitud de la señal eléctrica resultante se almacena en el amplificador lock-in y LabView extrae dicha información para posteriormente trazar una gráfica de amplitud en función de la frecuencia. El diodo láser, así como la celda fotoacústica descansan sobre una mesa óptica, diseñada y fabricada en nuestro laboratorio; para evitar que cualquier vibración externa perturbe el experimento.

## 2.2. Modelo teórico

La teoría del efecto fotoacústico en sólidos fue desarrollado por Rosencwaig y Gersho quien resolvió la ecuación de difusión para cada capa: material de soporte, muestra sólida y la capa de gas empleando las condiciones de frontera apropiadas.

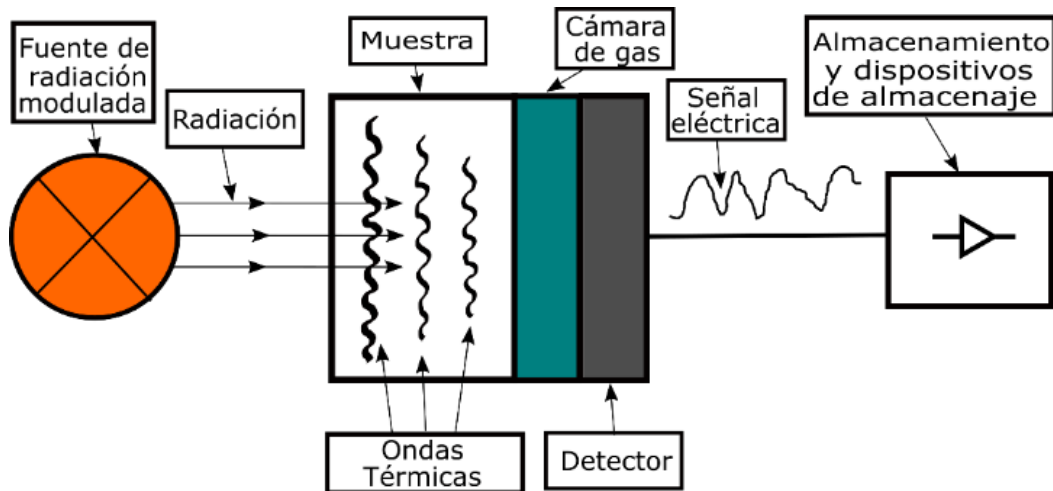


Figura 2. Configuración experimental del sistema fotoacústico.

La ecuación de difusión térmica en la muestra, tomando en cuenta la fuente de calor, se escribe como se muestra en la ecuación 2.

$$\frac{\partial^2 \theta}{\partial x^2} = \frac{1}{\alpha} \frac{\partial \theta}{\partial t} - Ae^{\beta x} (1 + e^{i\omega t}); -1 \leq x \leq 0 \quad (2)$$

donde,  $A = \beta I_0 \eta / 2k$ ,  $\theta$  es la temperatura y  $\eta$  es la eficiencia a la cual la luz absorbida a la

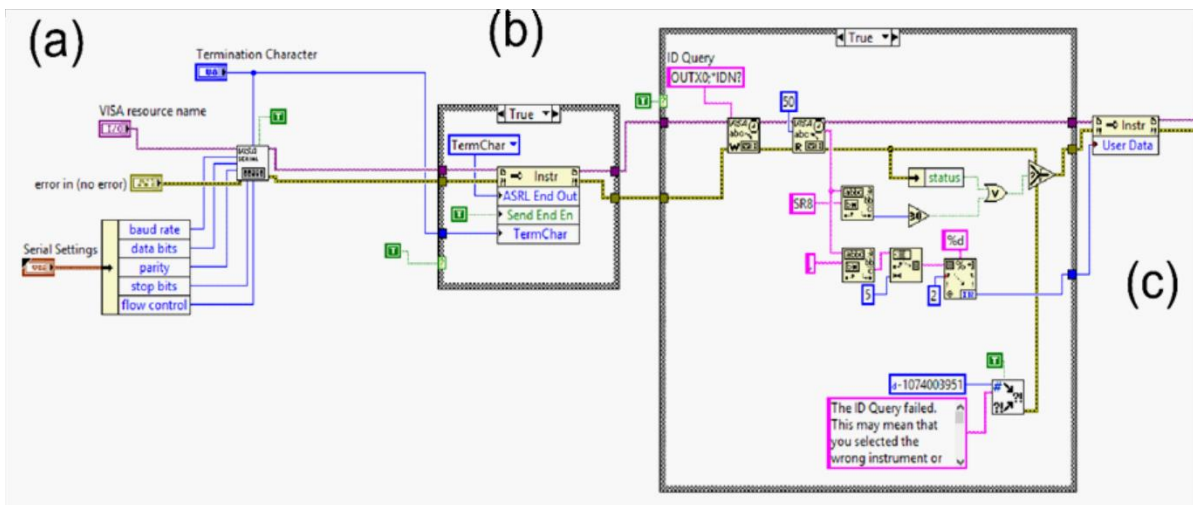
longitud de onda  $\lambda$  es convertida en calor por el proceso de desexcitación no radiativa. Se asume que  $\eta=1$ . Para la muestra y soporte se emplea la misma ecuación sin el último término que es el término asociado a la incidencia de la luz en la muestra.

## 3. Instrumentación del sistema



La instrumentación del sistema experimental se divide básicamente en cuatro etapas: 1. Interfaz de usuario. Aquí, se seleccionaron los controladores e indicadores para configurar diversas funciones del amplificador; modo de operación, i.e., si el proceso se va a ejecutar de manera manual o automática y dos gráficas donde registran los valores obtenidos de amplitud y fase contra frecuencia. El *modo manual*, permite seleccionar la frecuencia y la fase del oscilador interno, así como su amplitud. Además, es posible configurar otras funciones del lock-in como la constante de tiempo, la sensibilidad, los filtros, entre otras funciones. En el *modo automático*, se debe seleccionar la frecuencia mínima y máxima con la que se va a trabajar, así como el incremento de la misma y

un tiempo de espera entre cada lectura, esto con el fin de que se establezca la señal una vez que incrementa la frecuencia. También cuenta con un controlador para seleccionar el número de lecturas que se van a obtener por cada frecuencia, se realiza un promedio de las mismas y finalmente se gráfica. 2. Conexión serial de la PC con el amplificador lock-in RS830. Se establece la comunicación entre la PC y el amplificador lock-in RS830, se requieren controladores que permitan el enlace, utilizando el protocolo de comunicación serial RS232, esto se consiguió utilizando NI-VISA de National Instruments. Una vez realizada la comunicación entre los dispositivos, se desarrolló el instrumento virtual (VI), generado en la plataforma LabView (figura 3).



**Figura 3.** Diagrama de bloques para realizar la comunicación RS232, (a) Bloque VISA. Se refiere a la comunicación del sistema, (b) habilitación determinación de carácter y (c) identificación del dispositivo.

3. Configuración de los parámetros. Se envían comandos al amplificador para especificar ciertas condiciones; como la frecuencia de trabajo, amplitud de la señal, fase, sensibilidad, entre otros aspectos necesarios para adquirir una lectura limpia de la señal. Recordando que la ejecución del experimento se realizar de forma manual o automática, estructurando las correspondientes funciones. Finalmente, 4.

Lectura de datos. Se cuenta con un controlador en la interfaz de usuario el cual selecciona el número de lecturas de amplitud que se ven a tomar por cada frecuencia, para posteriormente realizar un promedio de estas lecturas y finalmente la lectura promedio obtenida se grafica en la gráfica correspondiente. Es importante mencionar que tanto el diagrama de bloques para la configuración de parámetros, así





como el diagrama de bloques para la lectura de datos, están contenidos dentro de un mismo ciclo.

#### 4. Procedimiento experimental

Para determinar la difusividad térmica pueden seguirse varios procedimientos fundamentados en la técnica fotoacústica. Se utilizaron las configuraciones de transmisión y de reflexión en aluminio, cobre, acero y polímero ABS, para comprobar convergencia. En metales está metodología permite eliminar la función de transferencia. El método de transmisión consiste en incidir la luz láser hacia la muestra, la cual está en la parte frontal de la celda y solo el calor que logre traspasar la muestra hacia el interior de la celda contribuye a la señal foto acústica, en tanto que el modo de reflexión por su parte consiste en colocar la muestra por la parte posterior de la celda y el calor reflejado hacia el

interior de la celda es el causante la señal de presión acústica. En ambos casos el interior de la celda debe estar sellado para evitar la interacción con posibles perturbaciones externas, como se muestra en la figura 4.

Se analizaron muestras de 8x15 mm, en Al, Lámina de acero, aleación AISI 304 y ABS con espesores de 0.15 mm. En todos los casos, el tiempo para estabilizar: 5s entre cada punto. Mediciones por punto: 5. Tiempo entre cada medición: 1s. El comportamiento encontrado utilizando la metodología RG y la auto normalización, permitieron determinar los valores de difusividad para cada uno de estos materiales, los cuales concuerdan con los valores reportados en la literatura. Es importante mencionar que todos estos materiales son homogéneos, isotrópicos y lineales.

El sistema es confiable, ya que su precisión es mayor al 95% con respecto a los datos consultados en la literatura.

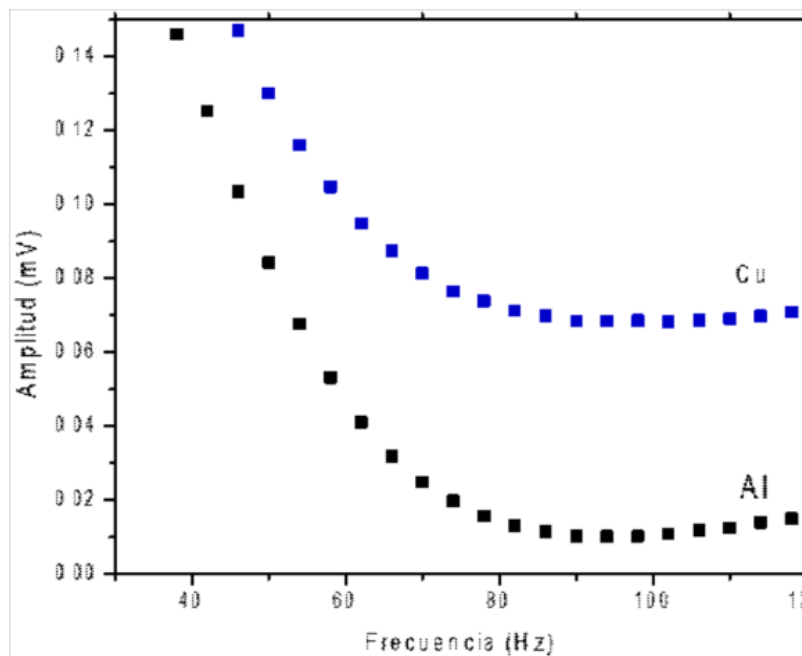


Figura 4. Señal fotoacústica producida en el rango de frecuencias de 1 a 120 Hz para aluminio (Al) y Cobre (Cu).



**Tabla 1.** Comparación entre las difusividades térmicas de aluminio, acero AISI1304 y polímero ABS obtenidas a través de la técnica fotoacústica y las reportadas en la literatura.

<b>Material</b>	<b>Difusividad térmica obtenida</b> ( $cm^2 / s$ )	<b>Difusividad térmica reportada</b> ( $cm^2 / s$ )
<b>Aluminio</b>	0.3964	0.3982
<b>Acero AISI304*</b>	0.03458	0.03633
<b>Polímero tipo ABS</b>	$\approx 3.73 \times 10^{-4}$	$3.75 \times 10^{-4}$

La metodología converge en un resultado muy similar al presentado en la tabla 1, por lo cual puede ser empleado en los demás materiales sólidos siempre y cuando sean homogéneos y en los metales tomando como referencia al aluminio y al acero y así eliminar el efecto de la función de transferencia del sistema, obteniendo un resultado más preciso.

### 5. Aplicaciones y otros desarrollos

Un buen número de modificaciones y mejoras han sido reportadas para esta técnica. En 1977 Aamodt y otros [23] estudiaron la dependencia de la sensibilidad de un espectrómetro fotoacústico sobre las dimensiones de la celda a causa de que las amplitudes de las fluctuaciones de presión en el gas dependen de la intensidad de la luz incidente, propiedades térmicas de la muestra y el gas y de los procesos de difusión térmica causantes del flujo de calor, además concluyeron que los fenómenos de difusión en gases son mucho más complejos y esto es atribuido a que la temperatura se separa los gases en una parte térmica o que no propaga la señal y en una parte acústica que sí propaga la señal. McDonald y Wetsel extendieron la teoría del efecto fotoacústico al incluir la contribución de las vibraciones mecánicas de la muestra, lo cual fue descrito como un acoplamiento acústico entre las ecuaciones de difusión de calor y de ondas acústicas [24]. Este efecto es importante para líquidos, por su alto coeficiente de expansión

térmico, y para muestras transparentes, debido a que el acoplamiento acústico es alto cuando el coeficiente de absorción óptico es reducido. Su trabajo es una extensión del modelo del pistón de Rosencwaig y Gersho. En su trabajo concluyen que el movimiento mecánico de líquidos y sólidos puede afectar considerablemente la señal fotoacústica y puede ser dominante para algunas muestras líquidas. Su modelo de pistón compuesto es válido para muestras térmicamente gruesas.

Posteriormente, Cesar y otros estudiaron la señal fotoacústica de un sólido, incluyendo la resistencia térmica superficial de la muestra [25], en este trabajo se hace mención al significado de una resistencia térmica considerada como nula. Una resistencia térmica nula significa que la transferencia de calor entre los dos medios es instantánea o, alternativamente, que la emisividad de la superficie es infinita. Después, Quimby y sus colegas en 1980 desarrollaron un modelo unidimensional para el efecto fotoacústico en sólidos, el cual es válido asumiendo que la longitud de difusión térmica es mucho menor que el radio de la muestra. [26] Este estudio simplifica considerablemente el desarrollo matemático. En el mismo año, Fernelius estudio las muestras bicapa, donde cada capa tenía propiedades ópticas y térmicas diferentes [27], aquí se estudia el efecto de agregar una capa sobre algún material con propiedades distintas a la muestra de estudio. Poulet estudio la espectroscopia fotoacústica cuantitativa, aplicada a muestras térmicamente gruesas, donde las variaciones teóricas del módulo y fase de la señal fotoacústica, fueron comparados con los resultados experimentales para un amplio rango de muy o moderadamente materiales absorbentes [28], en su trabajo se evidencia el rango de influencia de los fenómenos de acoplamiento resaltados por otros autores y se hace énfasis en el rango de validez para sustancias absorbentes, también se concluye que las técnicas espectroscópicas en el modo de transmisión no son capaces de realizar estos análisis debido a la naturaleza moderada o altamente absorbente de las muestras de trabajo.



El equipo de Rousset desarrollo un modelo que contempla la flexión termoelástica, la cual es la expansión térmica a lo largo del espesor de la muestra debido al gradiente térmico inducido, la flexión termoelástica de muestras solidas produce fuertes señales fotoacústica, las cuales no pueden ser analizadas por cálculos de fotoacústica usuales, su modelo es acorde con los datos obtenidos mediante un sensor termoelástica de deformaciones, más aun, el modelo desarrollado es también consistente con calculo previos piezoeléctrico-fotoacústico y sirve para la determinación de difusividades térmicas [29]. Esta puede ocurrir cuando se miden muestras sólidas, especialmente en la configuración trasera. Otros trabajos mejoran la adquisición de datos y la obtención de la difusividad térmica al considerar otros fenómenos tales como difusión térmica y la flexión termoelástica [30, 31].

Somer y su equipo de colaboradores en 2013 exploraron el potencial de la celda fotoacústica abierta al estudiar los efectos del proceso de flexión termoelástica y los procesos de difusión en la generación de la señal fotoacústica en sólidos, como conclusión obtuvieron que la flexión termoelástica se incrementa cuando el espesor de la muestra disminuye, esta información fue aprovechada para coleccionar datos y emplear el parámetro de flexión termoelástica como una función del espesor de la muestra, se concluye que el proceso de difusión térmica está siempre presente en la generación de la señal fotoacústica sin importar el espesor de la muestra y que la flexión termoelástica es más efectiva y puede emplearse como un parámetro de medición a medida que el espesor de la muestra disminuye. En 2015 Bedoya y colaboradores implementan una metodología de punta que puede ser empleada para mediciones térmicas de precisión por medio de fotoacústica.

Rodríguez y colaboradores (2007) desarrollo una novedosa celda fotoacústica diferencial (DPC) con objeto de estudiar procesos dinámicos. La DPC tiene la capacidad de medir en tiempo real la amplitud y la fase de la señal fotoacústica tanto para la muestra de trabajo como para la muestra de referencia bajo estudio. Las mediciones simultáneas de ambas señales eliminan la función instrumental, y la presencia de ruido, debido a

alguna desviación originada por factores eléctrico, óptico y ambiental. La DPC puede ser usada a diferentes perfiles de temperatura de modo que se obtiene la función instrumental. La celda fotoacústica diferencial también tiene todos los elementos de una celda electroquímica capaz de seguir los procesos electroquímicos, como resultado de esta instrumentación es posible obtener en tiempo real la amplitud y la fase de la señal fotoacústica viniendo de la muestra sin alguna interferencia por parte del sistema. En su trabajo presenta dos casos como una demostración de su trabajo aplicado a dos campos de estudio: La electrodeposición de zinc sobre un sustrato de acero, así como el estudio de la difusión de iones agua y calcio dentro de capas orgánicas [16].

Una de las grandes ventajas del trabajo de Rodríguez, es que en su celda se propone un control de temperatura, esto puede evitar las variaciones de la temperatura ambiente y es posible lograr una mayor estabilidad térmica. Incluso su trabajo amplio la posibilidad de incrementar la señal fotoacústica a través de la variación de temperatura, esto a causa de que el sonido viaja más rápidamente cuando la temperatura aumenta. Marquezini desarrollo un trabajo en el cual se incluye la respuesta del micrófono ante la variación de la frecuencia de la onda incidente sobre la muestra de trabajo, en este trabajo se desarma un micrófono de electroreto y se analizan los efectos debido a su fabricación y con ello se obtiene un modelo matemático que representa la respuesta del micrófono [32].

Finalmente, en el trabajo de Cortes-Ibarra y colaboradores se muestra la importancia de la celda fotoacústica diferencial en la medición in situ de diversos procesos dinámicos, en su trabajo se mide la permeabilidad del agua en hueso descalcificado [33].

## 6. Conclusiones

Se fabricó un sistema experimental de lecturas ópticas haciendo uso de la herramienta virtual LabView. Se realizaron mediciones en aluminio y acero. Los valores resultantes de difusividad



térmica medidos al usar las diferentes metodologías convergieron de acuerdo con los valores reportados en la literatura, mostrando auto-consistencia.

LabView mostró ser una excelente herramienta para la instrumentación virtual de sistemas experimentales, ya que, al ser un ambiente de programación por bloques, es sumamente intuitiva, es posible modificar o agregar fácilmente más funciones de ser necesario, además de ahorrar tiempo, con respecto a otros lenguajes de programación. Con respecto a las mediciones realizadas, el sistema instrumentado, permite obtener propiedades térmicas en materiales opacos, mediante pruebas no destructivas.

La técnica fotoacústica (TFA), ha sido ampliamente utilizada para diagnósticos térmicos en una diversidad de materiales. El principio básico de esas técnicas consiste en las mediciones indirectas de las fluctuaciones de temperatura como un resultado del proceso de desexcitación no radiativa que toma lugar siguiendo la absorción de la intensidad de radiación modulada. Con algunas pocas excepciones TFA involucra el análisis de la señal como una función de la frecuencia de modulación.

### Referencias

- [1] E. J. G. Albarracín and D. G. P. de Lema, "Impact of innovation on the performance of msme: An empirical study conducted in Colombia," *Estud. Gerenciales*, vol. 28, no. 122, pp. 11-27, 2012. [https://doi.org/10.1016/S0123-5923\(12\)70191-2](https://doi.org/10.1016/S0123-5923(12)70191-2).
- [2] E. Arellano. "Revisión Bibliométrica sobre Administración Estratégica y Estrategia en base de datos Scopus Bibliometrics on strategic management and strategy in Scopus database", 2015. <https://doi.org/10.13140/RG.2.1.2367.7200.2015>.
- [3] D. J. Teece, "Dynamic capabilities: a guide for managers," *Ivey Bus. J.*, vol. 75, no. 2, pp. 29-33, 2011. <https://notts.rl.talis.com/items/DE49C8C1-9E2B-9FE3-3D11-CA77094F47B5.html>.
- [4] M. de L. Álvarez Medina, "Competencias centrales y ventaja competitiva: el concepto, su evolución y su aplicabilidad," *Contaduría y Adm.*, vol. 1, no. 209, pp. 5-22, 2003. <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=39520902>.
- [5] H. Chesbrough, "Business Model Innovation: Opportunities and Barriers," *Long Range Plann.*, vol. 43, no. 2, pp. 354-363, 2010. <https://doi.org/10.1016/j.lrp.2009.07.010>.
- [6] D. J. Teece, "Business Models, Business Strategy and Innovation," *Long Range Plann.*, vol. 43, no. 2, pp. 172-194, 2010. <https://doi.org/10.1016/j.lrp.2009.07.003>.
- [7] M. Delgado Fernández and F. Castro Díaz Balart, "Innovación tecnológica, estrategia corporativa y competitividad en la industria cubana," *Dir. y Organ. Rev. Dir. Organ. y Adm. Empres.*, vol. 0, no. 22, pp. 14-27, 1999. <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=169902>.
- [8] M. A. Morales-González and J. L. Pech-Vázquez, "Competitividad y estrategia: el enfoque de las competencias esenciales y el enfoque basado en los recursos," *Rev. Contaduría y Adm.*, no. 197, pp. 47-63, 2000. <https://www.biblioteca.org.ar/libros/91537.pdf>.
- [9] R. Casadesus-Masanell and F. Zhu, "Strategies to Fight Ad-Sponsored Rivals," *Manage. Sci.*, vol. 56, no. 9, pp. 1484-1499, Jul. 2010. <https://doi.org/10.1287/mnsc.1100.1199>.
- [10] M. Ferreira, F. Serra, A. Torres, and M. Torres, *Administração Estratégica*. Elsevier Brasil, 2014. [http://redeetec.mec.gov.br/images/stories/pdf/proeja/administracao\\_estrat.pdf](http://redeetec.mec.gov.br/images/stories/pdf/proeja/administracao_estrat.pdf).
- [11] M. P. Nunes and F. K. Steinbruch, "Internationalization and the need of business model innovation - A theoretical approach," *Brazilian Bus. Rev.*, vol. 16, no. 3, pp. 207-221, 2019. <https://doi.org/10.15728/bbr.2019.16.3.1>.
- [12] M. Díaz Pérez, Y. de Liz Contreras, and S. Rivero Amador, "El factor humano como elemento dinamizador del proceso empresarial en la gestión de la información y conocimiento," *Acimed*, vol. 20, no. 5, pp. 42-55, 2009. [http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_artext&pid=S1024-94352009001100004&lng=es&tlng=es](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_artext&pid=S1024-94352009001100004&lng=es&tlng=es).



- [13] S. Iammarino, M. Piva, M. Vivarelli, and N. Von Tunzelmann, "Technological Capabilities and Patterns of Innovative Cooperation of Firms in the UK Regions," *Reg. Stud.*, vol. 46, no. 10, pp. 1283-1301, Nov. 2012. <https://doi.org/10.1080/00343404.2012.679259>
- [14] M. G. Zoia, L. Barbieri, F. Cortelezzi, and G. Marseguerra, "The determinants of Italian firms' technological competencies and capabilities," *Eurasian Bus. Rev.*, vol. 8, no. 4, pp. 453-476, 2018. <https://doi.org/10.1007/s40821-018-0103-2>.
- [15] A. Pourhasan Harandi. "The effect of Information technology systems on productivity in Electronic Company of Sistan and Baluchestan Province, Iran", (unpublished Dissertation of M.A. of Management, Economics Collage), University of Sistan and Baluchestan, Iran. 2012. <https://www.ijmae.com/index.php?mod=journalman&act=18&pid=448>
- [16] F. Mousavifard, M. Kazemi, and A. Ayoubi, "Employees' Productivity and Automated Information System in Telecommunication Organization in Iran," *Int. J. Manag. Account. Econ.*, vol. 3, no. 3, 2016. [https://www.civilica.com/Paper-JR\\_IJMAE-JR\\_IJMAE-3-3\\_003.html](https://www.civilica.com/Paper-JR_IJMAE-JR_IJMAE-3-3_003.html).
- [17] H. Zhou, R. Dekker, and A. Kleinknecht, "Flexible labor and innovation performance: evidence from longitudinal firm-level data," *Ind. Corp. Chang.*, vol. 20, no. 3, pp. 941-968, Apr. 2011. <https://doi.org/10.1093/icc/dtr013>
- [18] T. Wang and C. D. Zatzick, "Human Capital Acquisition and Organizational Innovation: A Temporal Perspective," *Acad. Manag. J.*, vol. 62, no. 1, pp. 99-116, Mar. 2018. <https://doi.org/10.5465/amj.2017.0114>
- [19] K. Lee and J. Yoo, "How does open innovation lead competitive advantage? A dynamic capability view perspective," *PLoS One*, vol. 14, no. 11, p. e0223405, Nov. 2019. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0223405>
- [20] C. Caldwell and V. Anderson, *Competitive Advantage: Strategies, Management and Performance*, 1st ed. Nova Science Publishers, Incorporated, 2017. <https://novapublishers.com/shop/competitive-advantage-strategies-management-and-performance/>
- [21] B. Escrig-Tena, J. C. Bou-Llusar, V. Roca-Puig, and L. Beltrán-Martín, "Does quality management drive labour flexibility?," *Total Qual. Manag. Bus. Excell.*, vol. 23, no. 2, pp. 159-176, 2012. <https://doi.org/10.1080/14783363.2012.647845>
- [22] P. T. Preenen, R. Vergeer, K. Kraan, y S. Dhondt, "Labour productivity and innovation performance: The importance of internal labour flexibility practices," *Econ. Ind. Democr.*, p. 0143831X15572836-, 2015. <https://doi.org/10.1177/0143831X15572836>.
- [23] T. Melton, "The Benefits of Lean Manufacturing: What Lean Thinking has to Offer the Process Industries," *Chem. Eng. Res. Des.*, vol. 83, no. 6, pp. 662-673, 2005. <https://doi.org/10.1205/cherd.04351>
- [24] G. Thomas and M. Thomas, "Lean Thinking," *Construction Partnering & Integrated Teamworking*. pp. 159-163, 01-Aug-2005. <https://doi.org/10.1002/9780470759660>



Este texto está protegido por una licencia [Creative Commons 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

*Usted es libre para Compartir—copiar y redistribuir el material en cualquier medio o formato— y Adaptar el documento—remezclar, transformar y crear a partir del material— para cualquier propósito, incluso para fines comerciales, siempre que cumpla la condición de:*

*Atribución: Usted debe dar crédito a la obra original de manera adecuada, proporcionar un enlace a la licencia, e indicar si se han realizado cambios. Puede hacerlo en cualquier forma razonable, pero no de forma tal que sugiera que tiene el apoyo del licenciante o lo recibe por el uso que hace de la obra.*

[Resumen de licencia](#) - [Texto completo de la licencia](#)