

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA
FACULTAD DE INGENIERÍA**

ÁREA DE POSGRADO

MAESTRÍA Y DOCTORADO EN CIENCIAS E INGENIERÍA



**“DISEÑO DE MODELO ENERGÉTICO CARDIOPULMONAR DE
PACIENTE CONAMPUTACIÓN TRANSTIBIAL”**

T E S I S

que presenta para obtener el grado de MAESTRO EN CIENCIAS:

BIOINGENIERA DENISSE ARELY BERMUDEZ JIMENEZ

DIRECTOR DE TESIS:

Dr. Roberto López Avitia.

CO DIRECTOR DE TESIS:

Dr. Ismael Mendoza Muñoz.

Dedicatoria.

Dedico este proyecto para aquellas personas que se encuentran caminando contra corriente, para aquellas personas que deciden continuar con su carrera profesional, porque al final de la meta les digo que valdrá mucho la pena. Nunca consideres el estudio como una obligación, sino como una oportunidad para entrar en el maravilloso mundo del saber.

Agradecimientos.

Lo primero de todo, me gustaría agradecer a...

Mi madre, por ser la figura más importante de mi vida, por su amor, entrega y apoyo incondicional, quien con sus palabras me ayudaban a seguir adelante, siempre ser perseverante hasta cumplir con mis ideales

Padre, por su apoyo e inspiración para seguir adelante con mi carrera profesional.

Cindy, por ser mi más grande maestra de vida.

Ricardo, por cada consejo y por cada una de sus palabras que me guiaron durante mi vida.

Leonardo, por su apoyo, y constante motivación y por ser pieza clave al iniciar este proyecto.

Dr. Roberto L. Avitia, por su paciencia y constancia, este trabajo no lo hubiese logrado tan fácil. Sus consejos fueron siempre útiles cuando no salían de mi pensamiento las ideas para escribir lo que hoy he logrado.

Resumen.

Una prótesis es un dispositivo mecánico inventado por especialistas con el propósito de rehabilitar a una persona amputada.

De modo que, no solo ayuda en las tareas diarias, sino que también ayuda a reducir la energía requerida en cualquier tarea. Debido al alto porcentaje de amputados en todo el mundo, es importante desarrollar prótesis que se adapten a sus necesidades. En un proceso de rehabilitación, el gasto energético se puede cuantificar utilizando un ergoespirómetro, midiendo parámetros fisiológicos como VO_2 , VO_2 Max, VCO_2 , RER y FC. En este trabajo, presentamos una revisión bibliográfica de los parámetros que describen el gasto energético y la relación con el tipo de prótesis en sujetos que utilizan prótesis pasivas y sujetos que no. Se propone un protocolo a seguir para realizar una parametrización del uso de prótesis en relación a la fisiología del paciente, así como también, encontrar la relación que existe entre los diferentes parámetros que la describen utilizando un modelo matemático inicial, generando una nueva medida de diseño.

Palabras clave.

Gasto energético, amputación transtibial, consumo de oxígeno, VO_2 , VO_2 Max. VCO_2 , RER, FC.

Abstract.

A prosthesis is a mechanical device invented by specialists following the purpose of rehabilitate an amputee person.

So that, not only helps in daily tasks but also help reduce the energy required in any task. Due to the high percentage of amputees around the world, it is important to develop prostheses that fit in their needs. Energy expenditure in a rehabilitation process can be quantified by measuring physiological parameters such as VO_2 , VO_{2max} , VCO_2 , RER and the HR, and using ergospirometry. In this work, we present a literature review of energy expenditure parameters and the relationship with the type of prosthesis in individuals who use passive prostheses and individuals who do not. It is proposed to perform a parameterization of the use of prostheses in relation to the physiology of patient, generating a new measure of design. As well, to find the relation that exists between the different parameters that describe it using an initial mathematical model.

Key words: *Energy expenditure, transtibial amputation, oxygen consumption, VO_2 , VO_2 Max. VCO_2 , RER, FC.*

Aportaciones.

Los resultados de una investigación exhaustiva del presente proyecto de tesis fueron presentados y publicado en 2022 Global Medical Engineering Physics Exchanges/ Pan American Health Care Exchanges (GMEPE/PAHCE). A continuación, se hace referencia sobre el producto académico mencionado

1. D. A. Bermudez, R. L. Avitia, M. A. Reyna, M. A. Camarillo and M. E. Bravo, "Energy expenditure in lower limb amputees with prosthesis," 2022 Global Medical Engineering Physics Exchanges/ Pan American Health Care Exchanges (GMEPE/PAHCE), 2022, pp. 1-5, doi: 10.1109/GMEPE/PAHCE55115.2022.9757804.

Energy expenditure in lower limb amputees with prosthesis

D. A. Bermudez¹, R. L. Avitia², M. A. Reyna³, Mario A. Camarillo⁴, M. E. Bravo⁵

^{1,2,3,4,5}Bioengineering and Environmental Health Department, Universidad Autonoma de Baja California (México)

(Note: Email, phone info optional) Email: denisse.bermudez@uabc.edu.mx; Ph. (686) 221-7616

Abstract — A prosthesis is a mechanical device invented by specialists following the purpose of rehabilitate an amputated person. So that, not only helps in daily tasks but also help reduce the energy required in any task. Due to the high percentage of amputees around the world, it is important to develop prostheses that fit in their needs. Energy cost in a lower limb amputee can be quantified by indirect calorimetry by measuring oxygen consumption during walking or climbing stairs. This work is a review of the background of the type of prostheses developed to date and their relation with energy cost in lower limb amputees.

Keywords — lower limb amputee, energy cost, prosthesis.

1. INTRODUCTION

In 2014, it was reported that there are about 900 thousand of amputees in Mexico, according to the Academia Nacional de Cirugía (The National Academic of Surgery), producing about 75 amputations per day. The most common causes of amputation are by vascular diseases (81%), by trauma (16%), by malignant tumors or congenital causes (3%). In accordance, with the Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), 97% of amputees are for vascular diseases, 31% of amputees are for trauma and 36% of amputees are for congenital causes are lower limbs. [1]. In México, are manufactured around 400 prostheses per year, of which the National Institute of Rehabilitation (INR) provides 120. However, they are not sufficient to supply all patients who suffer an amputation [1].

Prostheses, in particular of lower limb, must comply the same characteristics, conditions and restrictions that a human leg has. In such a way that patients who use a prosthesis can continue to develop their day to day activities.

A prosthesis is an artificial device created with the purpose of supplement or replace any part of the body that has been lost, helping to recover and improve the functionality of the lost limb.

Furthermore, it also fulfills the aesthetic character improving anatomical aspect of amputee [2].

Therefore, a lower limb prosthesis is a device that provides support, allowing or facilitating the gait and giving an appearance of normality. All prostheses show the same basic properties although there are many with different outward

appearances. However, they all have a common objective: get closer to the behavior of a human leg. In addition, as secondary objectives are to achieve a correct cushioning, stability of the limb and progression of the center of gravity during walking and a correct alignment of the lower limbs [3].

A lower limb amputation causes the loss of all mechanism used throughout the gait cycle (braking, thrust, propulsion, etc.). So that, it will be retrieved in order to optimize this type of tasks. For all these reasons, any lower limb prosthesis should have the ability to support static and dynamic, which requires that there are transfers of body weight from the stump to the rest of the prosthesis. Flexion during oscillation phase should emulate the same as that occurs physiologically, avoiding the drag of foot in the ground. To ensure that this does not occur, it will be necessary to perform properly the anchor, coupling and suspension of prosthesis to the stump. The cushioning, as well as the restoration of balance

and symmetry allow a correct location of the center of gravity [4].

In general, the lower limb prostheses represent one of technological advances with a broad development at the global level. The benefits achieved in patients ranging from a simple walk to more complex activities. The measures of comparison for prostheses designs are based on their construction and operation, namely, lighter, automated or simply with better aesthetic prosthesis.

1.1 Passive prostheses

A passive prosthesis has as main objective to provide support to the amputee during walking and standing. However, they have the disadvantage that they are not able to exert positive work in an upright posture, increasing the risk of joint or back pains and causing to amputee a greater energy expenditure than a non-amputee during normal walking [5].

Thus, recent researches has shown that transfemoral amputees with passive prostheses spend up to 60% more energy compared to non-amputees [2]. As well, transtibial amputees present an energy expenditure of 20-30% more than a non-amputee during gait [6].

1.1.1 Powered or active prosthesis

Powered or active prostheses are able to imitate human gait, providing both negative and positive work in upright position thereby improving energy expenditure of amputee during walking [4]. However, despite the foregoing, there is still a difference between energy expenditure of a person carrying a powered prosthesis against a non-amputee.

1.III. Previous studies

Currently, most of the available commercial prostheses are passive that they are not able to exert positive work in upright posture, so that increase the risk of pain in the patient. On the other hand, recent researches has shown that powered prostheses are able to imitate the human gait, can provide both negative and positive work in the upright position as well as improve energy expenditure in gait because they increase patient's walking speed [7-9]. Ideally, a good design of powered prostheses must contain certain characteristics such as being able to produce sufficient net power for walking, low energy consumption and do not exceed weight and height of the healthy limb [10] [11].

Nowadays, the great majority of energized prostheses are still in developmental stage. One of them is the ankle prosthesis developed by Massachusetts Institute of Technology (MIT) which uses elastic actuators in series and springs in parallel, in which demonstrate that this configuration reduces energy expenditure during walking in amputated patients below the knee [6]. Also, MIT has developed a quasi-passive knee exoskeleton where they incorporate a spring in parallel with knee joint intended to store energy when the heel is in contact with the floor and then released when the heel is lifted off the ground. Helping in this way, to minimize the effort required by the quadriceps to move and reduce the energy expenditure of patient during gait [12].

In other research, they focus on replacing conventional material used in manufacture of prostheses (titanium or aluminum) for composite materials (carbon fiber) in order to reduce considerably weight of prosthesis and consequently decrease the amount of energy required by amputee when moves on his prosthesis [13] [14]. Regarding the reduction of energy cost, there is a great variety of studies supporting the use of powered prostheses helps to reduce the values of certain physiological parameters which passive prostheses were not able to decrease, but quite the opposite. It is estimated that the improvement of these parameters will help to reduce energy expenditure of amputee with lower limb prosthesis to get closer that a non-amputee [8] [15-17].

II. METHODOLOGY

II.1 Parameters

There are a number of parameters repeated in all the articles that quantifying energy in a lower limb amputee with prosthesis [7] [9] [14] [18-25].

First, oxygen consumption (VO_2) measured in ml/kg/min . Defined as the amount of oxygen that the body consumes per unit of time and it is related to metabolism. As it establishes a higher energy demand, the oxygen consumption increases [26]. The fact that a person is amputated varies its oxygen consumption because there is one member less to pump blood. It is the most relevant parameter to obtain the energy expenditure of an amputee [24]. Derived from oxygen consumption (VO_2), another parameter known as maximal oxygen consumption ($\text{VO}_{2\text{max}}$) in ml/kg/min is studied. It is understood as the maximum amount of oxygen that the organism can absorb, transport and consume in a given time. $\text{VO}_{2\text{max}}$ is an indicator of an individual's functional capacity and varies depending on several factors [26]. These factors can be genetic endowment, which affects up to 70% of the value of $\text{VO}_{2\text{max}}$, the age that increases gradually from birth parallel to the gain of the body weight, reaching a maximum in the range of the 18 to 25 years and from that age, gradually decrease. Also, it depends on the lean or fat free weight, so that the greater muscle mass the greater $\text{VO}_{2\text{max}}$ is. Finally, the physical training produces substantial increases in the value of $\text{VO}_{2\text{max}}$.

Along with oxygen consumption, another of most important parameters to be taken into account when measuring energy expenditure in an amputee is heart rate (HR). In other words, it is the number of beats per minute and it is measured in beats per minute (bpm). In an amputee, heart rate values are higher, which implies a higher energy cost [24].

Another parameter of great importance in the study of energy expenditure, is the walking speed. The distance walked in a given time. It is known that people who have lower limb prosthesis walk slower than a non-amputee does. However, there are studies that has shown that active prostheses increase speed during patient's gait. Consequently reducing their energy expenditure during walking up to 8% [27] [28].

CO_2 production is another of the basis parameters that are determined in the studies of energy expenditure and is understood as the amount of CO_2 is released in expiration process in ml/kg/min [26].

Finally, another physiological parameter that is frequently repeated in studies of energy expenditure in lower limb amputees is respiratory exchange ratio (RER). It is defined as the ratio of expired CO_2 volume to inspired O_2 volume. It allows knowing the type of energetic substrate is oxidizing in the organism as main source of energy. It is dimensionless and its maximum value is unity. When

mainly carbohydrates are oxidized, value is 1, when fats is approximately 0.7 and proteins close to 0.8[28]:

$$RER=VCO_2/VO_2 \quad (1)$$

III. MATERIALS.

K4b2 from COSMED (Italy) is used in most researches, studying energy cost in lower limb amputees [6-8] [10-12] [19] [20] [25-33]. It is a gas exchanger capable of measuring, by telemetry, cardiorespiratory responses in movement. This device measures simultaneously all the parameters mentioned in the preceding paragraph.

TABLE 1
Methodological characteristics

Authors	Ref.	Equipment	Parameters
H.L. Jarvis (2016)	[37]	Vicon, Oxford	Walking speed
		AMTI, Watertown	Stride and gait characteristics
		Metamax	Metabolic energy expenditure
E.R. Quesada (2016)	[38]	Oxycon Mobile	
		CareFusion	Direct calorimetric
		Bortec	
C.E. Pardo (2016)	[39]	Cosmed®	%BF: Body fat
			CF: Flexion contracture
			HR: heart rate
			Lower limb strength
			RR: respiratory rate
			BMI: body muscle mass index
			SMI: Skeletal muscle mass index
			O2 consumption in ml / min (at rest, per kg of weight)
			Total knee replacement
			BP: blood pressure
			VO2: volume of O2 consumption
			Heart rate
			SpO2
H.E. Rosero (2017)	[40]	WEP-4208JF Nihon Kohden Corporation	Breathing frequency
			Blood pressure
			Degrees of dyspnea
			Fatigue with the Borg scale
Fátima G. (2018)	[41]	Plug-In-Gait Biomechanical Modeler 1.7 de Vicon	Transformation of mechanical energy using the pendulum mechanism, the percentage of energy conversion
		Bonita B10	
		Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK	

IV. METHODS

In the various articles reviewed, there is no specific evidence for measuring energy expenditure. Table 1 is a compilation of the methods used in the references of this study.

TABLE 2
Methods of measuring cost

Authors	Ref.	Year	Method
An et al.	[6]	2009	Walk 5 minutes
Mohanty et al.	[7]	2012	Walk 30 minutes
Mancinelli et al.	[8]	2011	Walk 8 minutes
Endo et al.	[10]	2009	Walk 8 minutes
Dollar et al.	[12]	2008	Walk
Chun et al.	[19]	2004	Walking at different speeds
Gunn et al.	[25]	2013	Squats for 5 minutes
Darter et al.	[27]	2013	Walk 15-20 minutes
Mooney et al.	[28]	2014	Walk 10 minutes
Traballero et al.	[30]	2011	Walk 61 meters
Gasper et al.	[31]	2003	Test Shuttle
Ledoux et al.	[32]	2015	Up and down 17 meters of stairs
Heer et al.	[33]	2011	Walk 4-6 minutes
Popelatz et al.	[35]	2014	Walk 10 meters
			Walk on uneven terrain up and down 12 steps
Shum et al.	[36]	2015	Up 5 steps

V. DISCUSSION

In the Laboratory of Bioengineering of Autonomous University of Baja California, has developed a functional prototype of active prosthesis for amputees above and below knee, which in its test phase [34]. This prosthesis developed has not been parameterized, nor put in amputees, so a method of measuring its functionality is necessary when it is used.

Therefore, it is proposed to perform a parameterization of the use of prostheses in relation to the physiology of patient, generating a new measure of design. As well, to find the relation that exists between the different parameters that describe it using an initial mathematical model. For the above and as a matter of principle, it is proposed to measure energy expenditure in a group of 30 lower limb amputees

with prosthesis. Measuring parameters such as the heart rate (HR), the maximal oxygen consumption (VO_{2max}), the O_2 consumption (VO_2), the CO_2 production (VCO_2), respiratory exchange ratio (RER) or walking speed using instruments that are currently available.

The prosthesis developed by Laboratory of Bioengineering of Autonomous University of Baja California is powered by batteries and electronic circuits for the control of movements. It consists of two modules; the ankle module and the knee module. The ankle module contains a unidirectional spring configured in parallel with an actuator controlled by force. This spring is used to store energy in dorsiflexion. The knee module consists of a series of unidirectional actuators and springs configured in parallel with the motor [34].

VI. CONCLUSION

The bibliographic review shows that although there are methods of evaluation tested to measure energy expenditure in healthy persons, or even many of them athletes, these tests have not been performed in amputees in order to evaluate the best prosthesis designs. Advanced designs of both passive and powered prosthesis can be found in various companies and research institutions. However, in our work we will perform a physiological modeling that related the healthy patient as ideal, in comparison with the amputee using prosthesis. The purpose will be to determine a method of physiological evaluation against the use of passive and active prosthesis.

Conflict of interest

The authors declare no conflict of interest.

Ethic approval

No ethical approval is required for this work.

Acknowledges

We wish to thank the National Council of Science and Technology of Mexico (CONACyT).

REFERENCES

- [1] Academia Nacional de Medicina, "Los amputados, un reto para el estado", Apdo Sesión 4/Marzo/2015.
- [2] U. R. Lauza Medina, "Diseño y construcción de una prótesis ortopédica modular para amputado transtibial" Simón Bolívar University (Venezuela), 2009, pag: 28, 30.
- [3] A. M. Espejo Mora, "Construcción de un prototipo final de pie para prótesis transtibial", University of la Salle (Colombia), January 2007, pag. 25, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33.
- [4] A. Forner-Cordero, J. L. Pons and M. Wisse, "Basis for bioinspiration and bio-mimeticism in wearable robots", CISC (Spain) and University of Technology (DUT), Delft (Netherlands), 2008.
- [5] F. Sup, H. Virel, J. Mitchell, T. Withrow, and M. Goldfarb, "Self-contained powered knee and ankle prosthesis: Initial evaluation on a transfemoral amputee", *Rehabilitation Robotics, ICORR, IEEE International Conference*, 2009, Pp. 638-644.
- [6] Au, S.K., Weber, J., and Herr, H., "Powered Ankle-Foot Prosthesis Improves Walking Metabolic Economy", *Robotics, IEEE Transactions* 25, (1), 2009, pp. 51-66.
- [7] R.K. Mohanty, P. Lenka, A. Equebal, R. Kumar, "Comparaison du coût énergétique chez les amputés transtibiaux avec « prothèse » et « béquilles sans prothèse » au cours des activités de marche", National Institute for the Orthopedically Handicapped, Kolkata, India, February 2012.
- [8] Chiara Mancinelli, Benjamin L. Patritti, Peppino Tropea, Richard M. Greenwald, Rick Casler, Hugh Herr and Paolo Bosato, "Comparing a Passive-Elastic and a Powered Prosthesis in Transfemoral Amputees", 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS Boston, Massachusetts USA, 2011.
- [9] Han Houdijk, Eveline Pollmann, Marlies Groenewold, Han Wiggerts and Wojtek Polonski, "The energy cost for the step-to-step transition in amputee walking", *Gait & Posture* 2009, 30 35-40.
- [10] K. Endo, E. Swart, H. M. Herr, "An artificial gastrocnemius for a transtibial prosthesis" *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, Annual International Conference of the IEEE* 2008, pp. 5034-5037.
- [11] Nicholas P. Fey, Glenn K. Klute and Richard R. Neptune, "Optimization of Prosthetic Foot Stiffness to Reduce Metabolic Cost and Intra-Knee Loading During Below-Knee Amputee Walking: A Theoretical Study", *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 134 / 111005-1, November 2012.
- [12] A. M. Dollar and H. Herr, "Design of a quasi-passive knee exoskeleton to assist running", *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Nice, France, 2008.
- [13] R. S. Gailey, M. S. Nash, T. A. Atchley, R. M. Ziller, G. R. Molise-Little, N. Morris-Cresswell and L. I. Siebert, "The effects of prosthesis mass on metabolic cost of ambulation in non-vascular transtibial amputees", *Prosthetics and Orthotics International*, 1997, 21, 9-16.
- [14] Thomas Schmalz, Siegmund Blumentritt and Rolf Jarasch, "Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components", *Gait & Posture* 2002, 16 255/263.
- [15] Myunghee Kim and Steven H. Collins, "Once-per-step control of ankle-foot prosthesis push-off work reduces effort associated with balance during walking", *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2015, 12-43.
- [16] Steven H. Collins, M. Bruce Wiggins and Gregory S. Sawicki, "Reducing the energy cost of human walking using an unpowered exoskeleton", *Nature*, Vol 522, June 2015.
- [17] Joshua M. Caputo and Steven H. Collins, "Prosthetic ankle push-off work reduces metabolic rate but not collision work in non-amputee walking", *Nature*, December 2014.
- [18] Dana Hunter, Elizabeth Smith Cole, M. Murry and Tinker D. Murry, "Energy Expenditure of Below-Knee Amputees During Harness-Supported Treadmill Ambulation", *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, December 2015.
- [19] T. Chin, S. Sawamura, R. Shiba, H. Oyabu, Y. Nagakura and A. Nakagawa, "Energy expenditure during walking in amputees after disarticulation of the hip", *Journal of Bone & Joint Surgery*, 2005.
- [20] Joakim J. Gessn, Guillaume J. Bashes, Bernard Franck, Christine Detrembleur and Patrick A. Willems, "Effect of speed on the energy cost of walking in unilateral traumatic lower limb amputees", *Eur J Appl Physiol* 2008, 103 655-663.
- [21] Jean Pysant, Christian Beynet, Ange-Michel Delé, Noël Martinet and Jean-Marie André, "Influence of terrain on metabolic and temporal gait characteristics of unilateral transtibial amputees", *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 2008, Volume 43, Number 2, Pages 153-160.

- [22] Yoshinori Sagawa, K. Kato, T. Tsuruta, S. Arima, A. Ando, T. Thevenon, Nicolas Vuillemin and Eric Watelain, "Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: A systematic review", *Gait & Posture* 2011, 33 511–526.
- [23] Hamid Batini and Sandra J. Olney, "Effect of the Weight of Prosthetic Components on the Gait of Transfemoral Amputees", *J Prosthet Orthot* 2004, 16 113–120.
- [24] P. Haoui, N. Martinet, C. Beyaert, F. Marchall and JM André, "Détermination du coût énergétique de la marche chez le sujet amputé de jambe: pod Copy III versus pod Sach", *Ann Madaptation Med Phys* 1995, 38, 481–485.
- [25] Andrej Gams, Tadej Petric, Tadej Debevec, and Jan Babec, "Effects of Robotic Knee Exoskeleton on Human Energy Expenditure", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, VOL. 60, NO. 6, June 2013.
- [26] J. López Chicharro, A. Fernández Vagueru, 2013, "Fisiología del Ejercicio", Editorial Panamericana.
- [27] Benjamin J. Darter and Jason M. Wilken, "Energetic consequences of using a prosthesis with adaptive ankle motion during slope walking in persons with a transfemoral amputation", *National Institute of Health*, 2014.
- [28] Luke M. Mooney, Elliott J. Rouse and Hugh M. Herr, "Autonomous exoskeleton reduces metabolic cost of human walking", *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2014, 11:151. Temporal spatial and metabolic measures of walking in highly functional individuals with lower limb amputations, *ARCHIVES OF PHYSICAL MEDICINE AND REHABILITATION* (2016), doi: 10.1016/j.apmr.2016.09.134.
- [29] Jack H. Wilmore y David L. Costill, 2010, "Fisiología del esfuerzo y del deporte", Editorial Paidotribo.
- [30] Marco Traballeni, Anna Sofia Delum, Tiziana Averna, Roberto Pellegrini, Francesco Paradesi, Stefano Bruselli, "Energy cost of walking in transfemoral amputees: Comparison between Mario Anatomical Socket and Ischal Containment Socket", *Fondazione Santa Lucia IRCCS, Scientific Institute for Research, Hospitalization and Healthcare y Officina Ortopedica ITOP, Italia*, May 2011.
- [31] Alexandra Passos Gaspar, Sheila Jean McNeill Ingham, Therezinha Rosane Chamlian, "Gasto energético em paciente amputado transfemoral com prótese e anelética", *Universidade Federal de São Paulo – Escola Paulista de Medicina, São Paulo, Brazil*, April 2003.
- [32] E. D. Ledoux, B. E. Lawson, A. H. Shultz, H. L. Bartlett and M. Goldfarb, "Metabolism of Stair Ascent with a Powered Transfemoral Prosthesis", *Universidad de Nashville*.
- [33] Hugh M. Herr and Alena M. Grabowski, "Biome ankle-foot prosthesis normalizes walking gait for persons with leg amputation", *Proc. R. Soc. B* July 2014, 279, 457–464.
- [34] Ruben C. Martinez, Roberto L. Avitia, Marco A. Reyna, Miguel M. Bravo, "Implementation of a Novel Powered Ankle-Knee Prosthesis for Lower Limb Amputees and a Control Strategy Proposal", *International Journal of Engineering and Advanced Technology (IJTEAT)* ISSN: 2249 – 8958, Volume-4 Issue-5, June 2015.
- [35] S. Popielarz, J. Lacroix, M. Munoz, M.A. Fargues-Glucke, J.Y. Salle, S. Mandigout, "Effets d'un amortisseur de chocs sur le confort prothétique et la consommation d'oxygène chez les patients amputés tibiaux vasculaires en situation écologique", *Rebeyrol Hospital, Laboratory HAVAE, Université de Limoges, Limoges, France*, June 2014.
- [36] Shun Yoshida, Takahiro Wada and Koh Inoue, "A passive transfemoral prosthesis with movable ankle for stair ascent", *Universidad de Ritsumeikan, Japan*, 2015.
- [37] Jarvis HL, Bennett AN, Twente M, Phillip RD, Etherington J, Baker R, Temporal spatial and metabolic measures of walking in highly functional individuals with lower limb amputations, *ARCHIVES OF PHYSICAL MEDICINE AND REHABILITATION* (2016), doi: 10.1016/j.apmr.2016.09.134.
- [38] Quesada, R. E., Caputo, J. M., & Collins, S. H. (2016). Increasing ankle push-off work with a powered prosthesis does not necessarily reduce metabolic rate for transfemoral amputees. *Journal of Biomechanics*, 49(14), 3452–3459. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.09.015>
- [39] Pardo, C. E., Galvis, J. C., Naranjo, J. D., Villarroel, G., Blanco, J. Y., & Biez, O. A. (2016). Medición del aumento del consumo de energía en las deformidades progresivas de flexión de la rodilla en la marcha. *Revista Colombiana de Ortopedia y Traumatología*, 30(1), 11–18. <https://doi.org/10.1016/j.rcot.2016.06.001>
- [40] Rosero Carvajal, H. E., Cuero-Campuz, D. F., Arias-Balanta, A. J., & Wilches Luna, E. C. (2017). Distancia recorrida en la prueba de marcha de los 6 minutos en una población adulta sana de entre 20 y 65 años. *Estudio piloto. Rehabilitación*, 53(3), 143–148. <https://doi.org/10.1016/j.rh.2016.12.003>
- [41] Fábrega, Gabriel, Peña, Ilana, Silva-Pereyra, Valentina, & Ramos-Arín, Virginia. (2018). Aprovechamiento de energía, cinemática y estabilidad en la marcha de un paciente con amputación transfemoral: un abordaje de rehabilitación. *Revista de la Facultad de Medicina*, 66(1), 59–68. <http://sis.doc.org/10.15446/rmf.facmed.v66n1.66724>

INDICE

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA	1
Dedicatoria.....	2
Agradecimientos.....	3
Resumen.....	4
Abstract.....	5
Aportaciones.....	6
Justificación.....	14
Objetivo General.....	16
Objetivos específicos.....	16
Hipótesis.....	16
Capítulo 1. Antecedentes	17
1.1 La amputación a través de los años	17
1.2 El creciente número de amputados.....	19
1.3 El impacto individual, familiar, social y económico	19
1.4 Epidemiología de las amputaciones	20
1.5 Niveles de amputación	21
1.6 Amputación transtibial.....	21
1.7 Presente y futuro de la tecnología para rehabilitación de los amputados	22
1.8 Prótesis transtibial.....	22
1.9 Control sobre las prótesis	23
1.10 Clasificación sobre las prótesis.....	24
1.11 Gasto energético	25
1.12 Calorimetría.....	26
1.13 Calorimetría directa.....	26
1.14 Calorimetría indirecta	26
1.15 Ecuaciones predictivas.....	28
1.16 Ecuación de Harris y Benedict	28
1.17 Ecuación de Quenouille	28
1.18 Ecuaciones de FAO/WHO/UNU (2001).....	28
Capítulo 2. Estado del Arte	30
2.1 Autor H.L. Jarvis (2016).....	30
2.2 Autor E.R. Quesada (2016).....	31
2.3 Autor C.E. Pardo et al (2016).....	31
2.4 Autor H.E. Rosero Carvajal et a (2017)	32
2.5 Autor Haouzi P. (1995)	33
Capítulo 3. Marco experimental	36
3.1 Materiales y equipo	36

3.2 Etapa 1. Selección del paciente.....	38
3.3 Etapa 2. Evaluación médica del paciente (Figura No. 1.3)	40
3.4 Etapa 3. Prueba de esfuerzo (Figura No. 1.4).	43

Justificación.

Una de las problemáticas en salud más preocupante en nuestros días y que representa un problema social cada vez más creciente son las amputaciones en general. En 2014, se reportó que hay cerca de 900 mil amputados en México, presentándose cerca de 75 amputaciones al día según la Academia Nacional de Cirugía, de las cuales el 81% están asociadas a enfermedades cardiovasculares, el 16% a eventos traumáticos como son los accidentes de tráfico y el resto, es decir el 3% están relacionadas con tumores malignos o causas congénitas de origen genético, infeccioso o medioambiental, como por ejemplo el síndrome de Down.

Según el Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), el 97% de las amputaciones en pacientes son de miembro inferior. Las cuales provocan la pérdida de todos los mecanismos empleados a lo largo del ciclo de la marcha, como, por ejemplo, la capacidad de frenado, el impulso, la propulsión, entre otros, por lo que se recomienda utilizar prótesis para tratar de recuperarlos y de optimizar este tipo de tareas.

Las prótesis de pierna deben cumplir con las mismas características, condiciones y restricciones que tiene una pierna humana, de tal forma que el paciente que utiliza la prótesis pueda seguir desarrollando sus tareas cotidianas de manera eficiente. Toda prótesis de miembro inferior deberá tener la capacidad de apoyo estático y dinámico, por lo que se requiere que existan transferencias del peso corporal desde el muñón al resto de la prótesis [1].

Dependiendo de sus características y funcionalidad las prótesis se dividen en dos grupos: pasivas y activas o energizadas. Una prótesis pasiva de miembro inferior tiene como objetivo servir de apoyo al sujeto durante la marcha y la bipedestación. Sin embargo, tienen el inconveniente que no son capaces de ejercer trabajo positivo en postura erguida aumentando el riesgo de dolores en las articulaciones o la espalda y provocando que el paciente amputado gaste más energía que una persona no amputada durante la marcha normal. De esta manera, recientes investigaciones han demostrado que los sujetos con amputaciones transfemorales y prótesis pasivas gastan hasta un 60% más de energía en comparación con sujetos considerados sanos [4], y los sujetos con amputaciones transtibial con prótesis pasivas presentan un gasto mayor de energía metabólica de entre 20-30% más que un sujeto considerado sano durante la marcha normal [5].

No obstante, a pesar de esa mejora en el rendimiento del gasto energético que reportan diversos autores, no existen protocolos validados y/o actualizados que permitan definir con precisión que se ha alcanzado una mejora en el rendimiento energético del paciente, es decir, los estudios que se realizan, se basan en el mejoramiento de las prótesis de mejor calidad y

hasta durabilidad, pero en ningún caso han reportado los protocolos de medida como un estándar internacional que se pueda implementar en sujetos amputados. Por ello, es de especial interés medir parámetros fisiológicos a través de protocolos validados por especialistas en sujetos con prótesis en general del miembro inferior respecto a un sujeto considerado sano o sin prótesis, con la finalidad de cuantificar dicha diferencia de eficiencia energética como un valor de medida de la rehabilitación, que debe pasar un sujeto amputado en pruebas de marcha a través de instrumentos que utilicen calorimetría indirecta [7].

En este trabajo, se propone realizar un protocolo de medida del uso de prótesis en relación a la fisiología del paciente, generando un nuevo diseño validado. Así como encontrar la relación que existe entre los diferentes parámetros asociados mediante un ergoespirómetro que estiman el gasto energético de los sujetos amputados frente a los que no.

Objetivo General.

Desarrollar un protocolo de medida de parámetros fisiológicos asociados al paciente con prótesis transtibial, utilizando calorimetría indirecta e instrumentos de ergoespirometría, para el seguimiento temporal en la rehabilitación del mismo.

Objetivos específicos.

- Interpretar la evidencia bibliográfica actual y disponible sobre los protocolos aplicados a la rehabilitación del paciente con amputación transtibial que utiliza prótesis.
- Evaluar las características de los protocolos de rehabilitación de individuos con amputación transtibial que utilizan prótesis, así como sus beneficios para su integración social.
- Establecer las variables a medir para obtener una la más precisa estimación del gasto energético del individuo con amputación transtibial que utiliza prótesis, para integrarlas a la propuesta del protocolo.

Hipótesis.

Las variables fisiológicas que representa el gasto energético de un sujeto sano, son significativamente diferentes con las de un sujeto con amputación y que utiliza prótesis, validadas bajo las mismas condiciones con ayuda de un ergoespirómetro.

Capítulo 1. Antecedentes

En este capítulo se presenta información relacionada a la historia de las amputaciones a través de los años, se señala la problemática que representan los amputados no rehabilitados con el objetivo de analizar y describir la epidemiología de las amputaciones en la población mexicana, las causas mas frecuentes son: impacto individual, familiar, social y económico que representan y alguna de las consecuencias que tiene este problema. Se aborda, además datos estadísticos que relacionan un valor mayor en el gasto energético en individuos que utilizan prótesis e individuos que no. Al final, se presentan la metodología que distintos autores optaron para la medición del valor del gasto energético.

1.1 La amputación a través de los años

La amputación es sin duda el más antiguo proceso quirúrgico practicado por el hombre y aplicado en la medicina [9]. Tradicionalmente se consideraba que una amputación era el fracaso final e irreversible de todas las actuaciones médicas que se habían realizado sobre el paciente [9, 10] y se efectuaba con el exclusivo propósito de eliminar extremidades inútiles y/o salvarle la vida al enfermo. Era en ese preciso momento cuando las acciones sobre el amputado quedaban fuera del ámbito de la medicina [10, 11]. De forma que, el sacrificio del miembro era el precio que había que pagar para conservar la vida y quienes sobrevivían al traumatismo o a la enfermedad causal podrían considerarse afortunados [12]. Evidencias arqueológicas como cuchillos, piedras, sierras de huesos y dientes de animales; encontradas junto a esqueletos cuyas extremidades fueron seccionadas, sugieren que el hombre del Neolítico ya había efectuado este tipo de intervenciones, ya sea de forma punitiva, ritualista o terapéutica, con signos evidentes de haber sobrevivido a ella [13].

En la edad Antigua, es Heródoto quien nos narra por primera vez, el hecho histórico de una primera amputación, llevada a cabo por el soldado persa Hegistratus de Elis, quien se amputa el pie para liberarse de los grilletes que le encadenaban. En Grecia, Hipócrates en su libro De las articulaciones, establece los conceptos básicos para la realización de toda amputación.

A pesar de ello, durante la Edad Media se abandonaron todos estos criterios y la hemostasia pasó a realizarse mediante el machacamiento del muñón o por inmersión de éste en aceite hirviendo. [9, 13] [9, 10] En el Siglo XVI, Ambroise Paré, cirujano militar francés, escribe un texto sobre amputados en donde enfatiza la importancia de extirpar todo tejido

muerto, describe el síndrome postamputación, estableciendo las diferencias del dolor antes y después de la amputación, [10] menciona cuáles eran los muñones más funcionales y además fue el primero que desarrolló técnicas quirúrgicas, como las ligaduras o torniquete, para el control de las hemorragias, utilizada después de la amputación [14].



Figura 0.1. Ambroise Paré, Cirujano militar francés [1]

Entre las novedades más significativas introducidas en la práctica de las amputaciones por los cirujanos del siglo XVI destacan la sección precoz, la disección de un colgajo cutáneo para cubrir el muñón y la sustitución progresiva de la hemostasia mediante cauterización por la ligadura de los vasos. También en esta época, la falta de analgésicos y narcóticos obligaba a reducir el tiempo de la intervención a escasos minutos, realizándose la amputación en un solo corte, técnica conocida como “corte circular clásico”, lo que originaba obvias dificultades en el cierre del muñón. [9] Innegablemente, los mejores suministradores de amputados fueron los campos de batalla, donde la utilidad del muñón no era considerada y su reintegración social y la poetización eran casi imposibles. [9, 14]. Durante la Primera Guerra Mundial, el gran número de amputados apenas estimuló el desarrollo de nuevas técnicas y quizás el único avance fue el llegar a conocer la necesidad de una buena adaptación, [13] pero fue hasta después de la Segunda Guerra Mundial cuando se observó un progreso verdadero en cuanto al desarrollo de un método racional para el cuidado total del amputado [10], y supuso el nacimiento y desarrollo de las técnicas de rehabilitación del amputado y la implantación de leyes de seguridad social en muchos países [13].

Actualmente, el tratamiento global del amputado se considera como un proceso dinámico continuo que no solo abarca desde el momento de la cirugía y la creación plástica

de un nuevo órgano (el muñón), sino que continúa con la restauración de la función y un tratamiento de prototización para el ajuste de un elemento externo protésico, que finalizará hasta que el paciente ha alcanzado la máxima utilidad de su prótesis y es capaz de realizar las actividades esenciales de la vida diaria y de ocupar un empleo [10, 14].

1.2 El creciente número de amputados

Según las cifras del INEGI 2010 existían en México 785 000 personas carentes de una o varias extremidades (amputados) [1]. Diversas fuentes indican que el número total de amputados en el 2014 era de alrededor de 935 000. La escasa información publicada en revistas indizadas sobre el problema de las amputaciones en México y las estimaciones del papel que juegan las amputaciones en el análisis del peso de la enfermedad a nivel nacional requieren un esfuerzo científico desafiante [2]. La Organización Mundial de la Salud (OMS) y la Organización Panamericana de la Salud (OPS) informan que, del total de amputaciones de las extremidades inferiores, entre 40 y 85% están relacionadas con problemas vasculares vinculados con la diabetes [3] [4].

1.3 El impacto individual, familiar, social y económico

Existe un formidable impacto individual, familiar, social y económico que implica relegar a los amputados de las actividades laborales y sociales.

Gran número de pacientes amputados se alejan, por temor o incapacidad física, de la actividad productiva que desarrollaban antes de sufrir la pérdida de una o varias extremidades; además, con frecuencia se vuelven dependientes y evitan llevar a cabo las actividades de la vida diaria. La carencia de información confiable y la falta de colaboración de quienes pueden generar tales datos en

México obliga a recurrir a cifras difíciles de respaldar, pero fáciles de comprender. En primer lugar, cabe plantear que la pérdida económica que representa para el Estado una persona discapacitada por una o varias amputaciones equivale a dos salarios mínimos (2014) por día (promedio de \$65), y ello en el supuesto, poco frecuente en la realidad, de que las personas sólo reciban dicho estipendio y nada más. En segundo lugar, esa cantidad multiplicada por más de 1 800 000 individuos (el amputado y la persona que lo atiende) equivaldría a una pérdida diaria de \$231 112 050. La insuficiencia de información confiable no impide mencionar la pérdida que le significa al Estado la falta de pago de impuestos por parte de los discapacitados improductivos y las personas que los atienden.

La información disponible tampoco permite analizar el gasto que significa el tratamiento médico que requiere toda esa población de pacientes por parte de los servicios de salud públicos o privados. Los factores mencionados hacen que se torne una tarea descomunal y difícil calcular la carga que la enfermedad impone a la economía del país y para los servicios

de salud de México, y al no ser evidente a simple vista se le reste la importancia que tiene [2]. Los estudios de costos para la prevención y atención de cualquier problema de salud se justifican, en primer lugar, por su utilidad en los procesos de asignación de recursos a nivel nacional y así asegurar una distribución equitativa de los insumos destinados a un problema determinado. En segundo lugar, se pueden identificar los beneficios económicos de invertir en programas de prevención, además de que pueden ser útiles para evaluar los beneficios para la salud y la economía luego que un programa o intervención se haya implementado, con base en los ahorros derivados de su implementación [5].

El impacto en la salud mental que experimenta una persona que es amputada, pese a que se ha documentado ampliamente, muy pocas veces es tomado en cuenta en el plan de atención y no representa una prioridad en las intervenciones, por lo que aspectos personales como son sus emociones quedan relegados, olvidando que éstos constituyen una parte fundamental del desarrollo humano [6].

1.4 Epidemiología de las amputaciones

En la actualidad, el número de pacientes amputados en el mundo occidental mantiene un incremento anual debido de manera fundamental al envejecimiento de la población, que presenta con la edad algunos problemas crónicos, como diabetes y enfermedad vascular periférica. La amputación puede constituirse como el procedimiento quirúrgico más antiguo [2], considerándose una acción destructiva que puede convertirse en constructiva cuando suprime la incapacidad y la enfermedad y restituye la capacidad, funcionalidad y comodidad.

La amputación o separación de una parte del cuerpo, por lo general de un miembro inferior o superior, va a provocar en el paciente, y por supuesto en su entorno familiar, problemas de toda índole y que se deben detectar de forma rápida para así planificar los cuidados que más se adapten a sus necesidades. Cuando la amputación es irremediable es fundamental iniciar con una terapia psicológica y un entrenamiento previo a la colocación de la prótesis. Si bien son importantes mantener las condiciones adecuadas del muñón, el acondicionamiento físico para el gasto de energía que implica el uso de la prótesis, así como el equilibrio y desplazamiento de locomoción en todo terreno, el cuidado de la salud mental del individuo requiere el mismo cuidado e importancia que los aspectos físicos del procedimiento de amputación.

El proceso de adaptación empieza por saber que el propio muñón es un nuevo órgano al que se unirá un aditamento externo protésico con objeto de recuperar al máximo las capacidades perdidas, lograr reincorporarse a las actividades diarias con la mayor independencia

posible y, a través de la fisioterapia, recomponer la simetría corporal [7] [8].

1.5 Niveles de amputación

Según la clasificación de la American Academy of Orthopaedic Surgeons las amputaciones a través del muslo y la pierna se denominan, respectivamente, transfemoral y transtibial; las amputaciones que se realizan a través de las articulaciones de rodilla y tobillo se designan como desarticulación de rodilla y de tobillo cada una [2].

El aspecto más importante por considerar en la amputación de la extremidad pélvica es que a mayor altura de la amputación, existe un mayor gasto de energía para efectuar la marcha y, al mismo tiempo, a mayor altura de la amputación, la velocidad de la marcha disminuirá y el consumo de oxígeno se incrementará [9].

Como consecuencia, en la mayoría de las personas a las que se practica una amputación transtibial el costo energético de la marcha es 25% mayor que el requerido para una persona sin amputar, mientras que para un paciente al que se hizo amputación transfemoral el costo energético resulta ser inclusive 65% mayor que el que requiere el miembro no amputado. Si a ello se agrega una enfermedad sistémica o cardiopulmonar resultará difícil conservar la independencia de la marcha [2].

1.6 Amputación transtibial

La intervención mencionada representa 47 a 56.3% del número total de amputaciones [10][11].

En promedio los amputados por abajo de la rodilla (transtibial promedio) consumen 25% más energía que los no amputados para mantener la marcha a velocidad normal. Sin embargo, tal cifra puede incrementarse si se aumenta la velocidad de locomoción. En promedio el paciente sometido a amputación transtibial camina con velocidad de 60 m/min y consume 0.20 ml/kg/min; la habilidad para ambular con prótesis depende del peso corporal y la condición física. En términos generales se sabe que el paciente utiliza la prótesis 7.7 h/día. En diabéticos la mortalidad quinquenal-septenal (5 a 7 años) es mayor de 50% debido a los estragos de trastornos coexistentes como hipertensión arterial, enfermedad coronaria y vascular cerebral, e insuficiencia renal y de los vasos de la extremidad contralateral [2].



Figura 0.2. Amputación transtibial o por encima de la rodilla [2].

1.7 Presente y futuro de la tecnología para rehabilitación de los amputados

La fabricación de prótesis de extremidades para restaurar la funcionalidad, o simplemente el aspecto de ellas, data de los egipcios y se remonta a los años 950-750 a.C [12]. La prótesis es considerada como el instrumento de rehabilitación más antiguo en el mundo, [13] pero a pesar del tiempo y los progresos en esta área, en algunos países como México la mayoría de los pacientes que afrontan dicha minusvalía no tiene acceso a prótesis que los ayuden a recuperar una vida productiva, o incluso sobrellevar la existencia cotidiana.

Hoy en día se cuenta en el comercio con dispositivos (hardware) protésicos y tecnología de decodificación, que han demostrado su capacidad para mejorar de manera sustancial la funcionalidad de miembros protésicos. Sin embargo, la falta de señales de control suficientes, estables y fisiológicamente apropiadas, ha obstaculizado la utilización clínica de dichos dispositivos y decodificadores. El futuro del tratamiento de pacientes amputados se centra en las prótesis conectadas de manera directa al esqueleto y con control nervioso bidireccional que utilice interfases neuromusculares implantadas [2].

1.8 Prótesis transtibial

En las amputaciones de pantorrilla, también llamadas transtibiales, se aplican prótesis con diversos diseños estructurales. En términos generales, las prótesis cortas para pantorrilla se diferencian de las prótesis convencionales con corselete femoral y barras laterales (medial y lateral) porque han perdido importancia ante las técnicas de encaje modernas y actualizadas. Su aplicación se limita a pacientes con muñones cortos, daños en la rodilla y deficiencias funcionales, como las causadas por parálisis o por posiciones inadecuadas.



Figura 0.3. Ejemplo de prótesis transtibial [3].

En algunos casos, está indicada una combinación con diferentes apoyos para la descarga ponderal. Al utilizar una prótesis corta se evitan algunas de las desventajas de la prótesis convencional, como contracción y atrofia de la musculatura, incongruencia de las articulaciones, limitación del movimiento de la rodilla, falta de contacto, y otras más. Abarcar con máxima exactitud el muñón es un importante requisito para el éxito del tratamiento, y ello se alcanza en la mayor parte de los casos con un encaje de contacto que fije de forma adicional los cóndilos, se base en un modelo previo de yeso, y logre la alineación biomecánica correcta [2].

La presión constante sobre tejidos blandos alrededor del muñón, así como la obstrucción del movimiento y la fricción causados por el socket mismo, son la causa principal de problemas en los amputados [14] [18].

1.9 Control sobre las prótesis

Las señales mioeléctricas (provenientes de los músculos) se han utilizado en la clínica desde el decenio de 1960 [19], como fuente de control. La idea de utilizar los músculos remanentes como elemento controlador de una extremidad artificial es atractiva por la similitud con su contraparte biológica. El efector biológico (músculo) es reemplazado por otro artificial (motor). La activación muscular responde al control nervioso, función que aún posee el amputado.

La diferencia reside en que estos músculos no actúan en una articulación porque ella ha sido amputada. Por ejemplo, con el corte transhumeral se pierde la articulación del codo, aunque muchas veces se conservan los músculos (bíceps y tríceps) que actúan en ella. Por lo tanto, el sistema de control biológico (nervios y músculos) continúa presente, aunque la articulación, en su papel efector, esté perdida. En las prótesis mioeléctricas se usan placas metálicas que actúan como electrodos para captar la actividad eléctrica de los músculos

cercanos. Esta señal está condicionada y su amplitud se utiliza para activar un motor eléctrico en una dirección de movimiento.

La interfase entre el sistema de control biológico y el robótico comprende los electrodos colocados sobre la piel, y en esta estructuración las señales mioeléctricas son filtradas por distintos tejidos antes de ser captadas por los electrodos, y si bien disminuyen su ancho de banda y amplitud, el mayor problema reside en la alta resistividad de esta interfase no polarizada, en la que con facilidad se producen artefactos eléctricos causados por movimiento entre el electrodo y la piel.

Los electrodos superficiales originan innumerables problemas de inestabilidad hasta el punto en que la persistencia de ruido en la adquisición de señales mioeléctricas superficiales se ha descrito como “endémica e inevitable”. La técnica de reconocimiento de patrones mioeléctricos (MPR) ha producido resultados prometedores para el control intuitivo de varias unidades protésicas cuando fue evaluada en medios controlados. Sin embargo, aún no han surgido pruebas clínicas de su uso provechoso en la vida cotidiana, a pesar de haberse probado en estudios clínicos desde el decenio de 1970 [20] [21].

Una de las mayores limitaciones reconocidas desde entonces, y que persiste hoy en día, es precisamente la inestabilidad de los electrodos superficiales. En pacientes con amputaciones transfemorales el sistema de osteointegración permite un arco de movimiento mayor en las caderas [22] [23] y aminora el desplazamiento lateral de la pelvis [23]. A pesar de que la marcha de tales personas es mejor que la que presentan los pacientes con socket, dista mucho de asemejarse a la normal [24]. Los dispositivos protésicos actuales son capaces de restaurar y acrecentar de manera considerable la funcionalidad, y por ello el mayor obstáculo por superar en este campo es lograr el control confiable e intuitivo [25] - [28].

1.10 Clasificación sobre las prótesis

Dependiendo de sus características y funcionalidad las prótesis se dividen en dos grupos: pasivas y activas o energizadas. Una prótesis pasiva de miembro inferior tiene como principal objetivo servir de apoyo al sujeto durante la marcha y la bipedestación. Sin embargo, tienen el inconveniente que no son capaces de ejercer trabajo positivo en postura erguida aumentando el riesgo de dolores en las articulaciones o la espalda y provocando que el paciente amputado gaste más energía que una persona no amputada durante la marcha normal [29].

1.11 Gasto energético

Recientes investigaciones han demostrado que los sujetos con amputaciones transfemorales y prótesis pasivas gastan hasta un 60% más de energía en comparación con sujetos considerados sanos [29], y los sujetos con amputaciones transtibial con prótesis pasivas presentan un gasto mayor de energía metabólica de entre 20-30% más que un sujeto considerado sano durante la marcha normal [30].

Por otro lado, las prótesis de tipo activas o energizadas para miembros inferiores son capaces de imitar la marcha humana proporcionando trabajo tanto negativo como positivo en la posición erguida mejorando de este modo el rendimiento del gasto energético del sujeto durante la marcha [31]. No obstante, a pesar de esa mejora en el rendimiento del gasto energético sigue existiendo una diferencia significativa entre la eficiencia energética de una persona portadora de una prótesis de tipo activa de miembro inferior frente a una persona sana.

El requerimiento de energía de una persona está relacionado con su gasto energético (GE) y se define como la energía que consume un organismo, está representado por la tasa metabólica basal (TMB), la actividad física (AF) y la termogénesis inducida por la dieta (TID). La TMB es la mínima cantidad de energía que un organismo requiere para estar vivo y representa del 60-70% del total de gasto energético, en la mayoría de los adultos sedentarios. La actividad física representa entre el 25-75% del total del gasto energético y la termogénesis inducida por la dieta representa cerca del 10% del total del gasto energético.

La Organización Mundial de la Salud (OMS), define el gasto energético total (GET) como “el nivel de energía necesario para mantener el equilibrio entre el consumo y el gasto energético, cuando el individuo presenta peso, composición corporal y actividad física compatibles con un buen estado de salud, debiéndose hacer ajustes para individuos con diferentes estados fisiológicos como crecimiento, gestación, lactancia y envejecimiento”.

Los componentes del gasto energético, es decir el metabolismo basal y el gasto que requiere cualquier actividad física, se pueden determinar por calorimetría, la cual puede ser directa o indirecta. La calorimetría indirecta es un método no invasivo que permite estimar la producción de energía equivalente de la tasa metabólica basal y la tasa de oxidación de los sustratos energéticos. La denominación de indirecta señala que el gasto metabólico se determina por medio de los equivalentes calóricos de oxígeno (O₂) consumido y del dióxido de carbono (CO₂) producido, cuyas cantidades difieren según el sustrato energético que esté utilizando.

El costo energético por actividad física varía entre el 25 y el 75% del gasto energético total. El periodo de la vida de mayor disminución de la AF es entre la adolescencia y el adulto joven. Durante esta etapa, la actividad total (min/semana) y el tiempo de actividad recreativa habitual (MET/semana) disminuye marcadamente en hombres (31%) y en mujeres (83%). Los estudios de AF y de GET durante este periodo reflejan cambios marcados en los hábitos de vida, sociodemográficos y biológicos, factores que pueden estar asociados con un incremento del riesgo de obesidad y de comorbilidades.

1.12 Calorimetría

Los componentes del gasto energético, es decir el metabolismo basal y el gasto que requiere cualquier AF, se pueden determinar por calorimetría, la cual puede ser directa o indirecta [7]. Además de la calorimetría, existen otros métodos para determinar el GEB y el requerimiento de energía: las ecuaciones predictivas, la impedancia bioeléctrica y el agua doblemente marcada [32]. Los siguientes son los métodos más utilizados:

1.13 Calorimetría directa

El gasto energético total (GET) puede determinarse por la medición de la cantidad de calor producida por el organismo. Este procedimiento se realiza en cámaras herméticas con paredes aislantes, en donde se confina al sujeto y se registra el calor almacenado y el perdido por radiación, convección y evaporación; se precisa un mínimo de seis horas para estabilizar el sistema; el método más conocido es la cámara de Atwater, en la cual el calor producido es absorbido por el agua que pasa a través de ésta y cuantificado mediante termómetros que registran la temperatura a la entrada y a la salida en un tiempo determinado. Como se puede deducir, es un método complejo y difícil de realizar en la práctica, por tanto, su uso ha sido de carácter investigativo o para valorar métodos indirectos [7].

1.14 Calorimetría indirecta

La calorimetría indirecta (CI) es un método no invasivo que permite estimar la producción de energía equivalente a la TMB (14) y la tasa de oxidación de los sustratos energéticos. La denominación de indirecta señala que el gasto metabólico se determina por medio de los equivalentes calóricos del oxígeno (O₂) consumido y del dióxido de carbono

(CO₂) producido, cuyas cantidades difieren según el sustrato energético que esté siendo utilizado. La producción de energía corresponde a la conversión de la energía química contenida en los nutrientes en energía química almacenada como ATP y, en la energía disipada como calor, durante el proceso de oxidación. Si se admite que todo el O₂ consumido se utiliza para oxidar los sustratos energéticos (proteínas, carbohidratos y lípidos) y, que todo el CO₂ producido se elimina por la respiración, es posible calcular la energía total producida por los nutrientes [32].

La CI se basa en el principio del intercambio de gases; la respiración en un calorímetro produce depleción de O₂ y acumulación de CO₂ en la cámara de aire. La cantidad de O₂ consumido y de CO₂ producido se determina multiplicando la frecuencia de ventilación, típicamente de 1 L/seg, por el cambio en la concentración del gas. El GE se calcula usando el consumo de O₂, la producción de CO₂ y la producción de nitrógeno urinario con la ecuación de Weir. Esta relación también provee información acerca del sustrato nutricional utilizado para la energía metabólica [34]. El cociente respiratorio es un componente importante en la determinación de la CI y se define como la relación que existe entre la producción de CO₂ y el consumo de O₂, tiene un valor de 1,0 para la oxidación de carbohidratos, de 0.81 para la proteína y de 0.71 para la grasa [35].

Los métodos usados son los de circuito abierto y cerrado. En este último método, el CO₂ producido es absorbido dentro del sistema, se adiciona O₂ para mantener constante el volumen del gas. Benedict en 1918 elaboró un método con este principio y posteriormente Krogh y Roth desarrollaron un instrumento que medía el consumo de O₂ a partir de la reducción del volumen del gas por medio de un espirómetro. En 1920 se fabricó el espirómetro portátil de Benedict y Roth. La calorimetría con circuito abierto se ha realizado con diferentes métodos, entre ellos la bolsa de Douglas, Oxilog, capota ventilada, calorímetro de canopy y de cuerpo entero. Existen pocos estudios que comparan calorimetría con circuito abierto y cerrado, sin embargo, se menciona que el circuito cerrado sobreestima el gasto energético basal [36].

Entre 1950 y 1960, se efectuaron diversos experimentos para la medición del GET utilizando el respirómetro de Max Planck, el cual se empleó para medir el GE en diferentes actividades, que, junto con el dato adicional del tiempo empleado para cada actividad, permitía determinar el GET para 24 horas, método conocido como factorial [37].

1.15 Ecuaciones predictivas

La determinación de la necesidad de energía es un componente básico en la planeación de la alimentación debido a que el balance entre consumo y GE tiene implicaciones importantes para la salud. En la práctica, es común utilizar ecuaciones de referencia para estimar el GEB y aplicar el método factorial para determinar el requerimiento energético diario. Las ecuaciones predictivas (EP) usualmente han sido desarrolladas con personas sanas y están basadas en análisis de regresión que incluye peso, altura, sexo y edad como variables independientes y en la medición del GER por CI como variable dependiente; por ejemplo:

1.16 Ecuación de Harris y Benedict

La publicación original data de 1919, los estudios realizados por estos autores se basaron en mediciones de GMB de 136 hombres y 103 mujeres en el Laboratorio de Nutrición de Carnegie en Boston; se usaron métodos estadísticos rigurosos que dieron como resultado las siguientes ecuaciones [38]:

$$Hombres_{GMB} = 66.4730 + 13.7516P + 5.0033T - 6.7759E \quad 1.1$$

$$Mujeres_{GMB} = 665.0955 + 9.5634P + 1.8496T - 4.6756E \quad 1.2$$

P= peso en Kg, T = talla en cm, E = edad en años.

1.17 Ecuación de Quenouille

Quenouille y cols en 1951 fueron los primeros en elaborar un estudio con base en determinaciones de la TMB; los datos de Quenouille incluyeron personas que habitaban en el trópico y se orientaron a examinar el papel de la etnicidad y del clima sobre la TMB, sin embargo, la ecuación no ha sido muy utilizada. Estos datos fueron incluidos posteriormente en las bases de información de Shofield y Oxford [39].

$$TMB_{(Kcal/dia)} = 2.975 \times T + 8.90 \times P + 11.7 \times SC + 3.0h - 4.0t + 293.8 \quad 1.3$$

T = altura en centímetros, P = peso en kilogramos, SC = superficie corporal de DuBois, h = Humedad y t = temperatura

1.18 Ecuaciones de FAO/WHO/UNU (2001)

Se desarrollaron a partir de la base de datos de Shofield utilizada en la estimación de la TMB (1985), se consideraron tres niveles de AF y se optó por rangos para cada categoría; además,

se adoptó el término de estilo de vida más que el de ocupación laboral para definir el nivel de AF [40], Sedentario o estilo de vida con actividad leve: 1.40-1.69 Activo o estilo de vida moderadamente activo: 1.70-1.79 Vigoroso o estilo de vida vigorosamente activo: 2.0-2.4

Tabla 0.4 Ecuación de FAO/WHO/UNU 1985 para estimación de TMB, P= peso en Kg.

Genero	Edad (años)	FAO/WHO/ONU 1985 TMB (Kcal/día)
Hombre	10-18	$17.686 \times P + 658.2$
	18-30	$15.057 \times P + 692.2$
	30-60	$11.472 \times P + 873.1$
	>60	$11.711 \times P + 587.7$
Mujer	10-18	$13.384 \times P + 692.6$
	18-30	$14.818 \times P + 486.6$
	30-60	$8.126 \times P + 845.6$
	<60	$9.082 \times P + 658.5$

La ecuación de Harris y Benedict es la más antigua y la más utilizada; los estudios sugieren que esta ecuación sobrestima la TMB entre el 10 y el 15%, especialmente en personas de bajo peso; la de la FAO/WHO/UNU, validada por Muller (2004) también sobreestima el GER en algunas comunidades [41].

Algunos estudios reportan que las ecuaciones de referencia FAO/WHO/UNU, aplicadas en diferentes condiciones de temperatura tienden a sobreestimar la TMB en poblaciones tropicales (3-13%) y a subestimarla en poblaciones que viven cerca a los polos o en zonas de gran altitud (2-10%). Sin embargo, otros autores atribuyen estas variaciones a factores como la subnutrición y la composición de la dieta; así, las dietas altas en carbohidratos, podrían explicar los valores más bajos de TMB en algunas poblaciones tropicales y las dietas altas en proteína, las cifras mayores de TMB en las poblaciones circumpolares, cuando éstas se comparan con las de los europeos y norteamericanos [42].

Capítulo 2. Estado del Arte

Acontecimientos recientes en el campo de la bioingeniería, respecto a la calorimetría indirecta basada en ergoespirimetría han reavivado interés en el desarrollo de prótesis, enfocándose en dispositivos que sean inteligentes, capaces de aprender sobre la marcha dándole como prioridad la relación de biomecánica del individuo con el dispositivo, sin embargo, estudios previos han hallado que algunos tipos de modelos de prótesis no necesariamente benefician al individuo en su fisiología, produciéndoles por el contrario un aumento del gasto energético, así como problemas musculares y/o cansancio. Entonces, es ahí donde los nuevos diseños de prótesis transtibial se tienen que acompañar con procesos de la rehabilitación del paciente, basados en la medida de su gasto energético y variables fisiológicas para adoptar el dispositivo que más le convenga al paciente. En este capítulo se muestra las metodologías existentes usadas como protocolos para medir el gasto energético (GE) en diferentes tipos de individuos, tanto sanos como con prótesis.

2.1 Autor H.L. Jarvis (2016)

El objetivo de este estudio exploratorio descriptivo es registrar los parámetros espaciales temporales y el gasto de energía metabólica durante la marcha de personas con amputación, marcha con prótesis avanzadas y tras la finalización de la rehabilitación integral, a controles sin discapacidad.

Como resultado, los individuos con amputación eran todos varones, con una edad media de 29 años. La velocidad de la marcha, la longitud del paso, la longitud del paso y la cadencia de las personas con amputación transtibial o transfemoral unilateral fue comparable a los controles, y solo para las personas con amputación transfemoral bilateral la velocidad de la marcha fue significativamente más lenta (1,12 m/s, $p = 0,025$) y cadencia reducida (96 pasos/min, $p = 0,026$). El costo de oxígeno para las personas con amputación transtibial unilateral (0,15 ml/kg/m) fue el mismo que para los controles (0,15 ml/kg/m), y aumentó significativamente en un 37,20 % para transfemorales unilaterales y en un 60% (0,24 ml/kg/m, $p < 38\ 0,001$) para transfemorales bilaterales con amputación.

Los hallazgos de este estudio indican que las personas con amputación transtibial unilateral pueden lograr un costo metabólico de caminar similar al de las personas sin discapacidad, y el costo de caminar para las personas con amputaciones transfemorales uni y bilaterales es más bajo que en informes anteriores. El resultado general de la atención de las

personas con amputaciones puede verse influido por una variedad de otros factores, como la edad, el estado físico y la motivación, y los presentes resultados indican la importancia adicional de la participación en un programa de rehabilitación avanzado. El programa proporcionado por los autores es un ejemplo de rehabilitación avanzada para personas con amputaciones que puede producir resultados altamente funcionales y una excelente economía [43].

2.2 Autor E.R. Quesada (2016)

En este experimento, los participantes con amputación transtibial unilateral ($N = 6$) caminaron en una cinta rodante a una velocidad constante mientras usaban un emulador de prótesis motorizado. La prótesis entregó diferentes niveles de trabajo de empuje del tobillo en todas las condiciones, que van desde el valor de las prótesis pasivas hasta el doble del valor para caminar sin amputaciones, mientras que todos los demás mecanismos de la prótesis se mantuvieron constantes. Los participantes completaron seis sesiones de aclimatación antes de la recopilación de datos en las que se registraron la tasa metabólica, la cinemática, la cinética, la actividad muscular y la satisfacción del usuario. La tasa metabólica no se vio afectada por la tasa de trabajo protésico neto ($p = 0,5$; $R^2 = 0,007$). La tasa metabólica, la mecánica de la marcha y la actividad muscular variaron ampliamente entre los participantes, pero ningún participante tuvo una tasa metabólica más baja con una tasa metabólica más alta niveles de trabajo de empuje.

Los amputados que usan prótesis pasivas de tobillo y pie tienden a gastar más energía metabólica al caminar que los no amputados, y la reducción de este costo ha sido una motivación central para el desarrollo de prótesis activas de tobillo y pie. Se ha propuesto un mayor trabajo de empuje al final de la postura como una forma de reducir el uso de energía metabólica, pero los efectos del trabajo de empuje no se han probado de forma aislada [44].

2.3 Autor C.E. Pardo et al (2016)

El objetivo del presente estudio fue comparar el consumo de energía en un período de 5 minutos, durante la marcha normal respecto a la marcha que simulaba una deformidad en flexión progresiva en una y dos rodillas en individuos sanos.

Se incluyeron 16 individuos con una media de edad de 26 años, el 62,5% fueron hombres y el 37,5% mujeres. Todos los participantes incluidos en el estudio estaban sanos, sin antecedentes conocidos de patología cardiovascular ni patologías de una o ambas rodillas. La presión arterial sistólica (PAS) media fue 110.6 mmHg, asimismo, la presión arterial diastólica (PAD) media fue 70,5 (54-84 mmHg). El peso medio fue 79,5 kg, la talla fue 172.8 cm y el IMC, 25.2; no se

encontró ningún individuo con bajo peso.



Figura 0.5. Participante durante la realización de prueba.

Como resultado se obtuvo que el parámetro VO₂ máximo por kilogramo de masa corporal libre de grasa no fue diferente entre hombres y mujeres, el VO₂ máximo absoluto tuvo un valor del 15-20% mayor en hombres que en mujeres, principalmente por una composición mayor de masa libre de grasa, mayor concentración de hemoglobina en hombres y mayor proporción de tejido adiposo en mujeres. Varios investigadores han reportado mayores consumos de oxígeno en hombres durante la marcha, asociado con la evidencia de mayor frecuencia cardíaca en mujeres que en hombres [45].

2.4 Autor H.E. Rosero Carvajal et a (2017)

Este estudio tuvo como objetivo determinar los valores de distancia recorrida en la prueba de marcha en población adulta sana de entre 20 y 65 años y establecer la respuesta de la frecuencia cardíaca y de la saturación de oxígeno al final de la prueba. Se realizó un estudio descriptivo, correlacional y de corte transversal; se obtuvo una muestra por conveniencia de 80 participantes voluntarios sanos en el periodo de noviembre de 2014 a febrero de 2015. Para realizar la prueba, se siguieron las directrices de la American Thoracic Society; los resultados de la distancia recorrida se registraron como valor absoluto en metros. Se adoptó la prueba de marcha de 6 minutos es una prueba sub máxima usada para evaluar la capacidad física y la respuesta de los sistemas que intervienen durante el ejercicio, pero se desconocen en nuestro medio los valores de la distancia recorrida en personas sanas.

Como resultado se obtuvo que el 74% de la muestra fueron mujeres. La mejor distancia registrada fue significativamente superior en hombres y se observó una diferencia de 35.4 ± 22.8 para frecuencia cardíaca y de $-1,24 \pm 1,73$ para saturación de oxígeno en la segunda prueba. Las relaciones entre la distancia recorrida, la talla y el índice de masa corporal fueron significativas

en los hombres y en las mujeres lo fueron el peso y el índice de masa corporal. Como conclusión obtuvieron que la distancia recorrida fue mayor en hombres. Al final de la prueba la frecuencia cardíaca aumentó y la saturación de oxígeno no presentó cambios en ambos géneros [46].

2.5 Autor Haouzi P. (1995)

El consumo de oxígeno y la cantidad total de VO₂ se midieron de forma continua en una prueba de marcha inclinada en cuatro sujetos jóvenes con amputaciones traumáticas de pierna. La prueba consistió en una caminata de 18 minutos de caminata agregando en dos ocasiones una pendiente de entre el 12 y el 15%, según el nivel de desempeño del individuo. Se reportó que las diferencias entre los individuos

Como resultado se obtuvo que se sugiere la necesidad de utilizar pruebas de marcha relativamente intensas para evaluar el beneficio de un nuevo tipo de prótesis y luego el interés de los pies en la restitución energética en sujetos jóvenes con actividad física regular [47]. Mediante pruebas de marcha relativamente intensas, es posible demostrar en sujetos jóvenes, que existe una diferencia del gasto energético entre sujeto que utiliza prótesis con el que no.

Tabla 0.6. Metodologías existentes para medir el GE, elaboración propia.

Referencia	País	Instrumento	Tipo de evaluación
H.L. Jarvis (2016)	Reino Unido	• (Vicon, Oxford) • (AMTI, Watertown) • Metamax	Las variables de datos clave recopiladas incluyeron: • la velocidad al caminar • las características de la zancada y el paso. • El gasto de energía metabólica
E.R. Quesada (2016)	Estados Unidos (Pittsburgh)	• Oxycon Mobile • CareFusion • Bertec	Calorimetría indirecta: • Absorción de oxígeno • producción de dióxido de carbono
C.E. Pardo et al (2016)	Colombia	• (Cosmed®)	• %G: porcentaje de grasa • CF: contractura en flexión. • FC: frecuencia cardíaca. • FMI: fuerza de miembros inferiores. • FR: frecuencia respiratoria. • IMC: índice de masa muscular corporal. • IDMME: índice de masa muscular esquelética • MET: consumo de O₂ en ml/min (en reposo, por kg de peso). • RTR: reemplazo total de rodilla. • TA: tensión arterial. VO₂: volumen de consumo de O₂.
H.E. Rosero Carvajal et al (2017)	España, Madrid	WEP-4208J® Nihon Kohden Corporation	• Frecuencia cardíaca. • SpO₂. • Frecuencia respiratoria. • Presión arterial. • Grados de disnea. • Fatiga con la escala de Borg.
Haouzi P. (1995)	Francia	• Caminadora estándar. • Neumotacógrafo Fleisch	Prueba que conduce al esfuerzo en la marcha durante 18 minutos, con una pendiente del 12 al 15% en repetidas ocasiones, dependiendo del nivel de rendimiento del sujeto, se utilizó en cuatro jóvenes amputados traumáticos por debajo de la rodilla, midiendo la cantidad de oxígeno y el total de oxígeno consumido.

Tabla 0.7. Características en las metodologías existentes para medir el GE.

Referencia	Método	Participantes	Sexo	Edad	Nivel de amputación	Causas de amputación	Cuenta con prótesis.
H.L. Jarvis (2016)	Estudio transversal	30 amputados	H	29	10 transtibiales unilaterales, 10 transtibiales unilaterales, 10 transfemorales bilateral, 10 controles sanos.	Traumática	Si
E.R. Quesada (2016)	Estudio analítico	6 amputados	H	47±6	6 transtibiales unilaterales	5 traumáticos 1 congénita	Si
C.E. Pardo et al (2016)	Estudio experimental	16 amputados	10 H 6 F	26	Amputación con cualquier nivel de las extremidades inferiores	N/D	Si
H.E. Rosero Carvajal et a (2017)	Estudio descriptivo, correlacional y de corte transversal	426 sanos	74%F 26%H	20 a 46	N/A	N/A	No
Hauzi P. (1995)	N/D	4	H	26±6	Transtibial unilateral.	Traumática	Si

Capítulo 3. Marco experimental

En el laboratorio de fisiología en el deporte, de la Facultad de Deportes de la UABC, contamos con equipo de ergoespirimetría, el cual nos permite medir distintas variables asociadas a la fisiología del paciente durante una prueba de marcha o esfuerzo. El instrumento de la marca Comed ® nos entrega en formato .xls las variables de VO₂, VO₂ Max, VCO₂, RER y FC, suficientes para establecer el modelo inicial del paciente sano con respecto al paciente amputado. En este capítulo se muestran los instrumentos que se utilizaron como parte de nuestro protocolo propuesto, así como las distintas clasificaciones y actividades que desarrollan los sujetos en el proceso de medida de los parámetros fisiológicos.

3.1 Materiales y equipo

- The Quark CPET (Cardio Pulmonary Exercise Test).



Figura 0.6 Equipo Quark CPET.

- Mascarilla con arnés.



Figura 0.7 Mascarilla que se conecta al equipo Quark CPET.

- Electrodo polar.



Figura 0.8 Electrodo polar que se conecta al equipo Quark CPET.

- Caminadora T170 de (Cosmed, Italia).



Figura 0.9 Caminadora que se conecta al equipo Quark CPET.

- ELI 230 Electrocardiograma de 12 derivaciones.



Figura 1.0 Electrocardiograma Mortara.

- Electrodo para monitoreo cardiaco 2239 C-50 3M.



Figura 1.1 Almohadillas para monitoreo cardiaco 3M.

- Almohadillas con alcohol C-200 (KENDALL).



Figura 1.2 Almohadillas con alcohol C-200.

El proyecto se compone de 3 etapas, las cuales son divididas en:

3.2 Etapa 1. Selección del paciente

Los pacientes fueron clasificados por tres grupos (A, B y C), en función de su estado físico, edad, salud, y otras características establecidas como necesarias en la elaboración de un protocolo de este tipo, los cuales se muestran a continuación.:

Grupo A

Criterio de inclusión:

- Pacientes con buen estado de bienestar físico, mental y social.
- Rango de edad 18- 40 años.
- Pacientes con peso saludable acorde a su edad.
- Pacientes con una mínima actividad física.
- Ausencia de afecciones o enfermedades.
- Estar dispuesto a participar en el estudio por voluntad propia.
- Capaz de cumplir con el procedimiento y la visita de continuidad

Criterios de exclusión:

- Pacientes con problemas neurológicos u otro problema psicológico.
- Pacientes con problemas cardiorrespiratorios.
- Pacientes con enfermedades vasculares.

- Pacientes con trastornos músculo esqueléticos que pudieran afectar las características de la marcha.
- Pacientes hipertensos.
- Pacientes que toman cualquier medicamento que pueda afectar el sistema neuromuscular.

Grupo B

Criterios de inclusión:

- Paciente con pérdida de una parte del cuerpo, para este estudio con pérdida de una pierna por encima o debajo de la rodilla.
- Rango de edad 18 a 40 años.
- Paciente con una mínima actividad física.
- Paciente cuyo origen de amputación sea traumático.
- Pacientes con amputación transtibial con un mínimo de fuerza en el musculo del muñón.
- Pacientes amputados unilaterales (derecho o izquierdo).
- Paciente con el uso continuo de la prótesis mínimo de 6 meses obligatoriamente.
- Tipo de prótesis socket o encaje.
- Paciente con rango de movimiento en las articulaciones de cadera y rodilla
- Pacientes con longitud del muñón como mínimo 5 centímetros a partir de la meseta tibial.
- Pacientes sin contracturas en las uniones próximas.
- Pacientes que estén dispuestos a participar en el estudio por voluntad propia.
- Capaz de cumplir con el procedimiento y la visita de continuidad.

Criterios de exclusión:

- Pacientes con amputación transfemoral.
- Pacientes con complicaciones en el muñón.
- Pacientes con problemas neurológicos y otro problema psicológico.
- Pacientes con problemas cardiorrespiratorios.
- Pacientes con enfermedades vasculares.
- Pacientes con trastorno musculo esquelético que pudieran afectar las características de la marcha.
- Pacientes hipertensos, o hipotensos.

Grupo C

Pacientes elegidos por conveniencia cuya única función será realizar el protocolo que se llevara a cabo, con la finalidad de obtener experiencia en el uso y manejo de los equipos. Este grupo normalmente es denominado como grupo de control, y nos permite tener la suficiente pericia en el manejo de los instrumentos, lo que nos ahorra mucho tiempo en la implementación de las medidas con los pacientes de los grupos A y B.

3.3 Etapa 2. Evaluación médica del paciente (Figura No. 1.3)

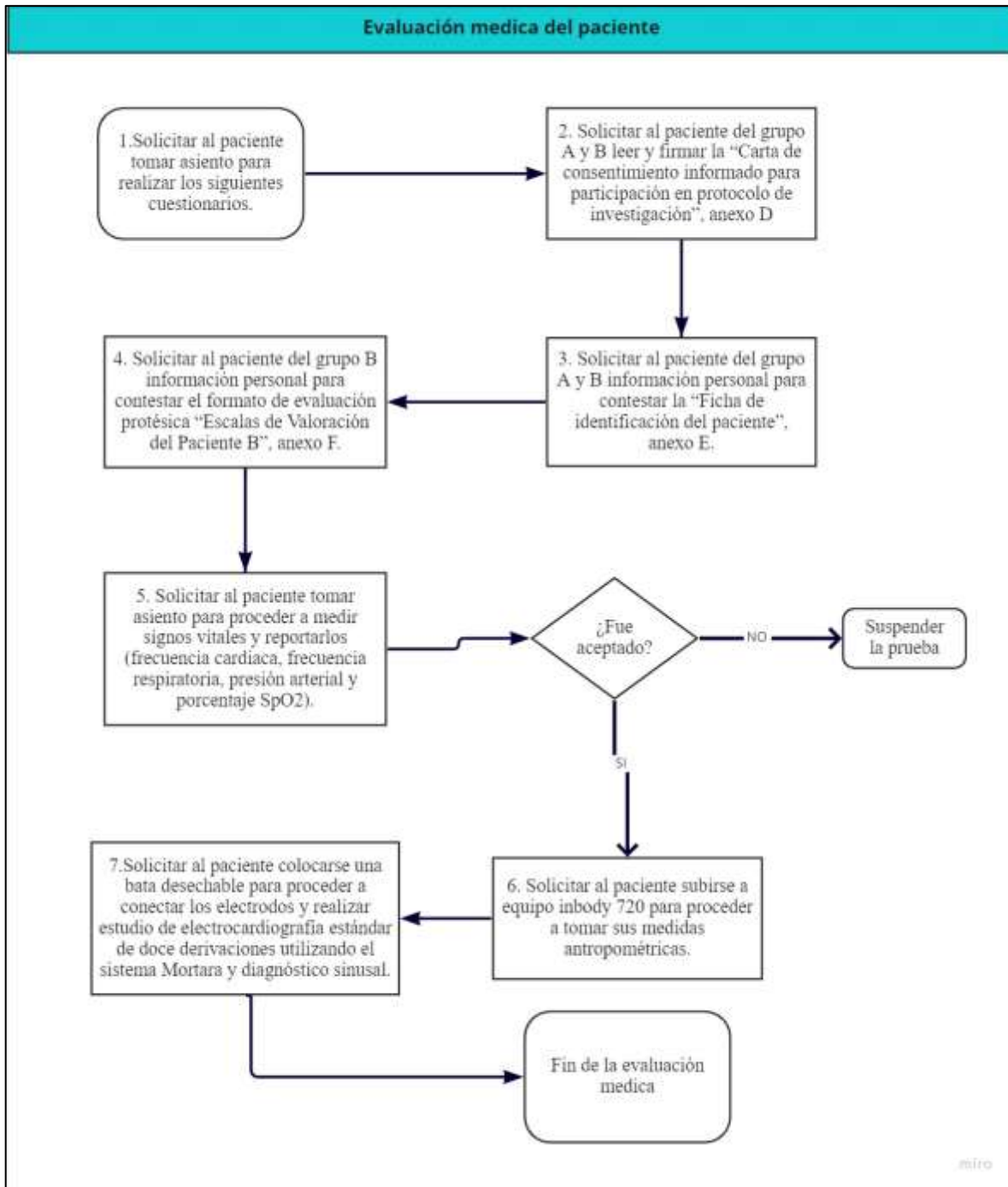
Previo a la llamada evaluación médica, se realiza una serie de pasos que nos permite llevar un orden en la implementación de nuestro protocolo, y van desde cuestiones básicas como pedir al paciente que tome asiento hasta colocarle los distintos aditamentos necesarios para las pruebas iniciales. Esta serie de pasos se muestra a continuación:

1. Solicitar al paciente tomar asiento para realizar los siguientes cuestionarios.
2. Solicitar al paciente del grupo A y B leer y firmar la “Carta de consentimiento informado para participación en protocolo de investigación”, anexo D.
3. Solicitar al paciente del grupo A y B información personal para contestar la “Ficha de identificación del paciente A y B”, anexo E.
4. Solicitar al paciente del grupo B información personal para contestar el formato de evaluación protésica “Escala de valoración del grupo B”, anexo F.
5. Solicitar al paciente tomar asiento para proceder a medir signos vitales y reportarlos (frecuencia cardiaca, frecuencia respiratoria, presión arterial y porcentaje SpO2).
6. Solicitar al paciente subirse a equipo inbody 720 para proceder a tomar sus medidas antropométricas.
7. Solicitar al paciente colocarse una bata desechable para proceder a conectar los electrodos y realizar estudio de electrocardiografía estándar de doce derivaciones utilizando el sistema Mortara y diagnóstico sinusal.

El siguiente diagrama de flujo se puede observar las distintas etapas que pasa un paciente, en la llamada evaluación médica, la cual inicialmente consiste en que el paciente lea y firme la carta de consentimiento informado para participación de protocolo de investigación la cual esta adjuntada como el Anexo D, posteriormente se le pide al paciente que llene los datos del anexo E “ficha de identificación del paciente”, en la cual se le pide información personal como su nombre, edad, antecedentes médicos, antecedentes personales no patológicos, antecedentes herofamiliares, antecedentes patológicos, medición de signos vitales (frecuencia cardiaca, frecuencia respiratoria, presión arterial y saturación de oxígeno) y medidas antropométrías, este punto es fundamental, ya que si el paciente no cumple con los signos vitales estandarizados como normales, se procederá a suspender la prueba ya que un medico evaluara el estado del paciente y se notificara si es posible o no continuar con la prueba, En el anexo F se encuentra la escala de valoración del paciente del grupo B, en donde se le solicita información sobre la causa de su amputación, cuanto tiempo ha pasado desde su amputación, si posee algún tipo de dispositivo de asistencia y cuánto tiempo lleva utilizándola.

Se utilizará el equipo inbody 720 para proceder a tomarle sus medidas antropométricas de cada paciente, el cual mide el porcentaje de grasa corporal, el porcentaje de masa muscular, el peso, etc., para finalizar la etapa de evaluación medica solicitamos al paciente se coloque una bata desechable para proceder a conectarle los electrodos siguiendo una electrocardiografía estándar de doce derivaciones.

Figura 1.3 Evaluación médica del paciente.



3.4 Etapa 3. Prueba de esfuerzo (Figura No. 1.4).

1. Calcular la fórmula de frecuencia cardiaca máxima, puede calcularse de manera indirecta con la ayuda de la fórmula de Whaley

$$Hombres_{FC\ max} = 214 - (0.79 \times edad)$$

$$Mujeres_{FC\ max} = 209 - (0.72 \times edad)$$

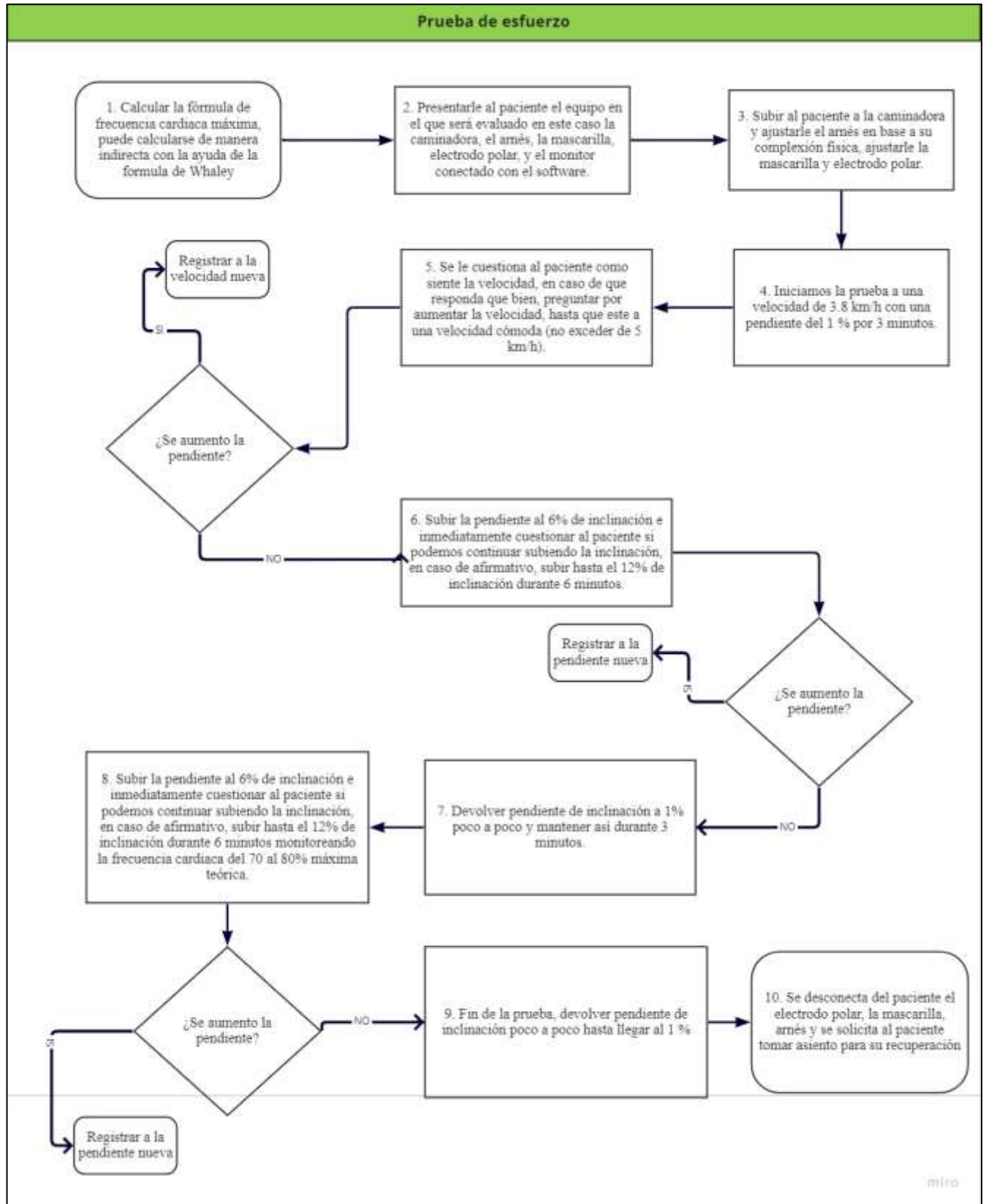
FC max=Frecuencia cardiaca máxima.

2. Presentarle al paciente el equipo en el que será evaluado en este caso la caminadora, el arnés, la mascarilla, electrodo polar, y el monitor conectado con el software.
3. Subir al paciente a la caminadora y ajustarle el arnés en base a su complexión física, ajustarle la mascarilla y electrodo polar.
4. Iniciamos la prueba a una velocidad de 3.8 km/h con una pendiente del 1 % por 3 minutos.
5. Se le cuestiona al paciente como siente la velocidad, en caso de que responda que bien, preguntar por aumentar la velocidad, hasta que este a una velocidad cómoda (no exceder de 5 km/h).
6. Subir la pendiente al 6% de inclinación e inmediatamente cuestionar al paciente si podemos continuar subiendo la inclinación, en caso de afirmativo, subir hasta el 12% de inclinación durante 6 minutos.
7. Devolver pendiente de inclinación a 1% poco a poco y mantener así durante 3 minutos.
8. Subir la pendiente al 6% de inclinación e inmediatamente cuestionar al paciente si podemos continuar subiendo la inclinación, en caso de afirmativo, subir hasta el 12% de inclinación durante 6 minutos monitoreando la frecuencia cardiaca del 70 al 80% máxima teórica.
9. Fin de la prueba, devolver pendiente de inclinación poco a poco hasta llegar a 1%.
10. Se desconecta del paciente el electrodo polar, mascarilla y arnés y solicitar al paciente tomar asiento para su recuperación.

El siguiente diagrama de flujo consiste en iniciar una prueba de esfuerzo para los grupos A y B, inicialmente se le pide al médico de apoyo calcular la frecuencia cardiaca máxima, con ayuda de la ecuación de predicción de Whaley, posteriormente se le presenta al paciente el equipo en que será evaluado, en este caso la caminadora, el arnés, la mascarilla, el electrodo polar y el monitor conectado al software, después se solicita al paciente subirse a la caminadora para ajustarle la mascarilla, el electrodo polar y el arnés en base a su complejidad física, se inicia la prueba a una velocidad de 3.8 km/h con una pendiente del 1% simulando la corriente de aire por 3 minutos, se le cuestiona al paciente como siente la velocidad y en caso de que responda que bien, preguntar por aumentar la velocidad hasta que este a una velocidad cómoda (no exceder de los 5 km/h), en caso de aumentar, registrar nueva velocidad, pasando los 3 minutos se vuelve a subir la pendiente al 6% de inclinación e inmediatamente se le cuestiona al paciente si podemos continuar subiendo la inclinación, en caso de afirmativo, subir hasta el 12% de inclinación durante 6 minutos, en caso aumentar, registrar pendiente nueva (no exceder del 12 %), se devuelve la pendiente de inclinación al 1% poco a poco y se mantiene así durante 3 minutos, posteriormente se vuelve a subir la pendiente al 6% e inmediatamente se le cuestiona al paciente si podemos continuar subiendo la inclinación en caso de afirmativo, subir hasta el 12% de inclinación durante 6 minutos monitoreando la frecuencia cardiaca teórica máxima del 70 al 80 %, en caso de tener nueva pendiente, registrar el nivel de inclinación.

Se finaliza con la prueba de esfuerzo devolviendo la pendiente de inclinación poco a poco hasta llegar al 0%, se desconecta del paciente el electrodo polar, la mascarilla, arnés y se solicita al paciente tomar asiento para su recuperación.

Figura 1.4 Prueba de esfuerzo del paciente grupo A y B.





Universidad Autónoma de Baja California.
Facultad de Ingeniería.
Comité de ética.
Anexo D

CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPACIÓN EN PROTOCOLO DE INVESTIGACIÓN.

NOMBRE: _____

LUGAR Y FECHA: _____

Por medio del presente acepto participar en el protocolo de investigación titulado: Diseño de modelo energético cardiopulmonar de paciente con amputación transtibial.

Los objetivos del estudio son:

- Desarrollar una base de datos propia de Baja California, que sea pública donde se pueda obtener SOLAMENTE INFORMACIÓN sobre el gasto energético en pacientes del grupo A y grupo B.
- Encontrar parámetros que ayuden a la parametrización del gasto energético en pacientes del grupo A y grupo B.

Se me ha explicado que mi participación consistirá en contestar honestamente un breve cuestionario, toma de signos vitales, medidas antropométricas, realizar un examen de ECG de 12 derivaciones y realizar dos pruebas de esfuerzo para medir parámetros fisiológicos del paciente.

El investigador responsable me ha dado seguridad de que no se me identificará en las presentaciones o publicaciones que deriven de este estudio y de que los datos relacionados con mi privacidad serán manejados en forma confidencial.

Entiendo que conservo el derecho de retirarme del estudio en cualquier momento en que lo considere conveniente; y en caso de presentarse algún hallazgo importante se me desviará el especialista correspondiente.

Nombre y firma del encuestado



Universidad Autónoma de Baja California.
Facultad de Ingeniería.
Comité de ética.
Anexo E

FICHA DE IDENTIFICACION DEL PACIENTE GRUPO A Y B.

Fecha: ____/____/____

Nombre:			
Edad:		Sexo:	
Fecha de nacimiento:		Afiliación:	
Correo:		Celular:	
Ocupación:			

Instrucciones: Favor de contestar.

ANTECEDENTES MÉDICOS.

¿Padece de alguna enfermedad?, en caso de afirmativo mencionar cual.

¿Toma algún medicamento?, en caso de afirmativo mencionar cual.

¿Padece de alguna alergia?

ANTECEDENTES PERSONALES PATOLÓGICOS.		
☐ Hipertensión arterial	☐ Diabetes	☐ Hipercolesterolemia
☐ Hipertiroidismo	☐ Cardiopatía	☐ Otra:
ANTECEDENTES HERO-FAMILIARES.		
☐ Hipertensión arterial	☐ Diabetes	☐ Hipercolesterolemia
☐ Hipertiroidismo	☐ Cardiopatía	☐ Otra:

ANTECEDENTES NO PATOLÓGICOS.			
¿Fuma?	☐ SI ☐ NO	En caso de afirmativo mencionar desde hace cuánto.	
¿Bebe alcohol?	☐ SI ☐ NO	En caso de afirmativo mencionar desde hace cuánto.	
¿Consume drogas?	☐ SI ☐ NO	En caso de afirmativo mencionar desde hace cuanto	
¿Practica algún tipo de deporte y/o ejercicio?	☐ SI ☐ NO	Donde:	
¿Le han realizado un electrocardiograma? En caso afirmativo, ¿Por qué se lo indicaron?	☐ SI, Causa: ☐ NO		

SIGNOS VITALES			
FC:		FR:	
PA:	mmHg.	pSO2:	%
MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS			
Peso:	Kg.	Estatura:	cm.
IMC:		Longitud del muñón.	cm.
Diagnóstico del equipo ECG Mortara para la derivación II			



Universidad Autónoma de Baja California.
Facultad de Ingeniería.
Comité de ética.
Anexo F

FICHA DE IDENTIFICACION DEL PACIENTE GRUPO B

Instrucciones: Favor de responder

Nombre: _____		
¿Le han realizado alguna amputación del miembro inferior? ☐ SI ☐ NO		
En caso de afirmativo, ¿De qué tipo?	☐ Desarticulado de cadera ☐ Desarticulado de rodilla ☐ Desarticulado de tobillo ☐ Amputación parcial de pie ☐ Hemipelvectomia ☐ Transfemoral ☐ Transtibial ☐ Amputación tipo SYME	
Causa(s) de amputación:	Traumática ☐ Accidente ☐ Conflictos bélicos ☐ Otro: _____	No traumática ☐ Vascular (Diabetes mellitus/Enfermedad vascular periférica) ☐ Infecciosa (Gangrena gaseosa/Osteomielitis crónica) ☐ Neoplásica (Tumores óseos/Partes blandas) ☐ Congénita ☐ Otros: _____
¿Cuánto tiempo ha pasado desde su amputación?	Años _____ Meses _____ Días _____	
¿Posee algún dispositivo de asistencia? ☐ SI ☐ NO		
En caso de afirmativo, ¿De qué tipo?	☐ Prótesis, Especifique tipo: _____ ☐ Muletas ☐ Silla de ruedas ☐ Otros: _____	
¿Cuánto tiempo lleva usando el dispositivo de asistencia?	Años _____ Meses _____ Días _____	

Referencias

- [1] INEGI. <http://www3.inegi.org.mx/rnm/index.php/catalog/71>.2010.
- [2] Academia Nacional de Medicina, “Los amputados, un reto para el estado”, Apta Sesión 4/Marzo/2015.
- [3] World Health Organization. Global status report on non-communicable diseases 2014. Geneva: World Health Organization; 2012.
- [4] World Health Organization. Global Health Estimates: Deaths by cause, age, sex and country, 2000-2012. Geneva: WHO; 2014.
- [5] García-García Y, Olmo-Pimentel D, Zoe-Valor I, BarnésDomínguez JA, Valdés-Pérez C. Caracterización clínica de pacientes hospitalizados con una primera amputación de miembros inferiores por pie diabético. *Rev Cuba Angiol Cir Vasc.* 2012;13(2)
- [6] López-Martín B, Pancorbo Hernández-Rico MJ. Amputación. Cuidados avanzados en enfermería traumatológica. https://www.auladae.com/pdf/cursos/capitulo/enfermeria_trauma.
- [7] Vargas Z, Melier, Lancheros P, Lilia, & Barrera P, María del Pilar. (2011). GASTO ENERGÉTICO EN REPOSO Y COMPOSICIÓN CORPORAL EN ADULTOS. *Revista de la Facultad de Medicina*, 59(Suppl. 1), 43-58. Retrieved April 21, 2022, from http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0120-00112011000500006&lng=en&tlng=.
- [8] Ruben C. Martinez, Roberto L. Avitia, Marco A. Reyna, Miguel M. Bravo, “Implementation of a Novel Powered Ankle-Knee Prosthesis for Lower Limb Amputees and a Control Strategy Proposal”, *International Journal of Engineering and Advanced Technology (IJEAT)* ISSN: 2249 – 8958, Volume4 Issue-5, june 2015.
- [9] F. Sup, H. Varol, J. Mitchell, T. Withrow, and M. Goldfarb, 2009. Selfcontained powered knee and ankle prosthesis: Initial evaluation on a transfemoral amputee, *Rehabilitation Robotics, ICORR, IEEE International Conference*. Pp. 638-644.
- [10] Mohanty RK, Lenka P, Equebal A, Kumar R. Comparison of energy cost in transtibial amputees using "prosthesis" and "crutches without prosthesis" for walkin
- [11] Honkamp N, Amendola A, Hurwitz S, Saltzman CL. Retrospective review of eighteen patients who underwent transtibial amputation for intractable pain. *J Bone Joint Surg Am.* 2001;83-A:1479-83
- [12] Nawijn SE, Van der Linde H, Emmelot CH, Hofstad CJ. Stump management after trans-tibial amputation: a systematic review. *Prosthet Orthot Int.* 2005;29:13.
- [13] Finch JL, Heath GH, David AR, Kulkarni J. Biomechanical assessment of two artificial big toe restorations from Ancient Egypt and their significance to the history of prosthetics. *J Prosthet Orthot.* 2012;24(4):181-91.
- [14] Andrade AO, Pereira AA, Walter S, Almeida R, Loureiro R, Compagna D, Kyberd PJ. Bridging the gap between robotic technology and health care. *Biomed Signal Process Control.* Mar 2014;10:65-78.
- [15] Lyon CC, Kulkarni J, Zimerson E, Van Ross E, Beck MH. Skin disorders in amputees. *J Am Acad Dermatol.* Mar 2000;42(3):501-7.
- [16] Hagberg K, Brånemark R. Consequences of non-vascular trans-femoral amputation: a survey of quality of life, prosthetic use and problems. *Prosthet Orthot Int.* Dec.

2001;25(3):186-94.

- [17] Dudek NL, Marks MB, Marshall SC, Chardon JP. Dermatologic conditions associated with use of a lower-extremity prosthesis. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86:659-63.
- [18] Pezzin LE, Dillingham TR, MacKenzie EJ, Ephraim P, Rossbach P. Use and satisfaction with prosthetic limb devices and related services. *Arch Phys Med Rehabil.* vol. 2004;85:723-9.
- [19] Gailey R, Allen K, Castles J, Kucharik J, Roeder M. Review of secondary physical conditions associated with lowerlimb amputation and long-term prosthesis use. *J Rehabil Res Dev.* 2008;45(1):15-29.
- [20] R.K. Mohanty., P. Lenka., A. Equebal., R. Kumar., “Comparaison du coût énergétique chez les amputés transtibiaux avec « prothèse » et « béquilles sans prothèse » au cours des activités de marche”., National Institute for the Orthopedically Handicapped, Kolkata, India., Febrero 2012.
- [21] A.Forner-Cordero, J.L.Pons y M.Wisse, “Basis for bioinspiration and biomimetism in wearable robots”., CSIC (España) y University of Technology (DUT), Delft (Netherlands), 2008.
- [22] Marco Traballesi., Anna Sofia Delussu., Tiziano Aversa., Roberto Pellegrini., Francesco Paradisi., Stefano Brunelli., “Energy cost of walking in transfemoral amputees: Comparison between Marlo Anatomical Socket and Ischial Containment Socket”, Fondazione Santa Lucia IRCCS, Scientific Institute for Research, Hospitalization and Healthcare y Officine Ortopediche ITOP., Italia., Mayo 2011.
- [23] Hagberg K, Häggström E, Uden M, Brånemark R. Socket versus bone-anchored trans-femoral prostheses: Hip range of motion and sitting comfort. *Prosthet Orthot Int.* Jan 2005;29(2):153-63.
- [24] Tranberg R, Zügner R, Kärrholm J. Improvements in hip- and pelvic motion for patients with osseointegrated transfemoral prostheses. *Gait Posture.* Feb 2011;33:2:165-8.
- [25] Frossard L, Hagberg K, Häggström E, Gow DL, Brånemark R, Pearcy M. Functional outcome of transfemoral amputees fitted with an osseointegrated fixation: temporal gait characteristics. *J Prosthet Orthot.* Jan 2010;22(1):11-20.
- [26] Atkins DJ, Heard DCY, Donovan WH. Epidemiologic overview of individuals with upper-limb loss and their reported research priorities. *J Prosthet Orthot.* 1996;8(1).
- [27] Hargrove LJ, Scheme EJ, Englehart KB, Hudgins BS. Multiple binary classifications via linear discriminant analysis
- [28] Cipriani C, Antfolk C, Controzzi M, Lundborg GN, Rosen B, Carrozza MC, et al. Online myoelectric control of a dexterous hand prosthesis by transradial amputees. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* Jun 2011;19(3):260-70.
- Pistohl T, Cipriani C, Jackson A, Nazarpour K. Abstract and proportional myoelectric control for multi-fingered hand prostheses. *Ann Biomed Eng.* 2013;41(12):2687-98
- [29] Alós Villacrosa J. Aspectos históricos de las amputaciones del miembro inferior. En: *Amputaciones del Miembro inferior en Cirugía Vascular. Un problema multidisciplinario.* 1ra Ed. Barcelona: Editorial Glosa; 2008. Pp.

- [30] La O Ramos R, Baryolo Cardoso A. Rehabilitación del amputado de miembro inferior. (Sede Web). Cuba: Medicina de Rehabilitación Cubana; (15 de Septiembre del 2005; acceso el 19 de Diciembre del 2012). Disponible en: <http://rehabilitacion.sld.cu>.
- [31] Mataix J, Martínez JA. Balance de energía corporal. En: Nutrición y alimentación humana. Mataix J Ed. Oceano/Ergon.Barcelona. 2006:703-22.
- [32] Esteves de Oliveira FC, de Mello Cruz AC, Gonçalves Oliveira C, Rodrigues Ferreira Cruz AC, Mayumi Nakajima V, Bressan J. Gasto energético de adultos brasileños saludables: una comparación de métodos. *Nutr Hosp*. 2008; 23:554-61.
- [33] Lawrence C, Ugrasbul F. Prediction of daily energy expenditure during a feeding trial using measurements of resting energy expenditure, fat-free mass, or Harris-Benedict equations. *Am J Clin Nutr*. 2004; 80: 876-80.
- [34] Seale JL. Energy expenditure measurements in relation to energy requirements. *Am J Clin Nutr*. 1995; 62 (suppl):1042S-6S
- [35] Patiño JF. Determinación del gasto energético en el paciente quirúrgico. En: *Metabolismo Nutrición y Shock*. Ed Panamericana. Bogotá. 2006:181-93.
- [36] Henry CJK. Basal metabolic rate studies in humans: measurement and development of new equations *Public Health Nutr*. 2005; 8:1133-52.
- [37] Durnin JVGA, Borckway JM. Determination of the total daily energy expenditure in man by indirect calorimetry: assessment of the accuracy of a modern technique. *Nutr*. 1959; 13:41-53.
- [38] Harris JA, Benedict FG. A Biometric Study of the Basal Metabolism in Man. Washington, DC: Carnegie Institution of Washington; 1919. Publication No. 279.
- [39] Ferro-Luzzi A. The conceptual framework for estimating food energy Requirement *Public Health Nutrition*. 2005; 8:940-52.
- [40] FAO/WHO/UNU. Human energy requirements. 2005. 96 p.
- [41] Deurenberg P, Deurenberg-Yap M. Validity of body composition methods across ethnic population groups. *Acta Diabetol*. 2003; 40:S246-S249.
- [42] Froehle AW. Climate Variables as Predictors of Basal Metabolic Rate: New Equations. *Am J of Human Biology*. 2008; 20:510-29.
- [43] Hannah L. Jarvis, Alex N. Bennett et al. Temporal Spatial and Metabolic Measures of Walking in Highly Functional Individuals With Lower Limb Amputations, 98, 2017.
- [44] Quesada, R. E., Caputo, J. M., & Collins, S. H. (2016). Increasing ankle push-off work with a powered prosthesis does not necessarily reduce metabolic rate for transtibial amputees. *Journal of Biomechanics*, 49(14),3452–3459. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.09.015>.
- [45] Pardo, C. E., Galvis, J. C., Naranjo, J. D., Villaroel, G., Blanco, J. Y., & Báez, O. A. (2016). Medición del aumento del consumo de energía en las deformidades progresivas de flexión de la rodilla en la marcha. *Revista Colombiana de Ortopedia y Traumatología*, 30(1), 11–18. <https://doi.org/10.1016/j.rccot.2016.06.003>
- [46] Rosero-Carvajal HE, Cuero-Campaz DF, Arias-Balanta ÁJ, Wilches-Luna EC. Estudio piloto. Cambios en la puntuación del Lung Information Needs Questionnaire (linq) después de una intervención educativa en pacientes con enfermedad respiratoria crónica. *Rev Cienc Salud*. 2017;15(2):259-271. Doi: <https://doi.org/10.12804/revistas.urosario.edu.co/revsalud/a.5762>

[47] P Haouzi, N Martinet, C Beyaert, F Marchall y JM André, “Détermination du coût énergétique de la marche chez le sujet amputé de jambe: pied Copy III versus pied Sach”, *Ann Madaptation Mid Phys* 38,481-485, 1995.

[48] Herrera C. E., Vélez B. JG. Programa de ejercicios para el manejo de pacientes amputados transtibiales pre-protésicos y manejo de dolor fantasma. (Sede Web). Efisioterapia.net; (Noviembre del 2009; acceso el 16 de Enero del 2013). Disponible en: <http://www.efisioterapia.net> 10.Scribd.com, Terapia física en amputados. (Sede Web).

[49] scribd.com; (actualizada el 15 de Junio del 2012; acceso el 19 de Diciembre del 2012). Disponible en: <http://es.scribd.com/doc/9439049/Terapia-Fisica-en-Amputados>.

[50] Manual de fisioterapia (Modulo III): Traumatología, afecciones Cardiovasculares y otros campos de actuación, 1RA ED. Barcelona. Mad,; 2004, Pp. 626.

[51] Serra Gabriel MR. El paciente amputado, Labor de Equipo. 1ra ed. Barcelona. Springer Iberica,; 2001, Pp. 271

[52] Honkamp N, Amendola A, Hurwitz S, Saltzman CL. Retrospective review of eighteen patients who underwent transtibial amputation for intractable pain. *J Bone Joint Surg Am*. 2001;83-A:1479-83

[53] Nawijn SE, Van der Linde H, Emmelot CH, Hofstad CJ. Stump management after trans-tibial amputation: a systematic review. *Prosthet Orthot Int*. 2005;29:13

[54] Sherman ED. A russian bioelectric-controlled prosthesis: report of a research team from the Rehabilitation Institute of Montreal. *Can Med Assoc J*. Dec 1964;91:1268-70

[55] Au, S.K., Weber, J., and Herr, H., 2009. “Powered Ankle-Foot Prosthesis Improves Walking Metabolic Economy”, *Robotics, IEEE Transactions*. 25, (1), pp. 51-66.

[56] La O Ramos R, Baryolo Cardoso A. Rehabilitación del amputado de miembro inferior. (Sede Web). Cuba: Medicina de Rehabilitación Cubana; (15 de Septiembre del 2005; acceso el 19 de Diciembre del 2012). Disponible en: <http://rehabilitacion.sld.cu>

[57] Herrera C. E., Vélez B. JG. Programa de ejercicios para el manejo de pacientes amputados transtibiales pre-protésicos y manejo de dolor fantasma. (Sede Web). Efisioterapia.net; (Noviembre del 2009; acceso el 16 de Enero del 2013). Disponible en: <http://www.efisioterapia.net> 10.Scribd.com, Terapia física en amputados. (Sede Web).

[58] scribd.com; (actualizada el 15 de Junio del 2012; acceso el 19 de Diciembre del 2012). Disponible en: <http://es.scribd.com/doc/9439049/Terapia-Fisica-en-Amputados>

[59] Manual de fisioterapia (Modulo III): Traumatología, afecciones Cardiovasculares y otros campos de actuación, 1RA ED. Barcelona. Mad,; 2004, Pp. 626

[60] Serra Gabriel MR. El paciente amputado, Labor de Equipo. 1ra ed. Barcelona. Springer Iberica,; 2001, Pp. 271

[61] J.R. Goig, J. Ma. Camós. Aspectos médicos de la protetización en la extremidad inferior. En: *Ortesis y prótesis del aparato locomotor*; Tomo 2.2 Extremidad Inferior. 1ra Edición, 4ta Reimpresión. Barcelona: Editorial Masson; 1999. Pp. 197-19

