

Informe final publicable de proyecto

Investigación clínica en embarazadas: análisis de movimiento y postura

Código de proyecto ANII: FCE_3_2020_1_162016

11/12/2023

BONA, Renata Luísa (Responsable Técnico - Científico)

BIANCARDI, Carlo Massimo (Investigador)

BONEZI DOS SANTOS, Artur (Investigador)

FÁBRICA BARRIOS FÁBRICA, Carlos (Investigador)

PEQUERA LARA, Germán (Investigador)

RACEDO, Angelina (Investigador)

RODRIGUES ZABALA, Mateo (Investigador)

SCHNEIDER DE BENEDETTI, Christian (Investigador)

SILVA PEREYRA, Adriana Valentina (Investigador)

UNIVERSIDAD DE LA REPÚBLICA. CENTRO UNIVERSITARIO REGIÓN LITORAL NORTE (Institución Proponente) \\
CORPORACIÓN MÉDICA DE PAYSANDÚ IAMPP \\ MINISTERIO DE SALUD. DIVISION SALUD DE LA POBLACIÓN \\
UNIVERSIDAD DE LA REPÚBLICA. CENTRO UNIVERSITARIO REGIÓN LITORAL NORTE

Resumen del proyecto

Introducción: El embarazo produce cambios anatomo-fisiológicos y conlleva una disminución de la actividad física que pueden afectar el comportamiento biomecánico alterando la calidad de vida. En la literatura científica no se han analizado las asociaciones entre los diferentes parámetros (posturales, fisiológicos, mecánicos) buscando una visión global del fenómeno y una aplicabilidad de los resultados para embarazadas.

Objetivo: Analizar variables posturales estáticas, además del comportamiento metabólico, la variabilidad cinemática y parámetros electromiográficos en diferentes velocidades de marcha en mujeres embarazadas durante la gestación y grupo control.

Métodos: Se consideraron diferentes velocidades durante los análisis de la marcha, partiendo de la velocidad autoseleccionada (VAS), para comparar si coincide con su velocidad óptima (Vopt), siendo este el punto que existe un menor costo de transporte (C), es decir hay una mayor economía de marcha. Para el grupo embarazadas fue realizada una evaluación al final de cada trimestre. La secuencia de colecta fue la siguiente: aclaraciones y firma del consentimiento informado; procediendo con la anamnesis (medida de masa, altura, longitud de miembro inferior). Después protocolo del análisis de la marcha; costo de transporte, y cinemática tridimensional con electromiografía.

Resultados: Participaron: Grupo embarazadas (n=17) primero trimestre, (n=19) segundo trimestre, (n=19) tercer trimestre, Grupo control (n=17) no embarazadas. Fueron encontradas diferencias significativas ($p < 0,05$) para las variables posturales, metabólicas y cinemáticas. Las principales diferencias y datos más relevantes fueron entre el trimestre 1 y el grupo control.

Conclusión: Según los resultados obtenidos las principales adaptaciones biomecánicas de la marcha en el embarazo inician en el primer trimestre, esto puede estar ligado a los cambios hormonales y también a un ámbito cultural del cuidado durante la primera etapa, atender estas alteraciones es importante con el fin de desarrollar planes de intervención específica que puedan mejorar la motricidad y por tanto, la calidad de vida de las mujeres durante el embarazo.

Ciencias Médicas y de la Salud / Ciencias de la Salud / Ciencias y Servicios de Cuidado de la Salud / Movimiento humano, biomecánica, fisiología, prevención

Palabras clave: costo de transporte / activación muscular / equilibrio /

Introducción

Durante el embarazo ocurren cambios constantemente (Soma-Pillay et al., 2016; Carrillo- Mora et al., 2021), desde la concepción en adelante, el cuerpo de la gestante se encuentra condicionado por variaciones psico, emocionales, fisiológicas y morfológicas que pueden afectar al comportamiento biomecánico de quien se encuentra en esta condición (Wie et al., 2010). Todos estos cambios ocurren para poder adaptarse a las exigencias de un nuevo ser humano en su interior (Carrillo- Mora et al., 2021). La mayoría de las mujeres experimentan un embarazo sin complicaciones, y la facilidad a estas adaptaciones están influenciadas por características específicas de cada individuo; edad, antecedentes de enfermedades, embarazos previos, nutrición, estado físico, etc (Soma-Pillay et al., 2016; Carrillo- Mora et al., 2021; Newton & May, 2017). Pero hay estudios que determinan que las mujeres embarazadas pueden experimentar caídas durante el período de gestación (Dunning et al., 2003; Conder et al., 2019). Poniendo en riesgo la salud tanto de la madre, como del feto. Esto puede deberse al aumento de tamaño de las diversas estructuras, la disminución del nivel de actividad física y la ganancia de peso corporal (Foti et al., 2000), los cuales pueden ocasionar perturbaciones en el centro de gravedad y una mayor fuerza de oscilación central, que conducen a un cambio en la postura y el balance (Conder et al., 2019; Wang et al., 2011), estos puntos son herramientas muy importantes para la evaluación de la postura durante el embarazo (Ribas et al., 2007). Los cambios posturales durante el período de gestación se establecen como molestias músculo esqueléticas constantes en columna y miembros inferiores, generando ajustes de postura estática y dinámica (Motola et al., 2019; Mar, y 1998). Estos cambios pueden alterar el desarrollo biomecánico de la marcha (Conde et al., 2019; Foti et al., 2000). Estudios previos mostraron que en la marcha de las mujeres durante el embarazo ocurre una disminución de la amplitud de los ángulos articulares del miembro inferior, una disminución de la longitud, frecuencia de los pasos y velocidad de marcha y un aumento del tiempo de doble apoyo para aumentar la estabilidad (Branco, 2014). Sin embargo no se encontraron antecedentes que describan alteraciones en el costo de transporte (C), ni a variables que describen el funcionamiento del modelo del péndulo invertido (Cavagna, 1976). Mientras que en estudios realizados en otras

poblaciones (Detrembleur et al., 2005; Mian, 2006; Bona et al., 2017), indican que la velocidad de marcha autoseleccionada (VAS) y las alteraciones antes citadas, pueden elevar el consumo de oxígeno (VO_2) y la unidad de energía por distancia recorrida (Schmidt-Nielsen, 1972). La VAS en personas sin restricciones físicas o neurológicas que incidan en la marcha, coincide con la velocidad óptima ($V_{óptima}$) para la cual el C alcanza su mínimo, es decir, su mayor economía de marcha (Sabeine & Minetti, 2003), pero esta coincidencia no ocurre cuando existen las restricciones físicas como amputados, personas con secuelas de accidente vascular encefálico o niños con parálisis cerebral, siendo su marcha menos económica (Bona et al. 2011; Bona & Peyré-Tartaruga, 2011). Para comprender el funcionamiento de la generación de fuerzas para soportar el peso corporal en la marcha, fue creado el modelo del péndulo invertido (Cavagna, 1976; Cavagna, 2002). Este modelo representa como es el movimiento del CM durante la marcha cuando un solo pie está en contacto con el suelo, en esta fase el CM del cuerpo describe una trayectoria de arco, mientras la pierna que está en apoyo actúa como soporte (Grabowski et al., 2005). De esta forma se genera una oposición de fase de las energías participes de la marcha, la energía potencial (E_p) que representa la energía almacenada de un objeto debido a su posición, es mayor cuando el CM se encuentra elevado en el momento de contacto del pie en el suelo y a partir de ese momento comienza a disminuir y comienza a elevarse la energía cinética (E_k) (Bona R & Peyré-Tartaruga, 2011). Cuando el punto de contacto vuelve a estar en el punto más elevado del CM, la E_k disminuye y aumenta la E_p , es decir que estas energías se encuentran en oposición de fase, esta reconversión de energías es denominada Recovery (R) (Cavagna, 1976; Cavagna, 2002). El R es un parámetro que cuantifica la capacidad de conservar la energía mecánica utilizando el modelo del péndulo invertido observado en un ciclo de paso (pasada), esta reconversión entre las energías disminuye la energía necesaria para movilizar el cuerpo. Cuanto mayor es R, menor será la cantidad de energía metabólica necesaria para mantener el cuerpo en movimiento. Una reconversión perfecta tendría que ser completa (100%), pero esto no sucede en la marcha humana, de todos modos en humanos sin restricciones en la marcha el R es altamente elevado (60%) este valor normalmente coincide con la V_{opt} 60-73. Para una estimación de la V_{opt} fue generada una ecuación denominada número de Froude (nFr) (Saibene F & Minetti, 2003; Cavagna, 2002), que compara aspectos mecánicos y energéticos de la locomoción en especies diferentes o sujetos diferentes pero dentro de una misma especie: $nFr = v^2/gL$, donde v es la velocidad, g es la gravedad y L la longitud del miembro inferior (R. M. Alexander, 1976). A partir de este parámetro surgieron estudios que compararon la marcha en poblaciones con diferentes características (A. Minetti et al., 1994).

En la locomoción humana son los músculos esqueléticos quienes se encargan de transformar la energía química que produce el metabolismo en calor y energía mecánica para la propulsión (Cavagna 2010). Una locomoción eficiente depende de esta fracción de gasto metabólico que es transformada en trabajo mecánico (W) (Sabeine y Minetti, 2003). En biomecánica, el trabajo mecánico total (W_{Tot}) necesario para mover el cuerpo humano, surge desde la suma del trabajo externo (W_{ext}) y el trabajo interno (W_{int}); el primero se relaciona al W necesario para elevar y acelerar el centro de masa total del cuerpo, es decir que comprende un trabajo vertical y direccional al movimiento, y el segundo es el W necesario para acelerar y reposicionar los miembros superiores e inferiores considerando sus propios centro de masa en relación al centro de masa total del sujeto (Willems et al, 1995). El término de eficiencia mecánica en locomoción es determinado por la relación entre el W_{tot} y el gasto energético metabólico expresado generalmente por el C (Minetti et al., 199). Durante el embarazo debido a los cambios de la posición del CM y el aumento del peso, estudios anteriores identificaron una alta variabilidad en la marcha, que pueden resultar en un aumento del W_{tot} (Krkelj, Z, 2018).

El conocimiento de los cambios fisiológicos y mecánicos resulta información relevante (Winter et al., 1994), ya que pueden indicar cuales ejercicios físicos son más indicados para mujeres embarazadas en los diferentes trimestres. Hipotetizamos que las medidas fisiológicas y las mecánicas van a presentar cambios con el avance del embarazo, y estos cambios serán mayores en el último trimestre. El desarrollo de esta propuesta permitirá conocer el patrón de marcha de las embarazadas, las variables que ayudan a limitar el ejercicio (cinemáticas, mecánicas, energéticas) durante los diferentes momentos del embarazo, para así proponer entrenamientos o ejercicios de prevención de lesiones durante el embarazo.

Metodología/diseño del estudio

Este estudio tiene un diseño longitudinal de tipo cuantitativo y comparativo. La muestra fue constituida por; Grupo embarazadas ($n=17$) primer trimestre, ($n=19$) segundo trimestre, ($n=19$) tercer trimestre, Grupo control ($n=17$) no embarazadas. Se ha utilizado el software G*Power (Faul et al., 2009) basado diferentes variables evaluadas en los datos del estudio de Forczek y Staszkiwicz (2012)62 y Gilleard (2013). El software considera una diferencia de 20% entre el grupo de casos y el grupo control con poder estadístico de 80% y nivel de significancia de 0,05 además de posibles pérdidas muestrales (10%) durante el estudio (Whitley y Ball, 2002) siendo el "n" similar a otros estudios biomecánicos (Branco et al. 2014).

Criterios de inclusión para mujeres embarazadas: que estén en el primer trimestre de embarazo, haber realizado el

primer control obstétrico y tener autorización de ASSE o COMEPA. La Enfermería Obstétrica sector responsable de ASSE y COMEPA es la cual tiene acceso a las historias clínicas se contactará con las embarazadas que tengan interés e informarán a los investigadores. Las nurses responsables del sector que informarán para el equipo de investigación.

Criterios de exclusión para embarazadas: diabetes mellitus o gestacional; historia de infección respiratoria reciente; enfermedad pulmonar obstructiva crónica; infarto de miocardio reciente o cirugía cardiovascular (en los últimos 3 meses); enfermedad neuromuscular reciente (en los últimos 3 meses); historia previa de enfermedad pulmonar y/o tabaquismo (en los últimos 12 meses), hipertensión arterial; cualquier enfermedad articular o muscular. Grupo II (grupo control): 25 Mujeres no embarazadas.

Criterios de inclusión para grupo control: con historia médica, no estén en entrenamiento físico en los últimos tres meses, tener carné de salud en día (examen físico normal) servirán como grupo de control (de edades y estatura pareadas con el grupo de embarazadas).

Criterios de exclusión para grupo control: diabetes; historia de infección respiratoria reciente; enfermedad pulmonar obstructiva crónica; infarto de miocardio reciente o cirugía cardiovascular (últimos 3 meses); enfermedad neuromuscular reciente (últimos 3 meses); historia previa de enfermedad pulmonar y/o tabaquismo (últimos 12 meses), hipertensión arterial; cualquier enfermedad articular o muscular.

Consideraciones éticas: El estudio fue diseñado de acuerdo con las Directrices y Normas Regulatoras de Investigación con Seres Humanos, según lo establecido en la declaración de Helsinki. Fue aprobado (exp. 311170-000673-19) por el Comité de Ética (del CENUR Litoral Norte de la Universidad de la República).

El consentimiento se pidió y firmó antes de realizar cualquier procedimiento. Los posibles riesgos y efectos colaterales son fatiga muscular debido al ejercicio físico, los mismos riesgos que en la marcha de su día a día. El investigador estuvo cerca y atento a cualquier necesidad o incomodidad de las participantes. Si en cualquier momento la participante no se sintiera bien, ella podía abandonar el test así como cualquiera de las pruebas. Todas las pruebas podían ser interrumpidas en cualquier momento.

Protocolo: Las evaluaciones fueron en un día tanto para embarazadas como no embarazadas: 1º momento del día – Aclaraciones de la investigación y firma en el consentimiento informado; evaluaciones posturales y anamnesis (medidas de masa, altura, longitud del miembro inferior); 2º momento - Protocolo de análisis de la marcha: costo de transporte, cinemática tridimensional y activación electromiográfica. El ambiente del laboratorio fue debidamente acondicionado y estuvo a una temperatura ideal durante la marcha y demás evaluaciones de las embarazadas (Marshall et al, 2020). El procedimiento fue igual para ambos grupos, embarazada y control. La diferencia es que para el grupo embarazadas se repitieron las evaluaciones tres veces, a cada trimestre. Para el grupo de mujeres embarazadas las evaluaciones fueron en la primera semana del tercer mes, primera semana del sexto mes y primera semana del noveno mes del embarazo. Variables posturales: Fueron verificadas por medio de la evaluación de los ángulos de las curvaturas lumbar y torácica a través del método Flexicurva. Para esto la embarazada debió permanecer en pie con el tronco expuesto (uso de top) y descalza (arriba de una superficie de EVA) en ambiente climatizado y siempre con la presencia de una investigadora del sexo femenino. Fueron localizados por medio del método de palpación los procesos espinosos de 6 puntos anatómicos (C7, T1, T12, L1, L5 y S1). Estos puntos anatómicos fueron marcados con lápiz especial para la piel (hipoalergénico). Después de marcados los puntos anatómicos la medición fue realizada con la muestra en ortostasis, adoptando su postura usual, con los hombros y codos flexionados a 90° y los antebrazos en posición neutra. El procedimiento consistió en moldear el dorso del adulto con la regla flexible iniciando en el proceso espinoso de la C7 hasta el proceso espinoso de S1. Análisis de Variables Posturales: Después de tomar el molde del dorso en la regla flexible, el Flexicurva fue trazado en un papel milimetrado. Este dibujo representa las curvaturas sagitales torácicas y lumbares, también son identificados los puntos de interés (C7, T1, T12, L1, L5 e S1). Después el evaluador realizó higienización de la piel del evaluado donde fueron realizadas las marcas con el lápiz para la piel, entonces se finalizó la evaluación. Con el dibujo se calcula el ángulo de la curvatura lumbar y torácica, a través del software Biomecflex v. 3.0 desarrollado por Oliveira et al, 2012. Variables Metabólicas: El protocolo se inició con la medida del VO₂ (con uso de máscara) en reposo en ortostasis durante 5 min. Después, fue verificada la velocidad auto seleccionada del sujeto. Se solicitó al individuo que camine a una velocidad confortable en un pasillo de 15 m. Después, esa velocidad fue probada en la cinta caminadora. Con la información de la velocidad auto seleccionada en la cinta fueron definidas las otras cuatro velocidades ($\pm 20\%$ e $\pm 40\%$ de la VAS, durante 5 minutos con orden aleatorio). El intervalo entre las velocidades fue hasta que los valores de VO₂ estén próximos a los valores de reposo (Bona, et al., 2017a). Análisis de las variables metabólicas: La media de los valores de VO₂ relativo durante el ejercicio fue sustraído del valor del VO₂ pre-ejercicio relativizado por la masa corporal. Convertidos a Julios (J) utilizando un equivalente energético (Blaxter 1989), dividido por 60 segundos y divididos por la velocidad en m.s⁻¹ para obtención del C (J/kg.m) (Minetti et al., 1994). Variables mecánicas: Los parámetros cinemáticos fueron adquiridos por la utilización de análisis de cinemática tridimensional. El sistema de video utilizado para la colecta de las imágenes (en

infrarrojo) fue compuesto por seis cámaras de vídeo del sistema VICON. La tasa de muestreo de las cámaras fue de 120 Hz. Fueron utilizados 18 marcadores reflexivos en puntos específicos, bilateralmente, 1º - quinto metatarso, 2º - calcáneo, 3º - maléolo externo, 4º - cóndilo externo, 5º - trocánter mayor, 6º - proceso estiloides cubital, 7º - epicóndilo lateral, 8º - 4 cm lateral al acromio, 9º - fosa temporal (Minetti et al., 1994; Winter, 2005). Análisis de las variables mecánicas: Los datos cinemáticos como la digitalización y reconstrucción de las imágenes son semi automáticas con el software Nexus de Vicon. En relación a los datos cinemáticos fue realizada la digitalización de 10 ciclos de pasadas. La localización de los marcadores reflexivos a través de las coordenadas fueron filtradas digitalmente por un filtro pasa-baja del tipo Butterworth con frecuencia de corte variando entre 3 y 9 Hz determinados para cada velocidad de marcha a través del procedimiento de análisis residual de Winter, 2005. Después de ese proceso fue realizada la reconstrucción tridimensional y con ese procedimiento ocurre la reconversión de las coordenadas sin dimensiones en coordenadas métricas con el software NEXUS. Las variables dependientes del modelo del péndulo invertido: trabajo mecánico externo (W_{ext}), interno (W_{int}) y total (W_{tot}), además del recovery (R) tiene su cálculo según la literatura (Cavagna 1976 y Cavagna 2002): $W_{ext} = \int EP(t) + \int EK(t)$ - representa la oscilación entre energía potencial gravitatoria (EP) y energía cinética (EK) del centro de masa del cuerpo. $W_{int} = (EK_f + EK_v + EK_l) + EK_r$ - representa la oscilación y transferencia de energía cinética (EK) de los segmentos corporales en las tres direcciones (frontal, vertical, lineal) sumado con la EK rotacional. $W_{tot} = \int W_{ext} + \int W_{int}$ - representa suma del trabajo externo y trabajo interno. $R = \frac{W_v + W_f}{W_v + W_f + W_{ext}}$ - parámetro que mejor representa el modelo pendular a través de las componentes del trabajo externo. Las otras variables fueron calculados a partir de la cinemática en rutinas computacionales creadas en ambiente Matlab® (software disponible en LIBiAM y en notebook de parte de los investigadores) Electromiografía: Durante el protocolo, los datos de electromiografía fueron colectados a través de un sistema de adquisición de datos Trigno wireless Delsys®. El equipamiento posee 16 canales analógicos de entrada con tasa de muestreo de 2000 Hz. Fueron utilizados electrodos de superficie desechables para cada músculo. Los electrodos fueron colocados sobre el vientre muscular (<http://www.seniam.org>). Se siguieron todas las normas para el registro y los procedimientos recomendados por la Sociedad Internacional de Electrofisiología y Kinesiología y proyecto Surface ElectroMyography for Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM). Para verificar la estabilidad dinámica, a través de la co-contracción, los músculos monitoreados fueron: bíceps femoral (BF), recto femoral (RF), gastrocnemio lateral (GA) y tibial anterior (TA) del lado derecho del cuerpo. La elección de esos músculos se justifica porque son los principales agonistas del movimiento y los comúnmente analizados en la marcha (Basmajian, De Luca, 1985). Para el costo electromiográfico fueron analizados los siguientes músculos: deltoides anterior, trapecio descendente, largo dorsal, larguísimo, iliocostalis, oblicuo externo, oblicuo interno, recto abdominal, glúteo medio, bíceps femoral, vastus lateral, recto femoral, tibial anterior y gastrocnemio lateral. Los mecanismos que dan soporte para esa medida se relacionan con los músculos posturales y que no realizan trabajo muscular (actúan de forma isométrica) y en relación a la contribución de co-contracción muscular de agonistas y antagonistas durante la marcha para el aumento del $\dot{V}O_2$ (Bona et al., 2017b).

Resultados, análisis y discusión

Resultados: Los resultados se presentan en media \pm desviación estándar. Muestra: Para el grupo embarazadas (GE) participaron 18 en primer trimestre (Tr1), 30,5 \pm 4,9 (años), 64,05 \pm 17,8 (kg), masa antes del embarazo 63,02 \pm 8,6 (kg), 162,59 \pm 5,9 (cm), 24,13 \pm 3,02 (kg/m²); 17 en el segundo trimestre (Tr2), 28,5 \pm 5,1 (años), 66,2 \pm 11,2 (kg), masa antes del embarazo 61,04 \pm 8 (kg), 162 \pm 4 (cm), 25,3 \pm 3,2 (kg/m²); y 19 en el tercer trimestre (Tr3) 29,8 \pm 5,3 (años), 70,9 \pm 10,4 (kg), masa antes del embarazo 61,74 \pm 9,3 (kg), 164,4 \pm 6,8 (cm), 26,03 \pm 3,4 (kg/m²); y para el grupo control (GC) 18 mujeres no embarazadas pareadas en altura, masa (antes del embarazo) y edad con la muestra 63,2 \pm 9,3 (kg), 161,7 \pm 5,7 (cm), 26 \pm 4,6 (años) 24 \pm 2,9 (kg/m²).

Estadística: Para los resultados posturales; para comparar las variables entre los trimestres se realizó un ANOVA de un factor y para la comparación flex-cobb intra-grupos Test-T, para verificar donde se encontraba la diferencia se realizó un Post Hoc de Bonferroni. Para establecer diferencia significativa se utilizó un $p < 0,05$. Se realizó ANOVA de una vía para verificar las diferencias con respecto a las medidas antropométricas, medidas metabólicas y cinemáticas, entre los grupos. Cuando fue apropiado, se utilizó la corrección de Bonferroni para comparaciones múltiples. Para comparar el efecto de la velocidad de marcha (variables dentro de los sujetos) y grupos (variables entre grupos) para C y VE/ $\dot{V}CO_2$, se utilizó un ANOVA de dos vías (velocidad y grupos). Cuando fue apropiado, se utilizaron comparaciones múltiples mediante la corrección de Bonferroni.

Medidas antropométricas: No se encontraron diferencias para la masa antes del embarazo, altura y edad entre el GE y el GC.

Resultados Posturales: No fueron encontradas diferencias significativas al comparar los ángulos flex y cobb en cada trimestre, esto indica la fiabilidad de la medición manual y la estimación de los rayos X. En la comparación entre grupos,

en la columna cervical no se encontraron diferencias significativas entre el grupo de embarazadas, ni tampoco en comparación al grupo control. Para la columna torácica, se encontraron diferencias significativas entre el segundo y tercer trimestre ($p=0,03$), y en la comparación de cada grupo al grupo control la diferencia fue encontrada entre el 3erTR y el control ($p= 0,0064$). En la columna lumbar no se encontraron diferencias entre los trimestres, pero si en la comparación al grupo control ($p= 0,0298$), la comparación entre cada grupo al control demostró que las diferencias se encontraban entre el 2doTR y el control ($0,016$), y el 3erTR y el control ($0,0039$), pero no entre el 1erTr y Control ($0,225$). Se puede considerar que las adaptaciones biomecánicas que ocurren en el cuerpo de la embarazada durante el progreso del embarazo debido al aumento (principalmente) de la zona abdominal, como consecuencia generan algunas compensaciones a nivel de su postura estática para lograr mantenerse de pie y realizar sus tareas diarias. Este aumento abdominal generó que las alteraciones del centro de gravedad (CG) hayan sido discutidas en cuanto a su posición, determinando que su desplazamiento se da principalmente antero-superior a medida que el feto crece hasta su 40% del peso final esperado (Branco, M. et al, 2016). La mujer embarazada para compensar este desplazamiento comienza a aumentar su lordosis lumbar, y compensa la postura modificando su cifosis torácica. Estas alteraciones pueden repercutir en tareas cotidianas de la mujer embarazada y en acciones tan sencillas como la marcha, estudios demuestran que la mayoría de las personas muestran una activación de los músculos erectores de la columna vertebral durante la marcha normal (Carlsoo S, 1961; Klausen K 1968), hecho que parece estar relacionado con la ubicación anterior del CG respecto a la columna lumbar (Klausen, K, 1968; Kippers V, Parker AW, 1985). Así, de la misma manera, en las mujeres embarazadas los músculos posteriores pueden estar actuando como estabilizadores activos, tanto de la columna lumbar como de la pelvis, frente al aumento de la masa de la parte anterior del tronco y el correspondiente aumento del momento de flexión (Biviá-Roig et al, 2018) muestran que las respuestas musculares (mayor actividad eléctrica del gastrocnemios medial y lateral y de los erectores de la columna), se ven alteradas por el embarazo. Otro resultado importante es que la mayor activación eléctrica de los músculos es mantenida hasta dos meses después del parto. Se cree que ese aumento está detrás de la alta incidencia de dolor lumbar en las mujeres embarazadas y, de hecho, los regímenes de tratamiento del dolor de espalda que se administran a las mujeres embarazadas y en el posparto incluyen ejercicios para la reducción de las curvaturas lumbares mediante el ejercicio (Franklin ME, Conner-Kerr T, 1998), quizás el énfasis debería realizarse en ejercicios que fortalezcan los músculos estabilizadores de la columna y de este modo acompañar el aumento natural observado de las curvaturas para que los mismos no generen molestias o dolores durante el día diario, de este modo poder brindarles una gestación más comfortable.

Velocidad: Se encontró diferencias para la VAS piso entre cada trimestre del GE y el GC ($p<0.0001$). Para la VAS en la cinta ($p<0.0001$), la diferencia se encontró entre el Tr2 y Tr3, Tr2 y GC, y el Tr3 y GC.

Medidas metabólicas: El C del grupo embarazadas en el T1 fue superior al de todos los demás trimestres y GC, en muchos casos significativamente superior. En GE el aumento en los valores del C están directamente relacionados con aumentos de la tasa de flujo de oxígeno (potencia metabólica). Esto podría explicarse por los cambios bruscos que se producen en el primer trimestre del embarazo, en el que el organismo debe reorganizar sus sistemas metabólicos para satisfacer las demandas del feto. Los estudios determinan que la demanda de oxígeno en las mujeres embarazadas comienza a aumentar en una fase muy temprana del primer trimestre (Bgeginski R, 2010; Godbole, 2016). Por otra parte, los resultados obtenidos mostraron que el mayor confort respiratorio (menor VE/VC02) se produjo a la mayor velocidad realizada (por encima de VAScinta). En los casos del GC, T2 y T3 se puede relacionar la selección de la VAS con una mayor economía metabólica y no con el confort respiratorio. La VE/VC02 en CG fue significativamente inferior que en el GE. Resultados similares han sido compartidos por Bijl y colaboradores (Bijl et al., 2020), que determinaron que el grupo de embarazadas necesitaba una mayor tasa de ventilación para captar O2 y liberar CO2. La eficiencia ventilatoria se ve afectada por el aumento del número de quimiorreceptores, la respuesta de los erorreceptores periféricos, la ventilación del espacio muerto y la masa muscular implicada en el ejercicio (Kohlhepp, 2018). Valores más altos de VE/VC02 podrían deberse a una menor eficiencia de los intercambios gaseosos (Soma-Pillay et al., 2016). El aumento progresivo de los valores de VE/VC02 del GC al T3 obtenidos aquí, podrían explicarse por el aumento progresivo de la progesterona durante el embarazo, que alcanza un valor de 100/300 ng/ml en el T3, en la semana 37 (Taborelli, 2015). La progesterona aumenta la sensibilidad al CO2 del centro respiratorio (Lomauro y Aliverti, 2015). La concentración de estrógenos también aumenta en el embarazo: tiene una función reguladora, aumentando el número y la sensibilidad de los receptores de progesterona en el hipotálamo y la médula, que son las áreas neurales centrales relacionadas con la respiración (Lomauro y Aliverti, 2015). De hecho, en un estudio en mujeres no embarazadas se pudieron observar valores más altos de VE/VC02 en la fase lútea media, cuando se produce el pico más alto de progesterona (Borba-Moreno, 2019). En cuanto al consumo de oxígeno, un parámetro importante a tener en cuenta es la tasa del consumo de oxígeno en reposo, que se restó de la tasa de flujo de oxígeno medida para obtener finalmente el C. El metabolismo basal explica parcialmente el VO2 en reposo. Un estudio publicado en 2004 analizó el metabolismo basal y el gasto energético total en mujeres embarazadas durante todo el

embarazo (Butte et al., 2004). Los resultados mostraron que la tasa metabólica basal aumentaba significativamente en el primer trimestre y se estabilizaba en los periodos posteriores (Butte et al., 2004). Este estudio evaluó que dicho aumento de los valores durante el primer trimestre estaba relacionado con la mayor demanda de energía determinada por el crecimiento de nuevas estructuras (tejidos, placenta, líquido amniótico, crecimiento fetal temprano). Las hormonas tiroideas y los estrógenos liberados en este periodo aumentan la tasa metabólica y la termogénesis (Butte et al., 2004). En nuestros resultados, la captación de oxígeno en ortostasis mostró los valores más altos en T1, con diferencias significativas con T2, T3 y CG.

Variables espacio temporales: A medida que el embarazo progresaba, los sujetos fueron optando por una VAS más lenta, cada trimestre presentó diferencias significativas con respecto al GC ($p < 0,05$). Se pudo observar un aumento progresivo en el tiempo de apoyo hacia el T3, y el menor tiempo lo presentó el GC. En velocidades más elevadas que la VAScinta (+20/40%), el tiempo disminuyó tanto para el GE como el GC y se encontraron diferencias significativas ($p < 0,05$) entre trimestres, y entre GE y GC. Se observó menor frecuencia de paso en el T1 y el T3, mientras que el T2 se comportó similar al GC presentando diferencias ($p=0,02$) con este solamente en la velocidad más elevada que la VAScinta (+40%). Los valores más elevados de frecuencia en cada velocidad fueron hallados en el GC. Por otra parte, no hubieron diferencias estadísticamente significativas en las velocidades menores a la VAScinta (-20/40%). Los mayores valores en la longitud del paso lo presentó el GC, y a medida que la velocidad aumentaba, los valores se asimilaban entre los grupos. Solamente fue hallada diferencia significativa ($p=0,04$) entre el GC y el T1 en la velocidad más lenta (-40%).

Variables mecánicas: No fueron encontradas diferencias significativas para el Wext entre los grupos ($p>0,05$), pero al interpretar los datos puede destacarse que entre los valores obtenidos el menor Wext lo presentó el T1. Para el GC el comportamiento fue como se esperaba, el menor Wext fue obtenido en la VAS, mientras que el GE presentó los menores valores en las velocidades mayores a la VAS (+20 +40%) y el T3 su mayor Wext en la VAS. Pero un dato relevante es que este parámetro tendió a mantenerse constante para todos los grupos pese al aumento de la velocidad. Por otro lado si fueron encontradas diferencias para el Wint; en relación a la VAS ($p=0,016$) entre el T1 y GC, para la velocidad +20% entre el T1 y GC ($p=0,03$) y entre T3 y GC, y la velocidad +40% entre T1 y GC ($p=0,02$) y T3 y GC ($p=0,003$). Puede observarse como el Wint tendió a aumentar progresivamente cuando aumentaba la velocidad, asociando estos resultados al comportamiento de las variables espacio temporales aquí evaluadas, pudo observarse que la frecuencia del paso fue aumentando progresivamente, mientras que la distancia del paso tendió a mantenerse constante pese al aumento de la velocidad, según Cavagna (1976), el aumento de la frecuencia en la marcha conllevaría un aumento del Wint ya que implicaría que los miembros deban acelerarse y frenarse más veces en un minuto para reajustarse constantemente. En cambio tendieron a mantener constante la longitud del paso, o disminuirla como ocurrió en el T3, esto influye en que no ocurran cambios en el Wext, debido que no habrían mayores oscilaciones en el centro de masa del tronco en el eje vertical. De los valores obtenidos el menor trabajo interno lo obtuvieron en el T1, mientras que el mayor valor lo presentó el GC. Según la teoría de Cavagna un mayor Wint está relacionado con varios factores, pero uno de los principales es el aumento de la velocidad, es decir, a medida que la velocidad aumenta también lo hace la cantidad de trabajo mecánico interno que los músculos deben realizar para generar esa contracción, pudo observarse que los controles tendieron a elegir una VAS más elevada que el GE, inclusive que el T1, una velocidad de marcha más elevada incrementa la frecuencia de paso, esto se debe a la necesidad del cuerpo de optimizar su eficiencia, aumentando la frecuencia de paso, se logra disminuir el tiempo de apoyo del pie en el suelo. Este menor tiempo de contacto disminuye la necesidad de producir fuerzas más grandes para mantener el impulso y la aceleración hacia adelante buscando el ahorro energético (Cavagna, 1976). Por lo tanto con velocidades significativamente más elevadas conlleva el aumento de la frecuencia del paso y se justifica el mayor Wint, este comportamiento es observado en poblaciones sin restricciones en la marcha (MIAN et al., 2006 ; Willems et al., 1994).

Para la variable recovery, el mejor valor lo presentó el GC, y el menor valor fueron observados en el T1 y T2. Las diferencias ($p < 0,05$) fueron encontradas en la velocidad -20% entre T1 y el GC, y en la VAScinta, entre el T1 y T2 respecto al grupo control.

Los resultados del desvío medio lateral se presentaron como era de esperarse el menor valor lo obtuvieron los controles y el mayor valor el T3. A medida que la velocidad aumentaba, el desvío disminuyó, y a medida que el embarazado progresaba hacia el T3 el desvío medio lateral aumentó. El T3 presentó diferencias ($p < 0,05$) en las cinco velocidades con el GC, mientras que el T1 presentó diferencias en la VAS y en la velocidad +20% con el T3.

Conclusiones y recomendaciones

El presente estudio permitió comprender el comportamiento metabólico y mecánico de las mujeres embarazadas, confirmando que aquellas mujeres que se encuentran cursando su primer trimestre de este período ya sufren grandes alteraciones en sus sistemas internos y puede verse reflejado en situaciones cotidianas como la marcha. Los altos

valores del costo de transporte y consumo de oxígeno en reposo en comparación al último trimestre reflejan la alta demanda metabólica por la que el cuerpo de la embarazada está cursando. En este punto no se relaciona tanto en a las modificaciones espacio-temporales de la marcha como la modificación de la VAS. Sin embargo este último punto, si debe tenerse en cuenta a medida que el embarazo avanza, los cambios dimensionales del cuerpo, llevan a adaptaciones mecánicas para que la embarazada pueda continuar en movimiento, lo que conlleva entre ello una adaptación en la mecánica respiratoria, disminuyendo el intercambio de gases necesario en la respiración.

Las alteraciones mecánicas también acompañan estas adaptaciones, logrando estabilizarse hacia el embarazo a termino. Puede considerarse también la influencia que existe a nivel cultural en la ciudad de Paysandú, en cuanto al cuidado que se les exige a las embarazadas en el primer trimestre de embarazo (cuidado con las caídas, golpes, desequilibrios), llevando que las embarazadas modifiquen su patrón de marcha y modifiquen su velocidad.

El conocimiento de las modificaciones ocurridas en cada etapa del embarazo, permite que los profesionales del área puedan comprender y acompañar a la embarazada en cada etapa de este período tan importante de su vida, y que mantenga un embarazo confortable.

Cabe destacar que Según Orígenes del Desarrollo de la Salud y la Enfermedad - Developmental Origin of Healthand Diseases (DOHaD) el embarazo es un período único durante la vida de la mujer en la que sus hábitos de vida, incluyendo la actividad física, puede afectar significativamente su salud y la de su feto.

Referencias bibliográficas

- Blaxter K. Energy metabolism in animals and man. 1ª ed. Cambridge, UK: Cambridge University Press 1989. 336p.ción
- Bona RL, Bonezi A, Da Silva P, et al. Effect of walking speed in heart failure patients and heart transplant patients. *Clin Biomec*, 42, 85-91, 2017a.
- Bona R, Peyré-Tartaruga LA. Comparação do consumo energético e de aspectos mecânicos da caminhada de amputados transfemurais que utilizam prótese com microprocessador ou convencional: uma revisão. *Pensar Prática* 14:1 -14, 2011.
- Branco, M., Santos-Rocha, R., Vieira, F. Biomechanics of gait during pregnancy. *The Scientific World Journal*, 1-5, 2014.
- Byrne NM, Groves AM, McIntyre HD, Callaway LK. Changes in resting and walking energy expenditure and walking speed during pregnancy in obese women. *Am J Nutr*. 2011;94:819–30. <https://doi.org/10.3945/ajcn.110.009399>
- Carpes FP, Griebeler D, Kleinpaul JF, Mann L, Mota CB. Women able-bodied gait kinematics during and post pregnancy period. *Bras J Biomech*. 2008;9:33–40.
- Carrillo-Mora, Paul, García-Franco, Alma, Soto-Lara, María, Rodríguez-Vásquez, Gonzalo, Pérez-Villalobos, Johendi, & Martínez-Torres, Daniela. (2021). Cambios fisiológicos durante el embarazo normal. *Revista de la Facultad de Medicina (México)*, 64(1), 39-48. Epub 23 de abril de 2021.<https://doi.org/10.22201/fm.24484865e.2021.64.1.07>
- Cavagna GA, Thys H, Zamboni A. The sources of external work in level walking and running. *J Physiol*. 1976; 262:639-657.
- Cavagna GA, Willems PA, Legramandi MA. Pendular energy transduction within the step in human walking. *J Exp Biol*. 2002; 205: 3413-3422.
- Conder R, Zamani R, Akrami M. The Biomechanics of Pregnancy: A Systematic Review. *J Funct Morphol Kinesiol*. 2019 Dec 2;4(4):72. doi: 10.3390/jfkm4040072.
- Cooke, C.B., 2009. Metabolic rate and energy balance. *Oxton: Kinanthropometry and Exercise Physiology Laboratory Manual: Tests, Procedures and Data*, pp. 147–173.
- Detrembleur C, Vanmarsenille J, Cuyper F, et al. Relationship between energy cost, gait speed, vertical displacement of centre of body mass and efficiency of pendulum-like mechanism in unilateral amputee gait. *Gait Posture* 21:333-340, 2005.
- Dunning K, LeMasters G, Levin L, Bhattacharya A, Alterman T, Lordo K. Falls in workers during pregnancy: risk factors, job hazards, and high risk occupations. *Am J Ind Med*. 2003 Dec;44(6):664-72. doi: 10.1002/ajim.10318.
- Foti T, Davids JR, Bagley A. A biomechanical analysis of gait during pregnancy. *J Bone Joint Surg Am* 82:625-32, 2000.
- Godbole G, Joshi AR, Vaidya SM. Effect of female sex hormones on cardiorespiratory parameters. *J Family Med Prim Care*. 2016 Oct-Dec;5(4):822-824. doi: 10.4103/2249-4863.201148. PMID: 28348998; PMCID: PMC5353821.
- Grabowski, A.; Farley, C.T.; Kram, R. Independent metabolic costs of supporting body weight and accelerating body mass during walking. *Journal of Applied Physiology*, 98, 579-583, 2005.
- Janusz W. B?aszczyk, Agnieszka Opala-Berdzik, Micha? Plewa. Adaptive changes in spatiotemporal gait characteristics in women during pregnancy, *Gait & Posture*, Volume 43, 2016, Pages 160-164, ISSN 0966-6362, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.09.016>.
- Kohlhepp, L. M., Hollerich, G., Vo, L., Hofmann-Kiefer, K., Rehm, M., Louwen, F., ... & Weber, C. F. (2018). Physiological

changes during pregnancy. *Der Anaesthetist*, 67, 383-396. DOI: 10.1007/s00101-018-0437-2

Krkeljas, Z., Moss, S.J. Relationship between gait kinematics and walking energy expenditure during pregnancy in South African women. *BMC Sports Sci Med Rehabil* 10, 11 (2018). <https://doi.org/10.1186/s13102-018-0100-x>

LoMauro A, Aliverti A. Respiratory physiology of pregnancy: Physiology masterclass. *Breathe (Sheff)*. 2015 Dec;11(4):297-301. doi: 10.1183/20734735.008615. PMID: 27066123; PMCID: PMC4818213

Marshall MR, Montoye AHK, Conway MR, et al. Longitudinal changes in walking cadence across pregnancy and postpartum. *Gait Posture* 14 (79):234-238, May 2020.

Mary E. Franklin, Teresa Conner-Kerr. An Analysis of Posture and Back Pain in the First and Third Trimesters of Pregnancy. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 28(3) 133:138, 1998.

McArdle WD, Katch FI, Katch VL. Exercise physiology. Energy, nutrition, and human performance, 4th ed.. Williams & Wilkins, 1996.

McCrory, J. L., Chambers, A. J., Daftary, A., & Redfern, M. S. Ground reaction forces during gait in pregnant fallers and non-fallers. *Gait & posture*. 2011; 34(4), 524-528. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.07.007>

Mei Q, Gu Y, Fernandez J. Alterations of Pregnant Gait during Pregnancy and Post-Partum. *Sci Rep*. 2018 Feb 2;8(1):2217. doi: 10.1038/s41598-018-20648-y. PMID: 29396468; PMCID: PMC5797072

Mian OS, Thom JM, Ardigo LP, et al. Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. *Acta Physiol* 186: 127-139, 2006.

Minetti AE, Ardigo LP, Saibene F. Mechanical determinants of the minimum energy cost of gradient running in humans. *J Exp Biol* 195, 211-225, 1994.

Mottola MF, Davenport MH, Ruchat SM, Davies GA, Poitras VJ, Gray CE, Barakat R. Canadian guideline for physical activity throughout pregnancy. *Br J Sports Med*, 52(21):1339-1346, 2019

Newton, E. R., & May, L. (2017). Adaptation of Maternal-Fetal Physiology to Exercise in Pregnancy: The Basis of Guidelines for Physical Activity in Pregnancy. *Clinical medicine insights. Women's health*, 10, 1179562X17693224. <https://doi.org/10.1177/1179562X17693224>

Pivarnik, J, Stein, A, Rivera, J. Effect of pregnancy on heart rate/oxygen consumption calibration curves. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 34(5):p 750-755, May 2002.

Ribas SI & Guirro EC. Analysis of plantar pressure and postural balance during different phases of pregnancy. *Braz J Phys Ther* 11: 391-396, 2007.

Saibene F, Minetti AE. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. Review Article. *Eur J Appl Phys* 88, 297-316, 2003.

Schmidt-Nielsen K. Locomotion: energy cost of swimming, ying, and running. *Science* 177: 222-228, 1972.

Soma-Pillay, P., Nelson-Piercy, C., Tolppanen, H. y Mebazaa, A. (2016). Cambios fisiológicos en el embarazo. *Revista cardiovascular de África*, 27 (2), 89-94. <https://doi.org/10.5830/CVJA-2016-021>

Taraborrelli, S. Physiology, production and action of progesterone. *Acta Obstet. Gynecol. Scand*. 2015, 94 (Suppl. S161), 8-16

Vincent WJ. Statistics in Kinesiology. 3a ed. Champaign: Human Kinetics, 2005.

Von Elm, E., Altman, D. G., Egger, M., Pocock, S. J., Gøtzsche, P. C., Vandenbroucke, J. P., & Strobe Initiative. (2014). The Strengthening of Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) Statement: guidelines for reporting observational studies. *International journal of surgery*, 12(12), 1495-1499. <https://doi.org/10.1016/j.ijsu.2014.07.013>

Wang T, Zhang J, Lu X, Xi W, Li Z. Maternal early pregnancy body mass index and risk of preterm birth. *Arch Gynecol Obstet* 284:813-9, 2011.

Weir Z, Bush J, Robson SC, McParlin C, Rankin J, Bell R. Physical activity in pregnancy: a qualitative study of the beliefs of overweight and obese pregnant women. *BMC Preg Childb* 10:18, 2010.

Willems, P.A.; Cavagna. G.A.; Heglund, N.C. External, internal and total work in human locomotion. *The Journal of Experimental Biology*, 198,379-393, 1995.

Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. 3a ed. New Jersey: John Wiley & Sons, 2005. 277p.

Wowdzia, J. B., Hazell, T. J., & Davenport, M. H. (2022). Glycemic response to acute high-intensity interval versus moderate-intensity continuous exercise during pregnancy. *Physiological Reports*, 10(18), e15454. <https://doi.org/10.14814/phy2.15454>

Zheng, W.; Zhang, L.; Tian, Z.; Zhang, L.; Liang, X.; Li, G. Establishing reference ranges of serum lipid level during pregnancy and evaluating its association with perinatal outcomes: A cohort study. *Int. J. Gynecol. Obstet.* 2022, 156, 361–369

Licenciamiento

Reconocimiento-NoComercial-Compartir Igual 4.0 Internacional. (CC BY-NC-SA)