

CALCULO DE LOS MOMENTOS DE FUERZA ALREDEDOR DE LA RODILLA

FROST AVILA G.

BUZO CORDOVA E. *

Lab. Biomecánica, UAM.-Iztapalapa

Lab. Biomecánica, UAM.-Iztapalapa y Facultad de Ciencias, UNAM.

RESUMEN-----

El conocimiento de las fuerzas musculares involucradas en la generación de movimiento en el cuerpo intacto sólo puede obtenerse mediante la evaluación de las fuerzas resultantes de reacción y por lo tanto difícilmente puede conocerse la componente debida a cada uno de los músculos participantes. El calculo de los momentos generados alrededor de las articulaciones mayores es un método que permite de manera aproximada establecer la participación muscular. En este trabajo se presenta una técnica para obtener dichos momentos.

INTRODUCCION

El movimiento de la pierna durante la fase de oscilación de la marcha está determinado por las fuerzas musculares y las interacciones dinámicas entre los segmentos. Los momentos asociados con la gravedad, las fuerzas de contacto articular y las fuerzas debidas a la deformación pasiva de los tejidos modulan el movimiento resultante.

La contribución relativa de cada momento al movimiento total de la articulación es importante para entender el control de las trayectorias de la pierna durante la oscilación y cómo los parámetros cinéticos varían con las variables de velocidad de locomoción y estilo de marcha.

El estudio de los momentos máximos que pueden generarse alrededor de las grandes articulaciones nos permite entender el porqué ciertas posiciones de las articulaciones se asumen durante la actividad cotidiana, estas posiciones representan momentos máximos; así mismo muestran en el cuerpo intacto lo efectos de la relación tensión-longitud del músculo.

DESARROLLO

La simulación de los movimientos de la rodilla mediante un mecanismo RRRR (Frost, 1986) es la fuente de los parámetros cinemáticos que se emplean en el cálculo de los momentos. La pierna se supone un cuerpo rígido y la mecánica convencional de cuerpo rígido se utilizó para derivar los momentos de fuerza. El cálculo de los momentos requirió de la estimación de los parámetros del segmento inferior seleccionados, para esto se emplearon las proporciones antropométricas estandar (Dempster, 1955, citado por Plas et al 1984) para la masa y longitud del segmento pierna y pie juntos. Estos datos permiten evaluar el momento de inercia para el segmento respecto al eje XX' (Fig.1). En la Tabla I se pueden observar los parámetros antropométricos promedio utilizados.

RESULTADOS

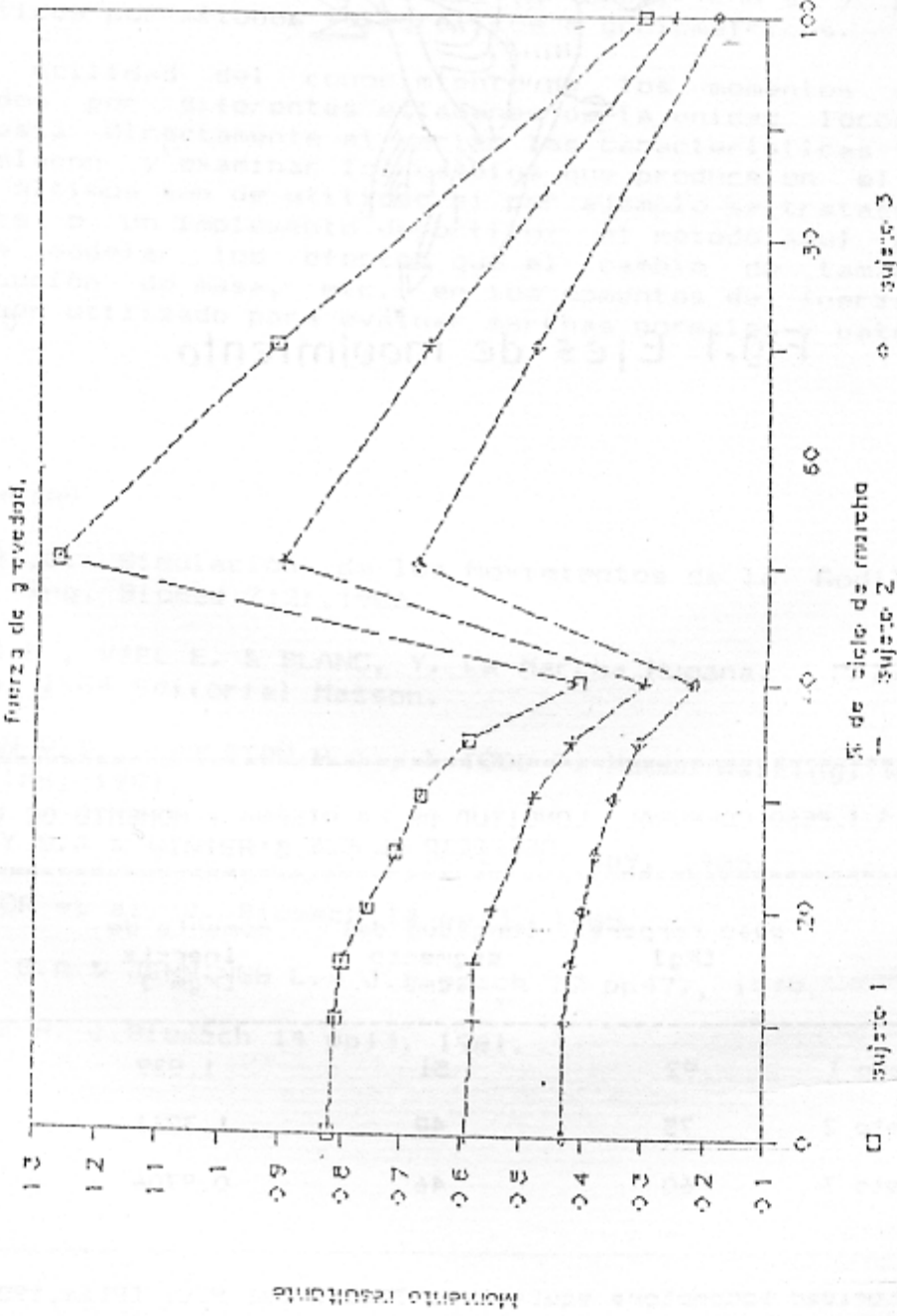
En la gráfica 1 se muestra el momento calculado para una oscilación normal simulada. Se observa un máximo a 62 grados lo cual concuerda con que, en una actividad cotidiana como es, subir escaleras, la flexión de 60 grados representa un mínimo esfuerzo en dicha actividad (Imman, 1981), siendo una experiencia normal que si los escalones son más altos el esfuerzo requerido es mayor.

DISCUSION.

La simulación presentada nos da lo momentos de las fuerzas para una marcha normal; los resultados obtenidos concuerdan en un 85 % con los estudios publicados en la literatura (Olney, Witner, 1985 y Gregor et al, 1985).

Las diferencias que se obtienen son debidas a que los momentos obtenidos por (Olney et al, 1985 y Gregor et al, 1985) son calculados empleando como variables de entrada el EMG (Electromiograma) integrado y parámetros cinemáticos obtenidos por digitalización de los cuadros de película de 16 mm, mientras que las fuerzas de reacción son tomadas a través de plataformas de fuerza de tipo Kistler.

Momentos generados por la fuerza de gravedad.



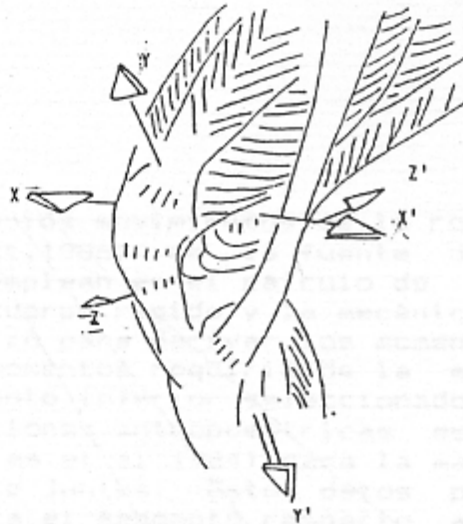


Fig.1 Ejes de movimiento

=====

TABLA I. PESO CORPORAL, LONGITUD DE LA PIERNA Y MOMENTO DE INERCIA
RESPECTO AL EJE XX'

=====

	peso corporal (Kg)	longitud del segmento (cm)	momento de inercia (Kgm ²)
Sujeto 1	92	51	1.829
Sujeto 2	75	48	1.3211
Sujeto 3	60	46	0.9706

=====

*La unidad locomotora equivale a 33.5 % del P.C. [Pias, 1984]

Otras posibles fuentes serían las que surgen de la diferenciación del ángulo de flexión-extensión, este error puede minimizarse utilizando rutinas de tipo Spline (Wood & Jennings, 1979) o usando series de Fourier optimizadas (Hatze, 1981).

El método aquí presentado ha empleado como una herramienta que puede ser rápidamente programada y aplicada a estudios que incluyan como sus variables de entrada, EMG's y parámetros cinemáticos por métodos fotográficos o goniométricos.

La utilidad del conocimiento de los momentos de fuerza generados por diferentes eslabones de la unidad locomotora se manifiesta directamente al variar las características inerciales del eslabon y examinar los cambios que produce en el momento. Estos últimos son de utilidad si por ejemplo se tratase de una prótesis o un implemento deportivo; el método aquí presentado permite modelar los efectos que el cambio de tamaño, masa, distribución de masa, etc. en los momentos de fuerza. Además puede ser utilizado para evaluar marchas normales y patológicas.

REFERENCIAS

- FROST, G. Simulación de los Movimientos de la Rodilla. Rev. Mex. Ing. Biomed 7(2), 1986.
- PLAS F., VIEL E. & BLANC, Y. La Marcha Humana. Primera Edición; 1984 Editorial Masson.
- IMMAN V.T., RALSTON H.J., & TODD F. Human Walking. Williams & Wilkins, 1981.
- OLNEY S.J & WINTER D.A J. Biomech 18 pp9, 1985.
- GREGOR et al. J. Biomech 14 pp13, 1985.
- WOOD G.A & JENNINGS L.S J. Biomech 12 pp477, 1979.
- HATZE H. J. Biomech 14 pp13, 1981.