

Método de análisis biomecánico de la marcha en pacientes portadores de prótesis de rodilla

MORGENSTERN, R.

Director del Laboratorio de Biomecánica y Profesor de la Escuela de Medicina de la Educación Física y el Deporte, Universidad de Barcelona.

PARREÑO CATALÁN,

Licenciado en Educación Física,

doctorando en la Universidad de Barcelona.

J.L.; RUANO GIL, D.

Catedrático de Anatomía Humana, Director y Profesor de la Escuela de Medicina de la Educación Física y el Deporte, Universidad de Barcelona.

RESUMEN

El análisis de la marcha ha adquirido en los últimos tiempos un extraordinario desarrollo. En la actualidad la ciencia biomecánica ofrece un gran campo de actuación para el estudio de la patología de la deambulación, aplicando los conocimientos anatómicos, las leyes físicas y la alta tecnología (ordenadores, video, plataformas de fuerza, etc...)

En este estudio, se comparan por medio del análisis del movimiento en tres dimensiones, la dinámica y el comportamiento articular de la marcha normal y de la marcha en el paciente portador de prótesis de rodilla unilateral y bilateral, para analizar si se aprecian diferencias en las características generales de la marcha y los cambios evolutivos que provocan estas diferencias y sus posibles repercusiones patológicas.

La marcha normal tiene una fase de balanceo, seguida de una fase de apoyo con: choque de talón, apoyo del retropié, apoyo de la planta, rodadura sobre el borde extremo, despegue del talón, despegue del primer dedo.

Esta dinámica se acompaña de balanceo de las extremidades superiores para mantener el equilibrio y compensar los momentos de inercia provocados por la zancada.

SUMMARY

The analysis of the walk has become in the last times into an extraordinary development. Actually the biomechanic science offers a large field of action in the study of the pathology of walking, using the anatomical knowledges, physical laws and high technology (computers, video, strength platforms etc..).

In this study, we have compared by means of the movement analysis in three dimensions, the dynamic and joint behaviour of normal walk and walk of the patient carrier of a knee prothesis, both uni and bilateral. to determine if

any differences in the general walk characteristics are appreciated and the evolutive changes that they produce and the possible pathological consequences.

The normal walk has a balancing stage, followed by a support stage with : heel bump, support of the retrofoot, sole of the foot support, rotation over the external border, heel takeoff, takeoff of the first toe.

This dynamic is produced together with a balancing movement of the upper extremities in order maintain the balance and to compensate the inertia moments produced by the step.

En la figura 1 puede verse un modelo biomecánico representando en el parte superior (marcada 1) la marcha en un individuo normal y en la parte inferior (marcado 2) la marcha en un individuo anciano, portador de prótesis de rodilla.

La marcha en la tercera edad, sin ser necesariamente patológica, acorta la longitud del paso, disminuye la frecuencia y desaparece el balanceo de las extremidades superiores, entre otras variaciones.

En este estudio, se comparan por medio del análisis del movimiento en tres dimensiones, la dinámica y comportamiento articular de la marcha normal y de la marcha en pacientes portadores de prótesis de rodilla unilateral y bilateral, para analizar los cambios si los hay y sus posibles repercusiones patológicas.

MATERIAL Y MÉTODOS

Este trabajo se ha realizado con los equipos de análisis del movimiento del Laboratorio de Biomecánica de la Escuela de Medicina de la Educación Física y el Deporte de la Facultad de Medicina de la Universidad de Barcelona.

Este laboratorio dispone de un moderno equipo para el análisis del movimiento humano, especialmente aplicable al análisis de la marcha humana.

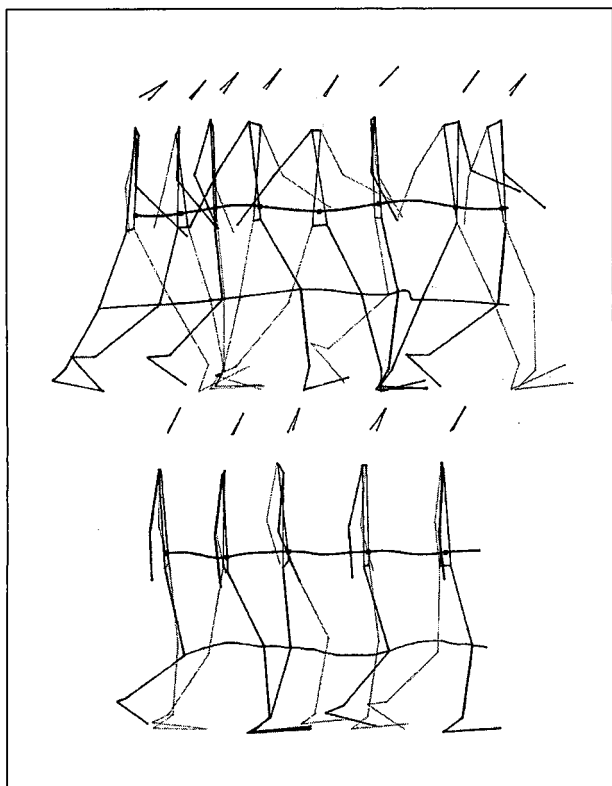


Figura 1.

Este equipo es capaz de representar un modelo biomecánico del sujeto en tres dimensiones, a partir de las imágenes de video de alta resolución obtenidas por tres ó más cámaras de filmación. La filmación puede realizarse tanto en el exterior (pruebas de campo) como en el laboratorio de Biomecánica. La frecuencia de imágenes de la filmación en video es de 50 Herz.

La digitalización se realiza por medio de potentes programas de ordenador (Peak Performance, Colorado USA).

Se utiliza un marco de calibración para parametrizar el volumen espacial en el cual se realizará la toma de imágenes. Dicho marco proporciona los coeficientes del sistema de ecuaciones DLT que se utilizan para la parametrización espacial del modelo biomecánico.

Se pueden utilizar dos y tres cámaras de video de alta resolución para la filmación desde diversos ángulos, para conseguir la representación tridimensional.

La confección de un proyecto biomecánico comprende desde la elaboración de un modelo capaz de representar al sujeto ó a una parte del mismo en movimiento, hasta el marcado del sujeto y la correcta colocación de las cámaras.

Tras la filmación, se digitalizan los puntos del modelo sobre cada secuencia de película de video y se integra el conjunto en el ordenador para obtener una imagen tridimensional, en color, que representa al sujeto en movimiento real.

Esta imagen puede modificarse por segmentos y observarse desde cualquier perspectiva en el espacio, rotando alrededor de tres ejes ortogonales.

A partir del modelo de ordenador se pueden obtener los datos y las gráficas de la trayectoria, velocidad lineal y aceleración lineal de cada punto del modelo y el valor de los ángulos definidos, la velocidad angular y la aceleración angular, en función del tiempo de la secuencia digitalizada.

En la gráfica inferior se representan en ordenadas los grados de flexoextensión de la rodilla versus el tiempo de secuencia en abscisas. En trazo continuo puede verse la evolución angular de la rodilla derecha y en trazo discontinuo la de la rodilla izquierda. Nótese la asimetría de los trazados.

De la misma filmación pueden obtenerse imágenes para realizar el análisis antropométrico del sujeto por medio de otro potente sistema informático, que permite el tratamiento de imágenes y el cálculo de áreas, perímetros, centroides, etc...

De los datos obtenidos, puede analizarse la biomecánica del sujeto y compararse a distintos individuos en diferentes ensayos.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se filmaron 34 ancianos, con edades comprendidas entre los 65 y los 80 años, 25 de sexo femenino y 9 de sexo masculino y se digitalizaron las imágenes de cada toma por ordenador. Se reconstruyó el movimiento por medio de un modelo biomecánico y se analizaron los parámetros siguientes:

- Longitud del paso
- Frecuencia del paso
- Evolución angular de cadera, rodilla y tobillo
- Trayectoria del centro de gravedad instantáneo
- Desplazamiento vertical y transversal del CDG.

En la figura 3 puede verse, en la parte superior, la evolución angular de la cadera derecha (trazo continuo) e izquierda (trazo discontinuo) de un sujeto experimental versus el tiempo de la secuencia. En la parte inferior se representa la evolución angular de la rodilla derecha (trazo continuo) y de la rodilla izquierda (trazo discontinuo).

A título de ejemplo, en la figura 4 se ha representado en ordenadas la distancia longitudinal recorrida en metro y en abscisas el tiempo de la secuencia. El recorrido de un punto del talón derecho se ha representado en trazo continuo y el de el talón izquierdo en trazo discontinuo.

Cuando cualquiera de los dos trazos es paralelo al eje de abscisas, ello significa que no varía su coordenada en el sentido de la marcha, ó sea el talón en cuestión está quieto sobre el suelo.

Por lo tanto la diferencia entre los trazos horizontales de ambos talones, medidos sobre el eje de ordenadas, dará la longitud del paso del individuo.

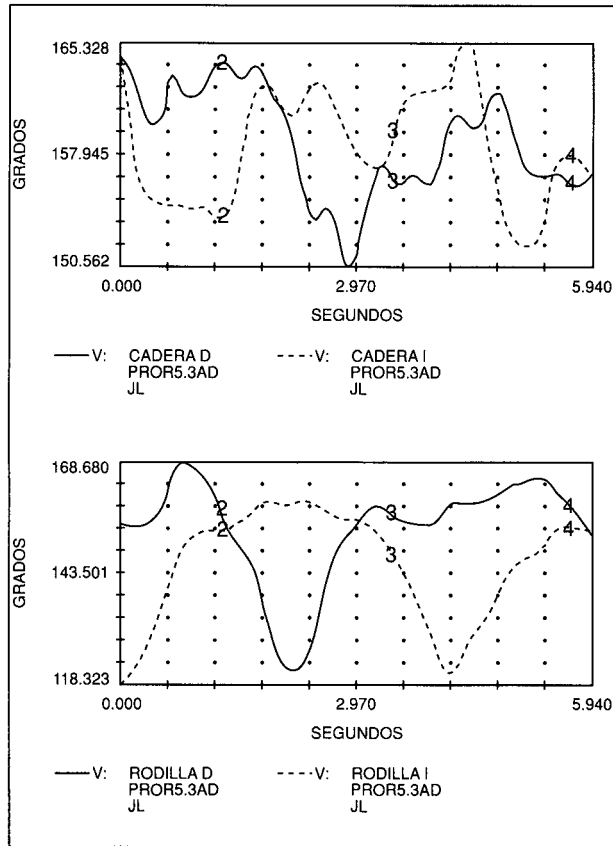


Figura 3.

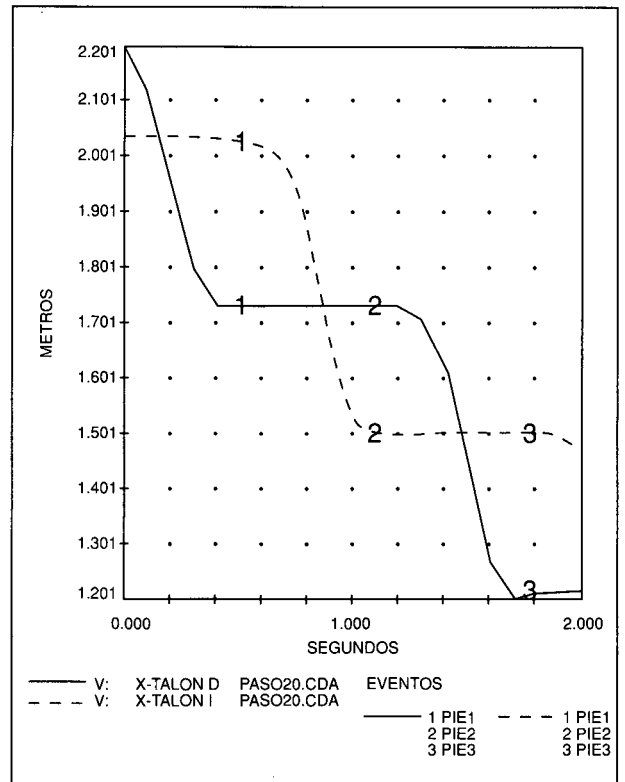


Figura 4.

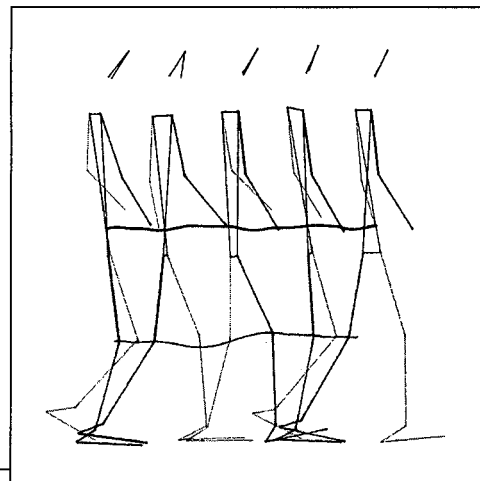


Figura 1.

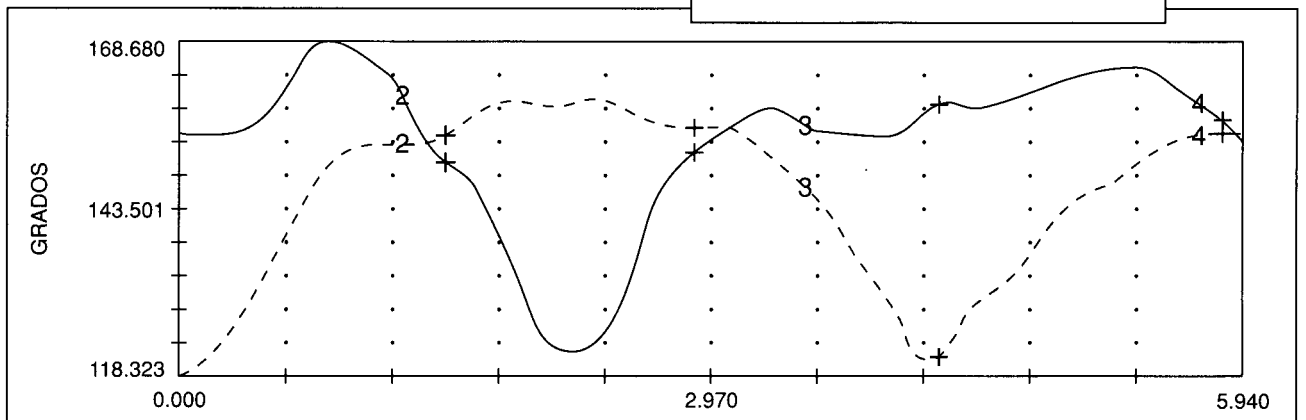


TABLA 1
TABLA DE MOVILIDAD ARTICULAR

	Tipo	P. Bil	P. Uni	Uni. D	Uni I
Cadera D	44	25	25	27	23
Cadera I	44	23	22	23	20
Rodilla D	60	42	42	47	37
Rodilla I	60	40	39	43	35
Tobillo D	21	22	22	22	22
Tobillo I	21	19	21	21	22

TABLA 2
TABLA DE RESULTADOS

	Velocidad	Desviación		Long.	Frec.
	Media m/seg	X mm	Y mm	paso cm	paso paso/seg
Control	1.14	40	40	80	2
P. Bilat.	0.51	80	24	31	< 1
P. Unil.	0.56	74	23	24	< 1

De la misma forma, la diferencia entre el inicio de cada escalón, medido sobre el eje de abscisas, dará el tiempo del paso ó sea permitirá el cálculo de la frecuencia.

El análisis del modelo biomecánico y en especial de la evolución angular durante el ciclo de la marcha de los sujetos, reveló los resultados expuestos en la tabla 1.

En la primera columna se representan los valores normales (en grados) de amplitud articular durante la marcha. En las columnas siguientes se representan los valores medios de amplitud articular de los pacientes portadores de prótesis bilateral, prótesis unilateral derecha y prótesis unilateral izquierda.

Los valores angulares de rodilla y cadera disminuyen drásticamente respecto a la movilidad normal, indicando una menor movilidad articular en rodilla y cadera, sin embargo no hay diferencia entre la marcha normal y la protésica en el valor angular del tobillo.

En las prótesis unilaterales no se ha podido establecer una correlación entre los valores de movilidad articular de la rodilla protésica y de la no afecta, no siendo obvio que la rodilla protésica tenga una disminución de la movilidad articular durante la marcha, estadísticamente.

En la tabla 2 se presentan los resultados de los parámetros cinemáticos como velocidad media del centro de gravedad, desplazamiento horizontal y vertical del centro de gravedad en el plano frontal, longitud del paso y frecuencia del paso.

En la primera fila se han representado los valores normales de control de un individuo. En la segunda fila los

correspondientes a portadores de prótesis bilateral y en la tercera a portadores de prótesis unilateral.

La frecuencia y la longitud del paso disminuyen en todos los individuos, pero sobretodo en los que presentaban un postoperatorio más reciente.

La trayectoria del centro de gravedad instantáneo se aplana desapareciendo la trayectoria sinusoidal que se aprecia en el control. Ver figura 5 (arriba normal, abajo protésico). Esto se traduce en una disminución del valor de desviación vertical y del centro de gravedad respecto al valor normal.

En la figura 6 puede verse a vista de pájaro la trayectoria del centro de gravedad, arriba en el protésico y abajo en el individuo normal. En el protésico aumenta la desviación horizontal X del centro de gravedad respecto al valor normal.

Desaparece casi por completo el balanceo de extremidades superiores.

Aparece en algún caso la presencia de patología articular, como el genu valgo ó el genu flexo, como mal resultado operatorio.

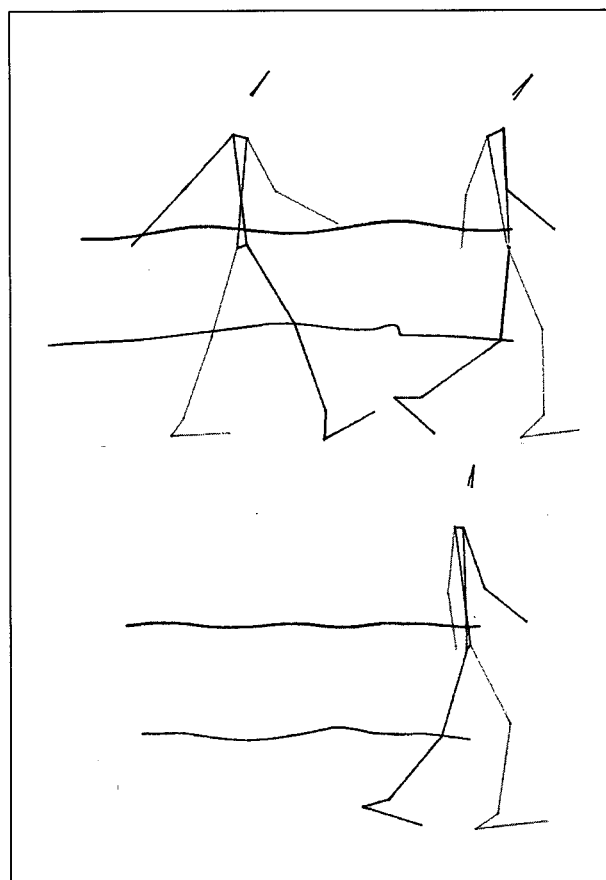


Figura 5.

En conclusión se puede afirmar que la marcha en el paciente protésico se vuelve menos «móvil», probablemente para minimizar el gasto energético por una parte (aplanamiento de la trayectoria del CDG y menos basculación de las extremidades superiores, menor frecuencia de marcha) y por otra parte para disminuir al máximo la amplitud articular (zancada mas corta, menores ángulos de excursión articular) para evitar sobrecargas y dolor articular tras el ejercicio.

La inestabilidad de la marcha aumenta, con desviaciones sobre todo en el plano transversal, (incremento de las X).

No se ha podido establecer un aumento ó disminución de la movilidad articular en la rodilla protésica unilateral, comportandose estadísticamente de forma similar a la rodilla no intervenida.

BIBLIOGRAFÍA

- DEMOTTAZ, J.D.; MAZUR, J.M.; THOMAS, W.H.; SLEDGE, C.B. and SIMON, S.R.: Clinical Study of Total Ankle Replacement with Gait Analysis. *J. Bone and Joint Surg.*, 61-A:976-988, Oct 1979.
- ISACSON, J; BROSTROM, L.A.: Gait in Rheumatoid Arthritis: An Electrogoniometer Investigation. *J. Biomechanics*. 21(6):451-457, 1988.
- LEE KIRBY, R.; MARLOW, R.W.; MACLEOD, D.A.: and MARBLE, A.E.: The Effect of Locomotion Speed on the Anterior Tibial Intramuscular Pressure of Normal Humans. *J. Biomechanics*. 21(5):357-360, 1988.
- McFADYEN, B.J., and WINTER, D.A.A.: An Integrated Biomechanical Analysis of Normal Stair Ascent and Descent. *J. Biomechanics*. 21(9):733-744, 1988.
- PANDY, M.G.; and BERME, N.: Quantitative Assessment of Gait Determinants During Single Stance Via a Three-Dimensional Model-Part 2. *Pathological Gait. J. Biomechanics* 22 (6-7):725-733, 1988.
- PATRIARCO, A.G.; MANN R.W.; SIMON S.R. AND MANSOUR J.M.: An Evaluation of the Approaches of Optimization Models in the Prediction of Muscle Forces During Human Gait. *J. Biomechanics* 14 (8):513-525, 1981.
- STOKES, V.P.; ANDERSSON C. and FORSSBERG H.: Rotational and Translational Movement Features of the Pelvis and Thorax During Adult Human Locomotion. *J. Biomechanics* 22 (1):43-50, 1989.
- STOKES V.P.; A Method for Obtaining the 3D Kinematics of the Pelvis and Thorax During Locomotion. *Human Movement Science* 3, 77-94, 1984.
- WHITE S.C.; YACK H.J. and WINTER D.A.: A Three-Dimensional Musculoskeletal Model for Gait Analysis. *Anatomical Variability Estimates. J. Biomechanics* 22 (8), 885-893, 1989.
- WINTER D.A.; SIENKO S.E.: Biomachanics of Below-Knee Amputee Gait. *J. Biomechanics* 21 (5), 361-367, 1988.

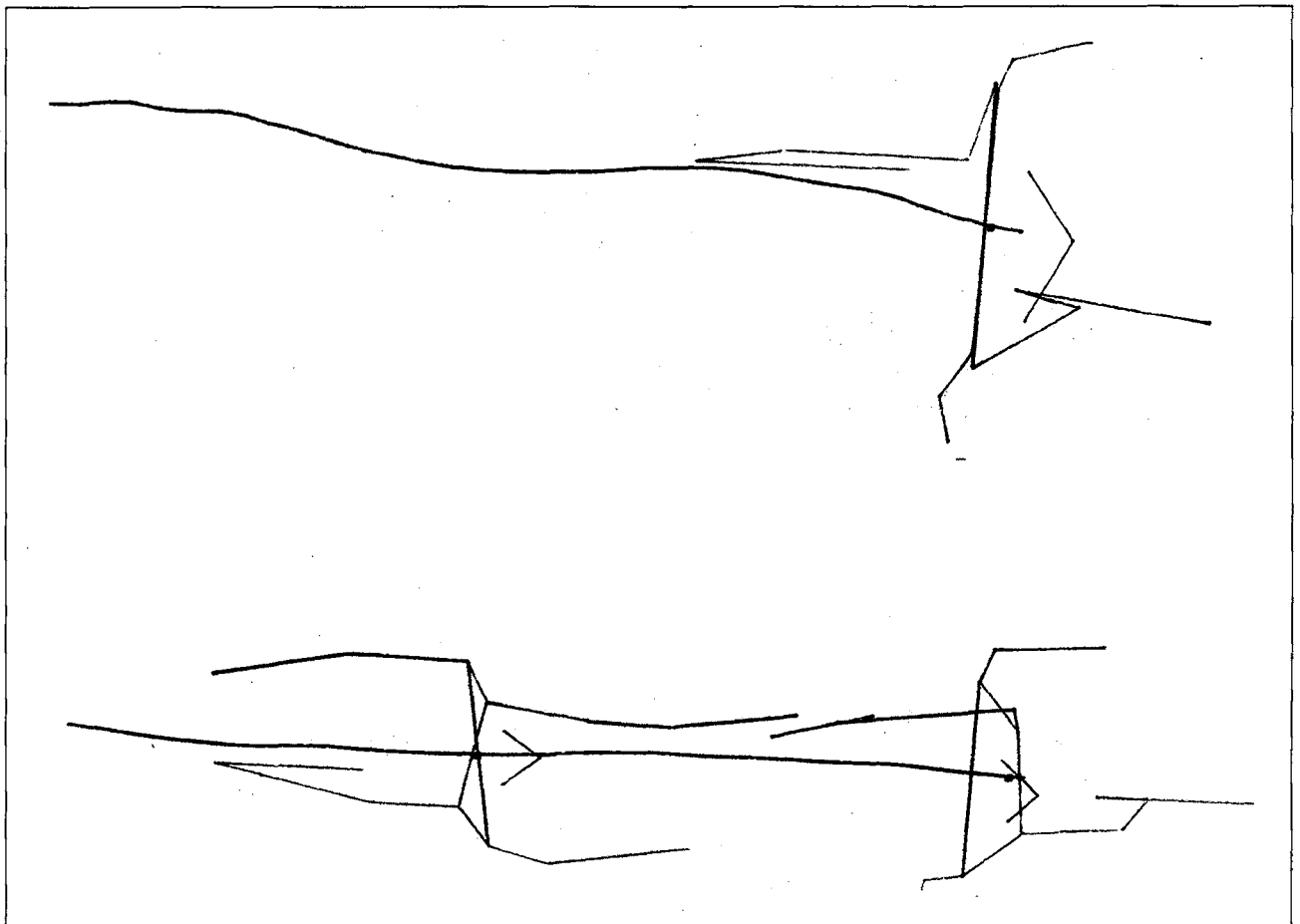


Figura 6.