

Cómo realizar una osteotomía tridimensional de la rodilla. Estudio preliminar del cálculo matemático

J. GASH I BLASI¹; JM. VILARRUBIAS I GUILLAMET²; J. TUNEU I VALLS³; D. MARUNY VILALTA⁴

¹ Consorci Hospitalari de Terrassa.

² Institut Universitari Dexeus - Icatme.

³ Centre Mèdic Teknon

⁴ Enginyer de Camins Canals i Ports. Calculista.

Resumen

Introducción: La osteotomía tridimensional de la rodilla es una osteotomía planoblicua que consigue, en un solo gesto quirúrgico, corregir la deformidad en los tres planos del espacio.

Objetivo: Se plantea el estudio matemático ya que en la práctica clínica es habitual su realización de manera intuitiva.

Material y Método: Se ha tomado, como variables del estudio, la angulación de la osteotomía en los diferentes planos del espacio así como la derrotación realizada.

Resultados: Se presenta la fórmula matemática desarrollada a partir del cálculo matricial. Mediante ésta, se puede plantear un sistema de ecuaciones con tres incógnitas y con una solución única, múltiple o sin solución.

Discusión: Si se realiza un corte con una ligera inclinación posterior se puede corregir, a la vez, el genu varo y la torsión (situación muy frecuente en la práctica clínica).

El hecho de estandarizar y cuantificar este proceso nos permite adaptar el uso de navegadores a esta cirugía.

Palabras clave: Osteotomía tridimensional, torsión rodilla, detorsión.

Abstract

Introduction: Fitted tridimensional osteotomy of the knee allows in one surgical step to correct all three deformities.

The aim of the study is to find the mathematical procedure in order to correct the torsional and angular deformity.

Material and method: We have used some values like the osteotomy angulation in different situations and the derotation performed.

Results: We have used the matritial calculation to find the mathematical formula. We can get an equation system with three variables. It can have a simple solution, multiple or no solution.

Discussion: If we make the cut with a slight posterior inclination we can correct in one step genu varo and torsion (common clinical situation).

It's important to standarize and quantify this process because of the adaptation the use of navigators in this surgery.

Keywords: Tridimensional osteotomy, knee torsion, detorsion.

Correspondencia:

Jordi Gash i Blasi
c/ Pi i Margall 97, 3r 4t
CP 08024. Barcelona

Introducción

Para corregir una extremidad que presenta una deformidad angular es necesaria la realización de una osteomía y, posteriormente, detorsionar la extremidad (rotación sobre un eje fijo un fragmento sobre otro). En el caso de que la deformidad se presente en más de un plano del espacio se precisará una osteotomía en los tres ejes del espacio, es decir, tridimensional.

En el presente trabajo nos referimos a la osteotomía que se realiza en la extremidad inferior a nivel proximal de la tibia para corregir el deseje en el plano frontal (para el genu varo) y en el plano horizontal por un aumento excesivo de la torsión tibial externa.

Una de las osteotomías que más se utiliza para corregir estas deformidades es la osteotomía tridimensional Icatme, descrita por el Dr Vilarrubias en 1986. Los antecedentes de esta técnica son las osteotomías tridimensionales de Merle d'Aubigné iniciadas en 1952, que eran infratuberositarias, y las de Insall, que fueron abandonadas por fracasos en la técnica (1,2,3,4,5,6).

Las osteotomías tridimensionales han estado indicadas ocasionalmente en los niños con problemas en la deambulación y como profilaxis de problemas en su desarrollo. En personas de mediana edad se han postulado para corregir la sobrecarga en diferentes compartimentos de la rodilla, mientras que en los pacientes mayores se han indicado para la corrección del dolor y problemas relacionados con la aparición de artrosis (7,8,9).

La dificultad en la práctica de esta osteotomía radica en que habitualmente se realiza sin cálculos previos y a demanda en el mismo quirófano. El objetivo del presente artículo es encontrar la fórmula matemática que permita corregir, a nivel teórico, el deseje de un hueso largo para poder así estandarizar la angulación del corte y la detorsión a realizar.

Materiales y métodos

En la realización de una osteotomía inclinada, partimos, desde el punto de vista matemático, de ciertos elementos básicos: un eje que representará la tibia, un plano donde se realizará el corte y otros parámetros como la desviación que sufre el eje de la pierna.

Así se ha construido un modelo que regula estos parámetros y que nos permite, a partir de unas condiciones iniciales, saber qué tipo de giro y corte

se debe practicar para conseguir los efectos deseados.

Para ello se ha utilizado el modelo de un cilindro (Figura 1). El desarrollo matemático se ha realizado mediante el cálculo matricial a partir de unos ejes de base ortonormal del espacio.

La evolución del razonamiento seguido se expone íntegramente en el apartado de resultados.

Resultados

Determinación del movimiento

- Plano de corte

Consideremos inicialmente los ejes x, y, z de una base ortonormal del espacio donde definimos el plano por donde hacemos pasar el corte, de manera que este plano contenga el origen de coordenadas de la base de referencia y el posicionamiento de los ejes. Así, el eje z es el eje vertical, el plano xz (formado por los ejes x y z) representa el plano frontal y el plano yz representa el plano lateral (Fig.ura 2).

En este caso, el plano de corte quedará unívocamente definido a partir de cualquier vector normal al plano y, en particular, por los que tienen su origen en el propio origen de coordenadas de la base de referencia. De esta manera, el plano de corte se podrá definir a partir de la caracterización de la dirección del vector normal \mathbf{n} , y de la presencia de dos ángulos: el ángulo ϕ entre el eje vertical (z) y la proyección del vector normal al plano de corte sobre el plano frontal (\mathbf{n}_{xz}); y el ángulo χ entre el vector normal (\mathbf{n}) y su proyección sobre el plano frontal (\mathbf{n}_{xz}) (Fig.ura 3).

Físicamente, los ángulos ϕ y χ representan la inclinación del plano de corte en el plano frontal y el giro del plano de corte respecto el eje de intersección entre el plano frontal y el de corte, respectivamente.

- Matrices

Matemáticamente, la osteotomía se puede resumir en una rotación α de un vector \mathbf{t} , representativo de la tibia, sobre el eje formado por el vector \mathbf{n} normal al plano de corte (Fig.ura 4).

Para realizar la rotación α , utilizamos una base ortonormal $(x_{\phi\chi}, y_{\phi\chi}, z_{\phi\chi})$ del espacio que tenga como eje vertical el vector \mathbf{n} . Esta base la obtendremos trasladando la base canónica de referencia (x, y, z) , girándola primero un ángulo ϕ respecto el eje y , obteniendo una nueva base $(x_{\phi}, y_{\phi}, z_{\phi})$ que posteriormente giraremos un ángulo χ respecto el eje x_{ϕ} .

Seguidamente se detallan paso a paso las operaciones matemáticas a realizar:

a) Giro ϕ de la base canónica de referencia (x,y,z) respecto a su eje y . Expresión del vector representativo de la tibia, \mathbf{t} , en la nueva base $(x,y,z)_\phi$.

$$(\mathbf{t})_\phi = \mathbf{A}_\phi \cdot \mathbf{t} \quad \begin{pmatrix} \mathbf{t}_x \\ \mathbf{t}_y \\ \mathbf{t}_z \end{pmatrix}_\phi = \begin{pmatrix} \cos \phi & 0 & \sin \phi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \phi & 0 & \cos \phi \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \mathbf{t}_x \\ \mathbf{t}_y \\ \mathbf{t}_z \end{pmatrix}$$

b) Giro χ de la base de referencia $(x,y,z)_\phi$ respecto a su eje x_ϕ . Expresión del vector representativo de la tibia en esta nueva base $(x,y,z)_{\phi\chi}$.

$$(\mathbf{t})_{\phi\chi} = \mathbf{A}_\chi \cdot (\mathbf{t})_\phi \quad \begin{pmatrix} \mathbf{t}_x \\ \mathbf{t}_y \\ \mathbf{t}_z \end{pmatrix}_{\phi\chi} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \chi & -\sin \chi \\ 0 & \sin \chi & \cos \chi \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \mathbf{t}_x \\ \mathbf{t}_y \\ \mathbf{t}_z \end{pmatrix}_\phi$$

c) Expresión compacta de los dos giros ϕ y χ sucesivos:

$$(\mathbf{t})_{\phi\chi} = \mathbf{B}_{\phi\chi} \cdot \mathbf{t} = \mathbf{A}_\chi \cdot \mathbf{A}_\phi \cdot \mathbf{t}$$

$$\begin{pmatrix} \mathbf{t}_x \\ \mathbf{t}_y \\ \mathbf{t}_z \end{pmatrix}_{\phi\chi} = \begin{pmatrix} \cos \phi & 0 & \sin \phi \\ \sin \chi \cdot \sin \phi & \cos \chi & -\sin \chi \cdot \cos \phi \\ -\cos \chi \cdot \sin \phi & \sin \chi & \cos \chi \cdot \cos \phi \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \mathbf{t}_x \\ \mathbf{t}_y \\ \mathbf{t}_z \end{pmatrix}$$

d) Rotación α , en el plano de corte definido por los ángulos ϕ y χ , del vector representativo de la tibia, en la base $(x,y,z)_{\phi\chi}$.

$$(\mathbf{t}^{\alpha(\phi,\chi)})_{\phi\chi} = \mathbf{R}^\alpha \cdot \mathbf{B}_{\phi\chi} \cdot \mathbf{t} \quad \mathbf{R}^\alpha = \begin{pmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

e) Expresión en la base canónica (x,y,z) del vector representativo de la tibia \mathbf{t} rotado un ángulo α en el plano de corte.

$$\mathbf{t}^{\alpha(\phi,\chi)} = \mathbf{B}_{\phi\chi}^{-1} \cdot \mathbf{R}_\alpha \cdot \mathbf{B}_{\phi\chi} \cdot \mathbf{t}$$

$$\mathbf{B}_{\phi\chi}^{-1} = \begin{pmatrix} \cos \phi & \sin \chi \cdot \sin \phi & -\cos \chi \cdot \sin \phi \\ 0 & \cos \chi & \sin \chi \\ \sin \phi & -\sin \chi \cdot \cos \phi & \cos \chi \cdot \cos \phi \end{pmatrix}$$

$$\mathbf{G}_\alpha^{\phi,\chi} = \mathbf{B}_{\phi\chi}^{-1} \cdot \mathbf{R}_\alpha \cdot \mathbf{B}_{\phi\chi}$$

La matriz $\mathbf{G}_\alpha^{\phi,\chi}$ es la matriz representativa de la rotación α en el plano de corte definido por los ángulos ϕ y χ .

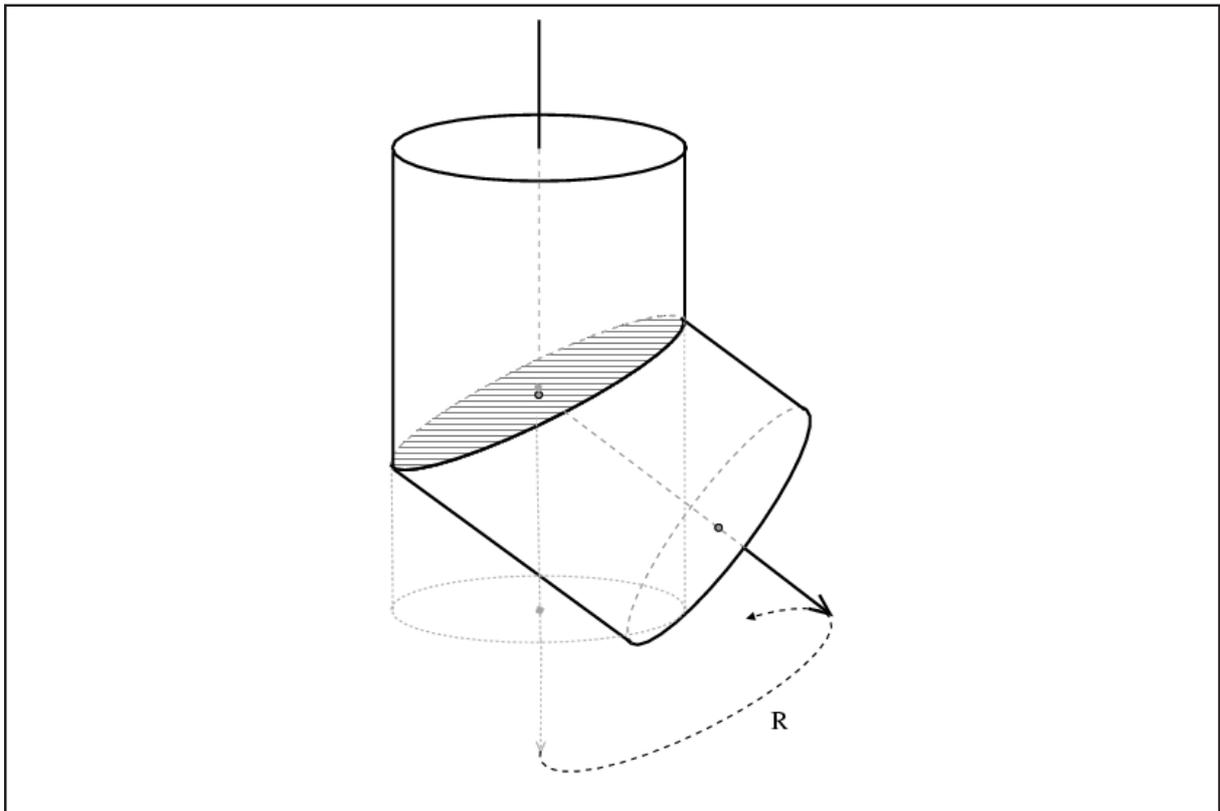


Figura 1. El cilindro al que se le realiza una osteotomía tridimensional y que sufre una rotación, genera un cono

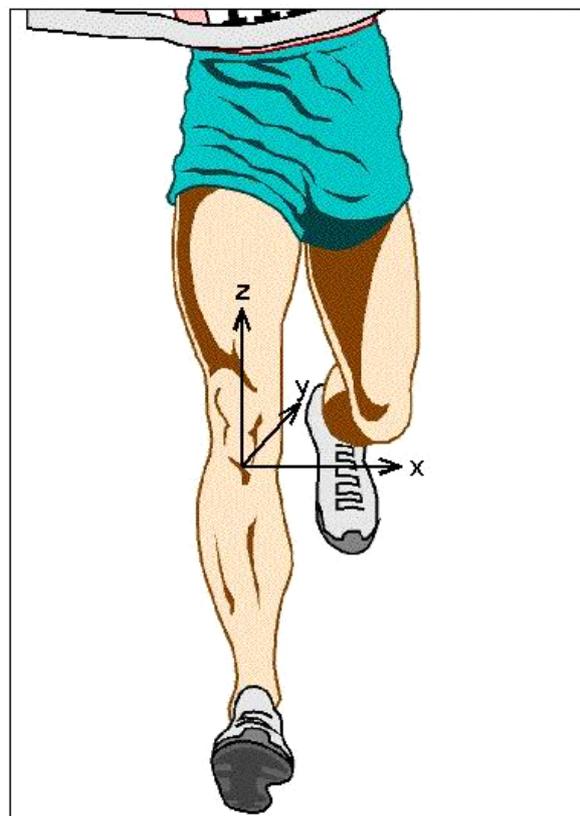


Figura 2. Definición de los ejes x, y, z de la base de coordenadas de referencia

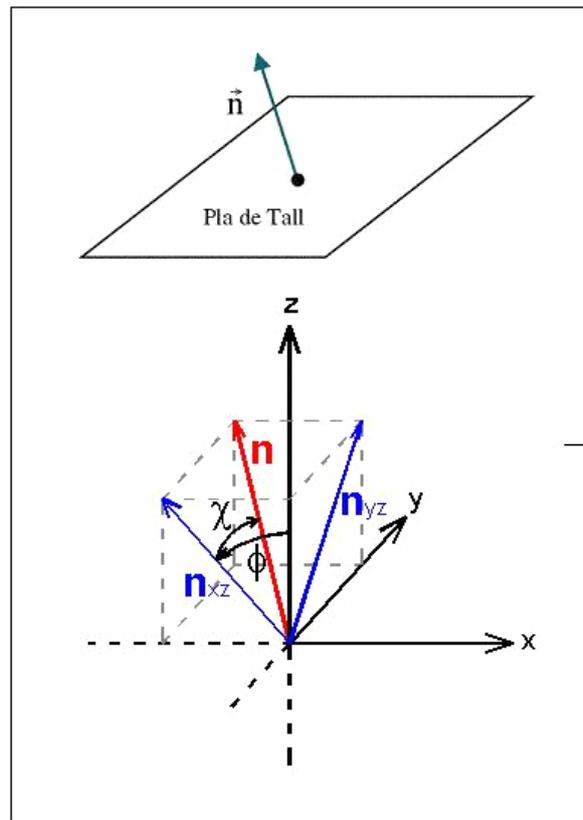


Figura 3. Definición del plano de corte

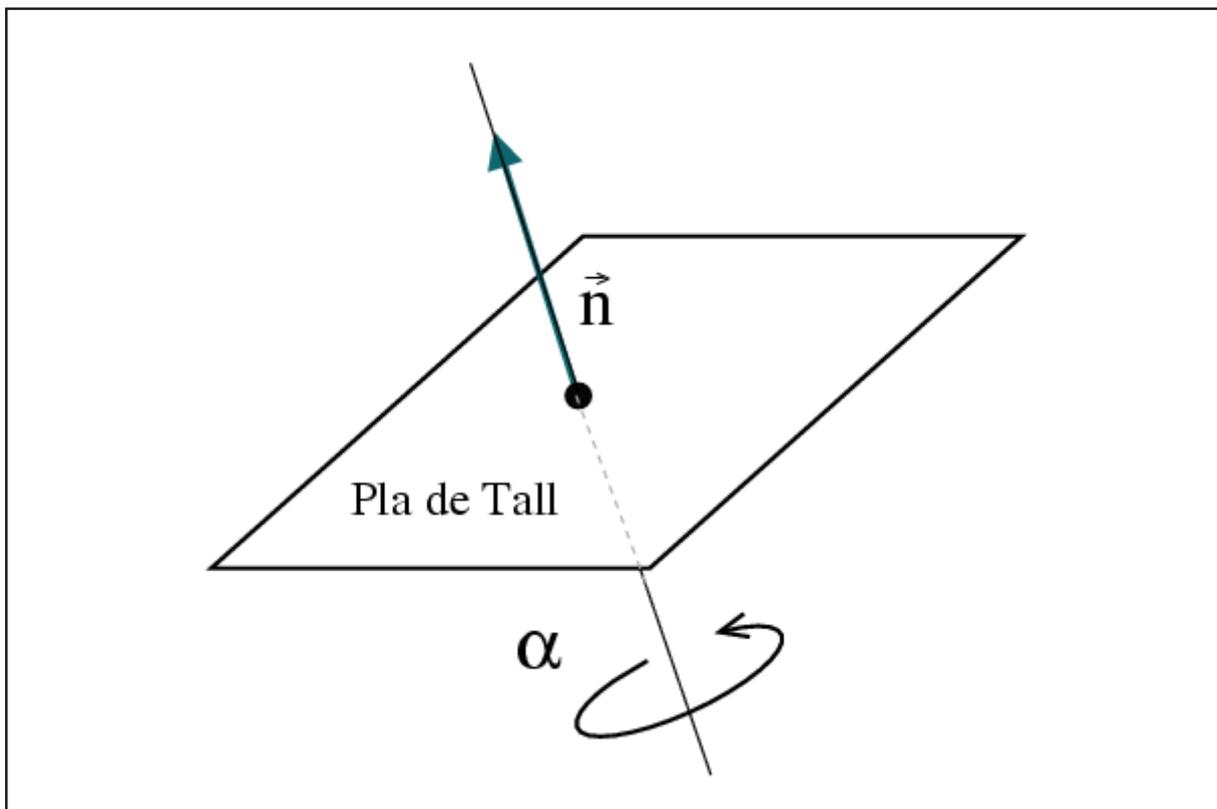


Figura 4. Rotación α de un vector t

- Elementos de referencia

Una vez tenemos la matriz de giro $\mathbf{G}_\alpha^{\phi,\chi}$, se debe aplicar este movimiento a los objetos adecuados, es decir, se debe definir un vector que nos determine la posición de la tibia para determinar la angulación obtenida, y otro que nos controle la rotación en planta (Fig. 5). Para controlar la rotación, tomamos cualquier vector situado en el plano horizontal, como por ejemplo el vector $\mathbf{b} = (0, -1, 0)$ situado en el eje y , y miramos su posición después del giro $\mathbf{G}_\alpha^{\phi,\chi}$, tal como muestra la figura.

Podemos escoger el vector $\mathbf{t} = (0, 0, -1)$ situado en el eje vertical z como el vector que nos definirá la posición de la tibia, ya que el hecho que el giro se realice desde un lateral del hueso y no desde el eje no afecta substancialmente el resultado final. De hecho, se puede observar una ligera desviación de aproximadamente 3 grados entre el eje superior del hueso y su punta, que coloca ésta en el eje de las z 's. Este hecho hace que los resultados no difieran nada haciendo esta suposición.

Ahora estudiaremos el giro de los vectores \mathbf{t} y \mathbf{b} .

- Fórmulas

A partir de los vectores posición de los elementos anteriores podemos obtener toda la información respecto a su posición después del giro $\mathbf{G}_\alpha^{\phi,\chi}$.

Concretamente, nos interesa definir la posición final después del giro a partir de los ángulos siguientes:

1) ángulo lateral, θ Ángulo del vector $\mathbf{t}^{\alpha(\phi,\chi)}$ (vector \mathbf{t} representativo de la tibia después del giro $\mathbf{G}_\alpha^{\phi,\chi}$) respecto el plano frontal (plano xz), es decir, el ángulo que forma la proyección en el plano lateral (plano yz) del vector $\mathbf{t}^{\alpha(\phi,\chi)}$ respecto al eje vertical z (Fig.6).

$$\theta = \arctan\left(\frac{\mathbf{t}_y^{\alpha(\phi,\chi)}}{\mathbf{t}_z^{\alpha(\phi,\chi)}}\right)$$

2) ángulo frontal, β Ángulo del vector $\mathbf{t}^{\alpha(\phi,\chi)}$ respecto al plano lateral (plano yz), es decir, el ángulo que forma la proyección en el plano frontal (plano xz) del vector $\mathbf{t}^{\alpha(\phi,\chi)}$ respecto al eje vertical z (Fig.7).

$$\beta = \arctan\left(\frac{\mathbf{t}_x^{\alpha(\phi,\chi)}}{\mathbf{t}_z^{\alpha(\phi,\chi)}}\right)$$

3) ángulo vertical o ángulo de rotación en planta, γ Ángulo entre el vector \mathbf{b} (vector sobre el eje y del plano horizontal xy) y la proyección del

vector $\mathbf{b}^{\alpha(\phi,\chi)}$ (vector \mathbf{b} después del giro $\mathbf{G}_\alpha^{\phi,\chi}$) en el plano horizontal (Fig.8).

$$\gamma = -\arctan\left(\frac{\mathbf{b}_x^{\alpha(\phi,\chi)}}{\mathbf{b}_y^{\alpha(\phi,\chi)}}\right)$$

Aplicando las formulaciones matemáticas desarrolladas en apartados anteriores se obtiene:

$$\mathbf{t}_x^{\alpha(\phi,\chi)} = \frac{1}{2}\text{Sin}(2\phi)\text{Cos}^2(\chi)(1 - \text{Cos}\alpha) - \text{Sin}\chi\cdot\text{Sin}\alpha$$

$$\mathbf{t}_y^{\alpha(\phi,\chi)} = -\left[\frac{1}{2}\text{Sin}(2\chi)\text{Cos}\phi(1 - \text{Cos}\alpha) + \text{Cos}\chi\cdot\text{Sin}\phi\cdot\text{Sin}\alpha\right]$$

$$\mathbf{t}_z^{\alpha(\phi,\chi)} = -[\text{Cos}^2\chi\cdot\text{Cos}^2\phi(1 - \text{Cos}\alpha) + \text{Cos}\alpha]$$

$$\mathbf{b}_x^{\alpha(\phi,\chi)} = \frac{1}{2}\text{Sin}(2\chi)\text{Sin}\phi(1 - \text{Cos}\alpha) + \text{Cos}\phi\cdot\text{Cos}\chi\cdot\text{Sin}\alpha$$

$$\mathbf{b}_y^{\alpha(\phi,\chi)} = \text{Cos}^2(\chi)(1 - \text{Cos}\alpha) - 1$$

$$\mathbf{b}_z^{\alpha(\phi,\chi)} = \text{Sin}\phi\cdot\text{Cos}\chi\cdot\text{Sin}\alpha - \frac{1}{2}\text{Sin}(2\chi)\text{Cos}\phi(1 - \text{Cos}\alpha)$$

Cálculo inverso

A partir de las fórmulas obtenidas, podemos dar tablas de valores para determinados tipos de cortes y de giro, y al mismo tiempo, nos podemos plantear la resolución del problema de modo inverso, es decir, a partir de una rotación $\tilde{\alpha}$ y una angulación $\tilde{\theta}$ dadas, hallar los valores de ϕ , χ y α que nos permitan conseguir estos resultados. En este caso partimos de 2 valores conocidos y tenemos 3 indeterminados. Esto hace que la solución no sea única, a pesar de que en muchos casos tampoco tengamos soluciones factibles, porque exigen unos valores de χ y α muy elevados o simplemente no existen.

Intersecciones

A partir del análisis de los diferentes parámetros realizados hasta ahora, podemos combinar los resultados para hacer un tratamiento numérico de las curvas anteriores. Así, dado un valor de la rotación γ y una angulación β , podemos hacer la intersección de las curvas respectivas de nivel y encontrar los valores adecuados de α y ϕ , fijando un valor de χ .

La figura 9 muestra la obtención del par de valores (α, ϕ) que permiten corregir simultáneamente una rotación de $\gamma=10^\circ$ y una angulación de $\beta=6^\circ$. De la intersección de las dos curvas se obtiene que las correcciones deseadas se consiguen con $\alpha=12,98^\circ$ y $\phi=30,75^\circ$.

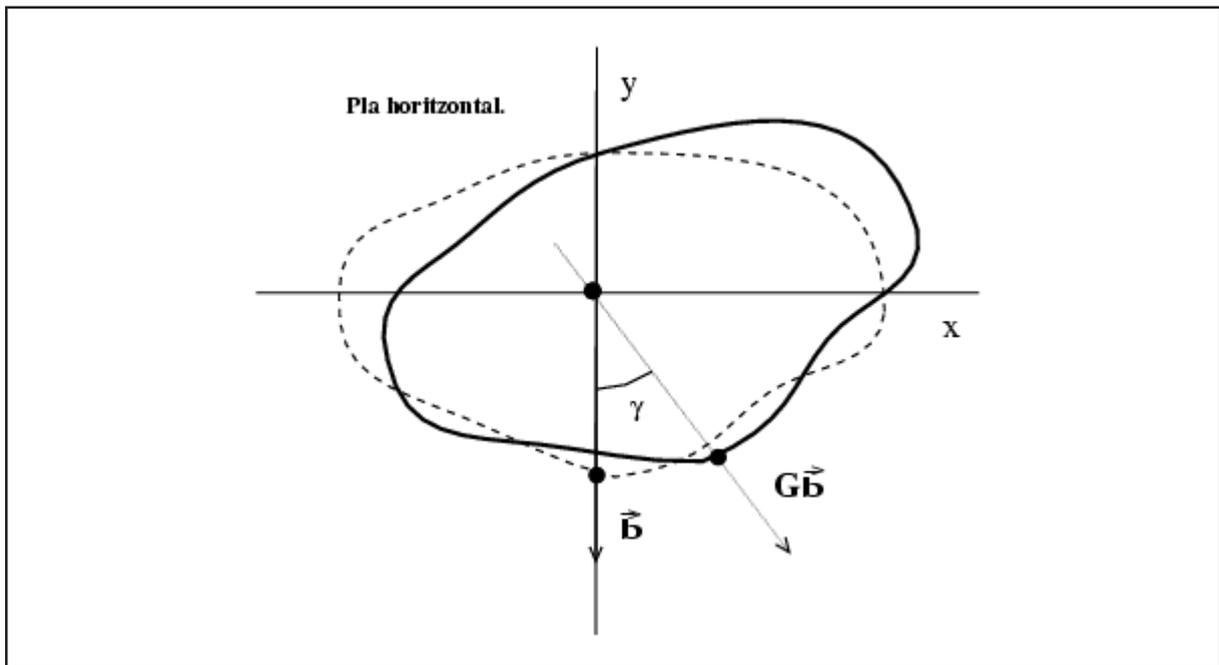
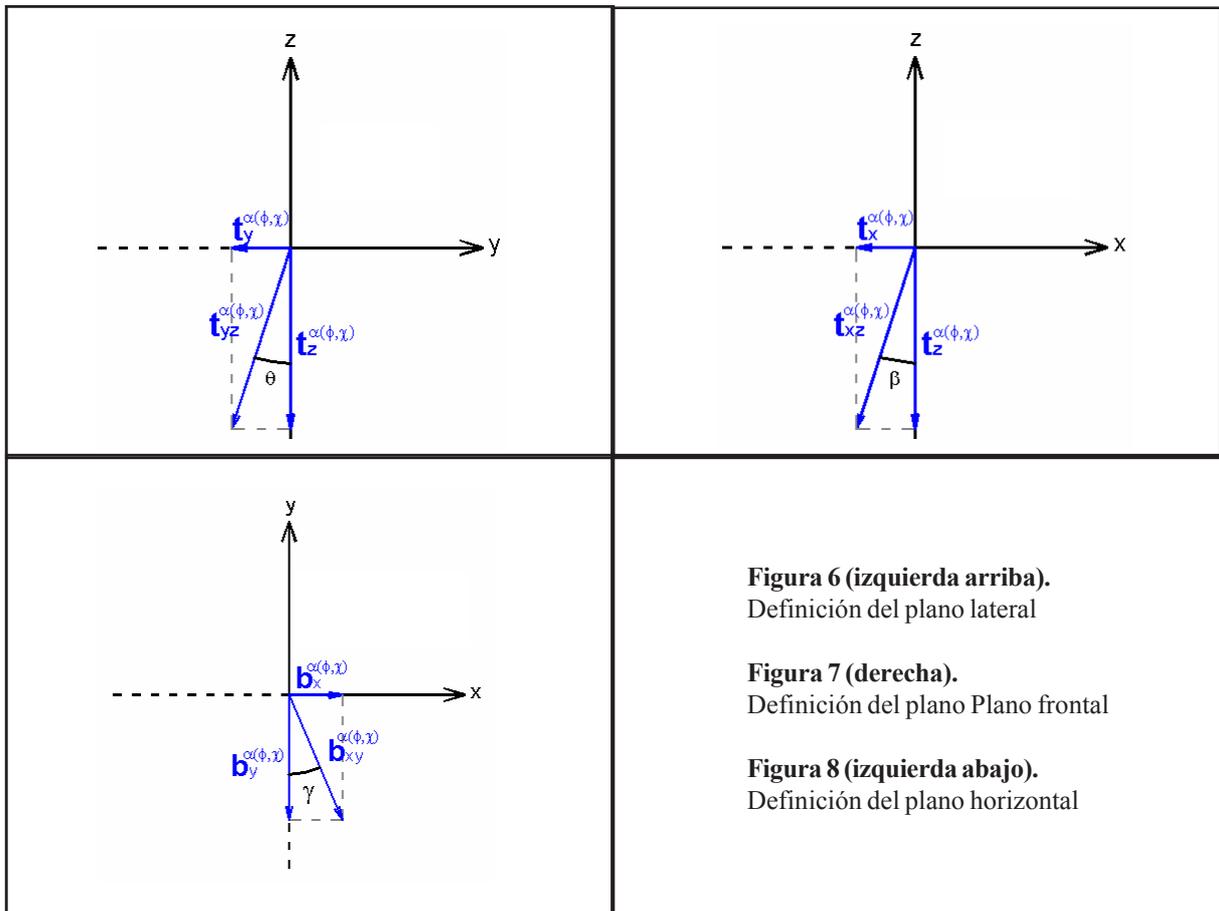


Figura 5. Definición del vector que nos determina la posición de la tibia para la determinación de la angulación obtenida



Como ejemplo genérico (Figura 10), si disponemos conjuntamente las curvas de nivel de los ángulos vertical y frontal fijando $\chi=30^\circ$, vemos como ciertas curvas de nivel no llegan a tener intersección, hecho que implica que existan casos en los que no es posible encontrar una solución y, por tanto, no es posible realizar la doble corrección prevista.

Analizando la relación entre las curvas de nivel del ángulo vertical y las del ángulo frontal, podemos encontrar una expresión de rango de valores de corrección de γ y β para las que existe solución del par (α, ϕ) dentro de los límites posibilistas de este valor. Concretamente, para una corrección de rotación γ impuesta, la corrección de la angulación en el plano frontal β a partir de valores de α y ϕ posibilistas se tendrá que cumplir la relación siguiente:

$$0.541 \cdot \gamma + 0.188 < \beta < 0.581 \cdot \gamma + 1.002$$

Discusión

Teoría de las osteotomías

Las osteotomías en general, y las de rodilla en particular, están enmarcadas en una gran

clasificación que comprende: las de aposición, las de exéresis de cuña y las torsionales planas. Con las de aposición y exéresis de cuña se consigue corregir el eje en el plano frontal o lateral, según donde se aplique el injerto. Las osteotomías planas permiten corregir la torsión en relación directa a la derrotación que se realiza. Por último, las osteotomías tridimensionales permiten corregir en los tres ejes del espacio a la vez (figura 11).

Experiencia en España

La osteotomía Icatme es una osteotomía tridimensional que permite corregir en un solo tiempo las alteraciones en los tres ejes del espacio. La determinación de la angulación de la osteotomía es la clave para conseguir una buena corrección. Esta angulación se puede determinar perfectamente con una fórmula matemática.

En España destacan Vilarrubias, Miralles y Ballester como cirujanos con experiencia contrastada en esta osteotomía. Ballester tiene una casuística con más de 150 pacientes intervenidos y las indica, básicamente, en pacientes mayores con artrosis clínica y radiológica. Vilarrubias y Miralles la realizan en pacientes más jóvenes y con

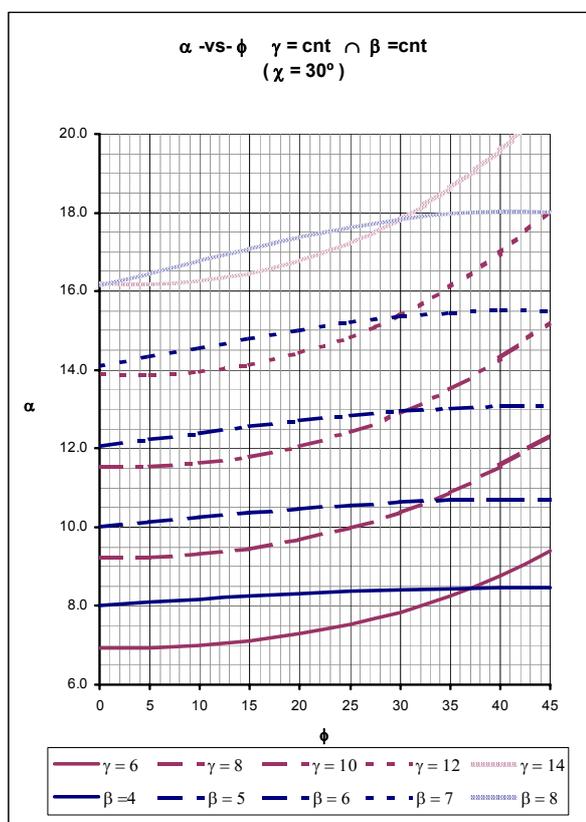
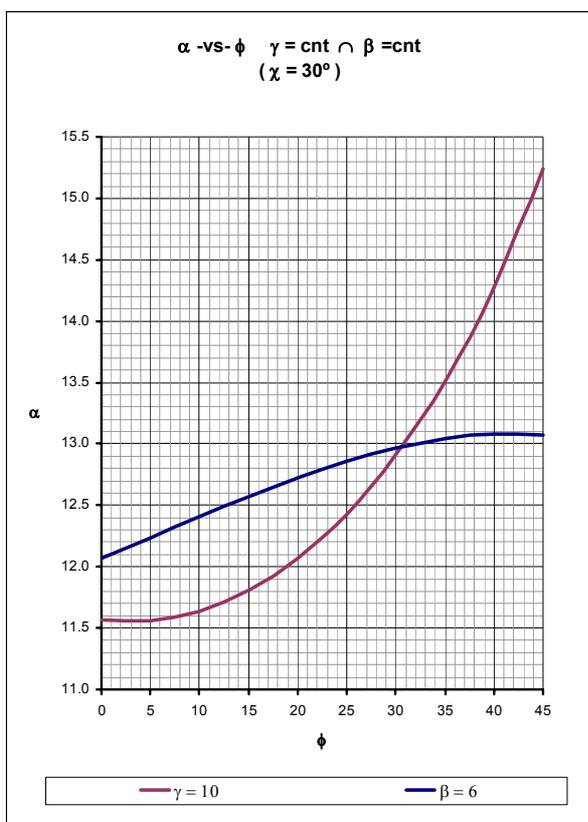


Figura 9 (izquierda). Ejemplo práctico

Figura 10 (derecha). Rango de valores de corrección de α y ϕ para los que existe solución del par (α y ϕ)

problemas básicamente en la articulación fémoropatelar (problemas de dolor y subluxación rotuliana) (3,4,10,11).

Ballester y colaboradores obtuvieron una fórmula parecida siguiendo el modelo de Merle d'Aubigné, tomando como base un centro de coordenadas para definir, a partir de aquí, el corte realizado. Posteriormente, informatizaron las medidas mediante el programa Osteoview y utilizaron otros programas para validar sus modelos (12,13).

Teoría de la fórmula

Mediante esta fórmula se ha planteado un sistema de ecuaciones con tres incógnitas. Puede haber una solución única, ninguna o varias, tal como se indica en los gráficos de curvas de nivel. Las fórmulas obtenidas permiten solucionar los casos concretos que se pueden presentar en la práctica diaria. En ellas, se pretende corregir una torsión no superior a los 15° y unas deformidades en los planos frontales no superiores a los 10°. Podemos observar que el eje del cilindro recorre una circunferencia, que se ha marcado como R en el gráfico de la figura 1, que se encuentra en un plano paralelo al de corte. Este recorrido es el que nos aportará información sobre cómo varía la posición del cilindro.

Al realizar una osteotomía, el primer paso que se debe practicar es dar una orientación al corte. Si se efectúa un corte inclinado de arriba abajo (como el de la figura inicial) y perpendicular al plano frontal, parece claro que el segmento distal de la pierna se desplazará hacia la derecha. En la figura 12 se puede ver marcado el recorrido R y cómo la proyección de éste se mantiene siempre en el semiplano $x > 0$. Si se varía la inclinación posterior del plano de corte, el recorrido del eje de la pierna será tal como muestra la figura, de manera que la proyección en el plano horizontal seguirá una elipse con un diámetro menor sobre el eje determinado en el ángulo χ . Esto permite obtener una posición de la tibia en el semiplano $x < 0$ durante el primer tramo del recorrido R. La traducción en la práctica clínica de lo que se acaba de citar implica que la corrección de un geno varo se puede lograr durante los primeros grados de la detorsión siempre y cuando la osteotomía tenga una angulación anterior, es decir, aumentando el recurvatum.

Esta fórmula es teórica y existen factores prácticos que se escapan de estos cálculos teóricos. Por ejemplo, al realizar la osteotomía la sierra provoca una osteolisis del hueso que, unido a la impactación del foco, puede aumentar la corrección especialmente en pacientes osteoporóticos.

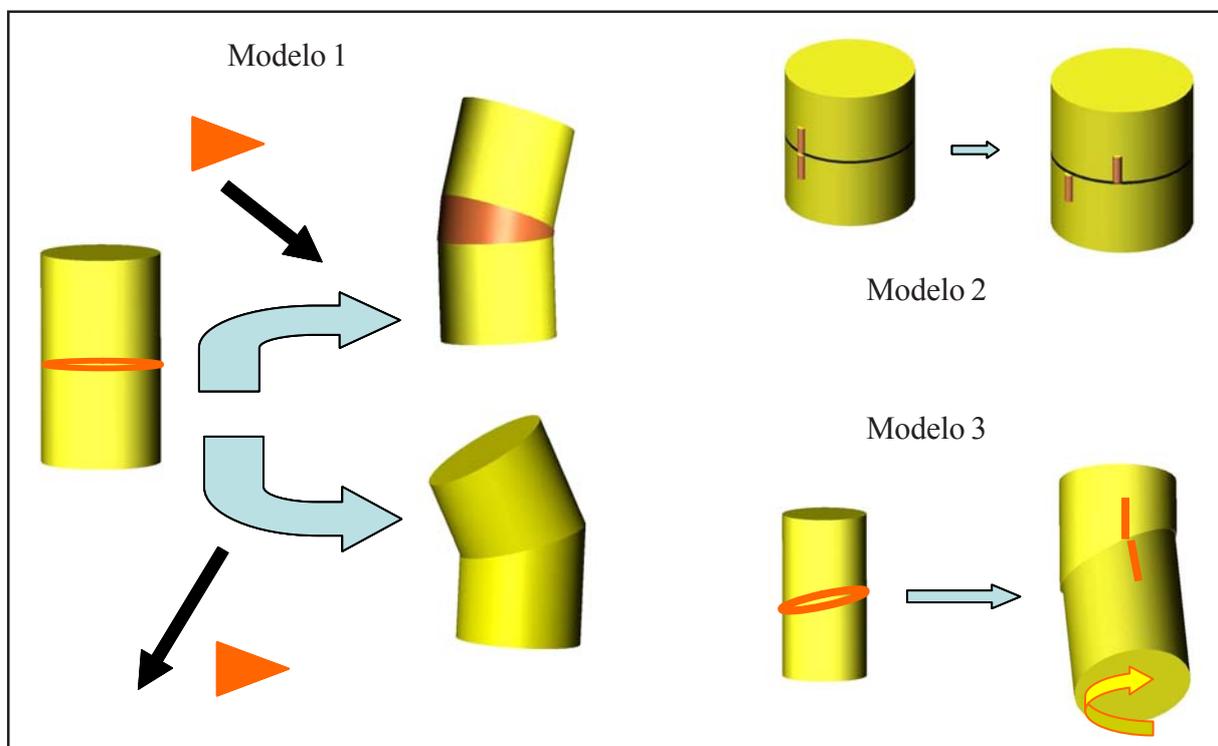


Figura 11. El primer modelo explica la corrección de los ejes al añadir o extraer una cuña. El segundo modelo es una osteotomía derrotativa pura ya que el trazo es horizontal. El modelo tercero es una osteotomía tridimensional ya que la corrección se realiza en los tres planos del espacio

Aplicación práctica

Nunca se podrá sustituir al cirujano o al clínico en aspectos como la indicación de un tratamiento, el seguimiento de un proceso, la detección de una complicación, la posibilidad de improvisar... Pero existen unos pasos muy estandarizados y repetidos que los sistemas informáticos son capaces de reproducir con precisión y exactitud. El aumento de la reproductibilidad los convierte en elementos muy útiles y preciados y, en muchas ocasiones, exigibles (14, 15,16).

Esta estandarización de los procesos repetibles permite adaptar los navegadores externalizar estos

procesos del cirujano. El problema es que se encuentran en una fase de desarrollo todavía incipiente y no exento de dificultades.

Por ejemplo, las largas curvas de aprendizaje provocan tiempos quirúrgicos más largos por la calibración del aparataje ya que existen dificultades en encontrar los puntos óseos de referencia para realizar los cálculos. Por otro lado, el precio y los problemas de disponibilidad atrasan su difusión. El débil «espíritu navegante» de los equipos quirúrgicos o gestores también puede dificultar su introducción. De todos modos es un proceso incipiente pero su avance es imparable.

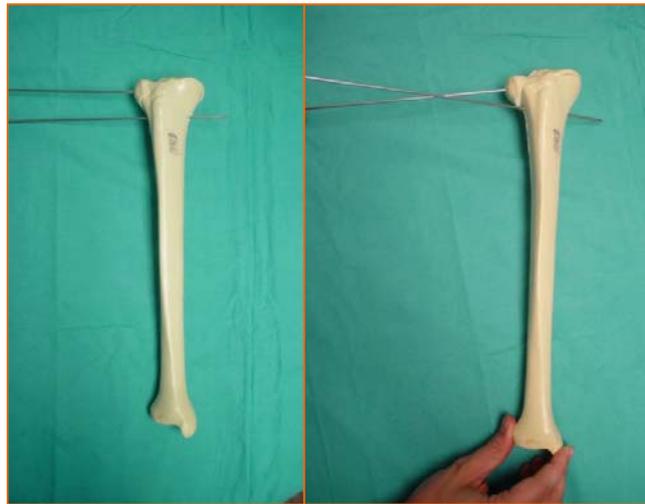


Figura 12. Modelo para explicar el comportamiento de la osteotomía valgoderrotativa de la rodilla. Model de un hueso de plástico donde se observa que las agujas de Kirschner paralelas convergen al realizar la maniobra, hecho que explica el valgo que se obtiene

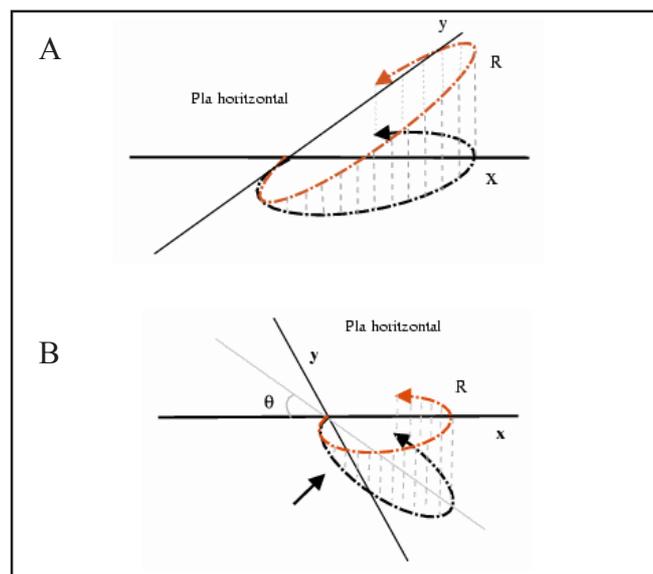


Figura 13 A i B. Demostración de la corrección que se consigue según el recorrido de R en el los dos semiplanos

Bibliografía

1. **Frain P, Merle d'Aubigné R.** Comment réaliser une ostéotomie plane oblique. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 1983; 69: 425-432.
2. **Merle d'Aubigné R, Frain PG.** Théorie des ostéotomies. Mémoire original. Revue de Chirurgie Orthopédique et réparatrice de l'Appareil moteur 1972, 58, 3: 159-167.
3. **Vilarrubias JM.** Patología del aparato extensor de la rodilla. Ed. Jims, 2a edició. Barcelona, 1995.
4. **Cabot J, Marín M, Vilarrubias JM.** Escola Catalana de Genoll. Barcelona, 1998.
5. **Insall JN, Joseph DM, Msika C.** High tibial osteotomy for varus gonarthrosis. J Bone Joint Surg 1984; 66A: 1040-1048.
6. **Nagel A, Insall JN, Scuderi GR.** Proximal tibial osteotomy: A subjective outcome study. J Bone Joint Surg 1996; 78A: 1353-1358.
7. **Kling TF Jr, Hensinger RN.** Angular and torsional deformities of the lower limbs in children. Clin Orthop 1983; 176: 136-147.
8. **Hefti F.** Deviations in the axes of the lower extremities. Orhopade 2000; 29 (9): 814-820.
9. **Cahuzac JP.** Antétorsion fémorale. Rev Prat 1991; 41 (6): 523-527.
10. **Miralles, RC.** Vicis de torsió de l'extremitat inferior. Ann Med (Barc); 73: 25-26, 1987.
11. **Server F, Miralles RC, Garcia E, Soler JM.** Medial rotational tibial osteotomy for patellar instability secondary to lateral tibial torsion. Int Orthop 1996; 20 (3): 153-158.
12. **Ballester Soleda, J.** Tratamiento quirúrgico de la luxación recidivante de rótula. Rev Ortop Traumatol 1978; 22 I-B: 265.
13. **Ballester J.** Desalineaciones torsionales de las extremidades inferiores. Implic. clinicopatológicas. Monografía SECOT. Ed. Masson. Barcelona, 2001.
14. **Ballester Soleda, J.** Operative treatment for recurrent dislocation. Reconstr Surg Trauma 1971; 12: 62.
15. **Kim JS, Park TS, Park SB, Kim JS, Kim IY, Kim SI.** Measurement of femoral neck anteversion in 3D. Part 1: 3D imaging method. Med Biol Eng Comput 2000; 38 (6): 603-609.
16. **Del Pozo P, García-Fontecha C, Ramírez M.** Informática, internet y ortopedia. Cursos de actualización de la SECOT. Barcelona, 2002.