

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS MORFOLÓGICAS Y CIRUGÍA. FACULTAD DE MEDICINA
UNIVERSIDAD DE ALCALÁ DE HENARES (MADRID)

Jefe de Departamento: Prof. GÓMEZ PELLICO

Biometría de la superficie articular de la tibia Aplicación al diseño del componente tibial de las prótesis de rodilla

L. GOMEZ PELLICO, F. FORRIOL CAMPOS, M. GIANONATTI ALIAS
y R. FERNANDEZ-VALENCIA RODRIGUEZ

RESUMEN

Los autores presentan un estudio en la extremidad proximal de la tibia, investigando la posible existencia de relaciones entre 22 parámetros obtenidos en dicha superficie. Se han utilizado 30 tibias humanas de edad y sexo desconocido procedentes del Departamento de Ciencias Morfológicas y Cirugía de la Universidad de Alcalá de Henares (Madrid).

Se han establecido relaciones entre varios de dichos parámetros, determinando su valor por medio de un análisis de correlaciones.

Se presentan como parámetros más importantes la anchura máxima y el diámetro antero-posterior central.

Es evidente la importancia de los estudios biométricos para el diseño y fabricación de prótesis articulares, en nuestro caso concreto para el diseño del componente tibial de una prótesis de rodilla.

Acompañan los valores estadísticos de todos los parámetros obtenidos, de gran interés quirúrgico y antropológico.

Descriptores: Biometría. Tibia. Prótesis de rodilla. Ecuación de regresión lineal.

SUMMARY

The authors report an anatomical study on the upper end of 30 human tibias of unknown age and sex from the Anatomical Department of the Alcalá de Henares University (Madrid). 22 parameters were taken from the articular surface.

The relationship among different parameters is established. The parameters considered as the most important ones are: the maximum transversal diameter and the antero-posterior diameter.

The statistics show how useful it is to design the tibial component of a knee prosthesis.

Key words: The tibial component in the knee prosthesis: anatomical parameters.

El estudio de la biometría ósea tiene en el análisis de las artroplastias articulares uno de los campos de mayor interés. Las artroplastias, en términos generales, deben suplir funcionalmente una articulación, por lo que su diseño tiene que reflejar lo más fiel-

mente posible la morfología de la estructura anatómica a sustituir.

En el caso concreto de las prótesis de rodilla, CHARLEY contabiliza en 1976, 300 modelos diferentes, practicándose en ese mismo año y sólo en los Estados Unidos

40.000 implantes (HORI y cols., 1978), datos que reflejan, por una parte, la falta de acuerdos en relación al diseño de las mismas y, por otra, el gran interés que ha despertado dicho estudio pues los resultados no son, todavía, todo lo positivo que cabe esperar. En la literatura se reflejan gran número de complicaciones (WALKER y cols., 1976) haciendo especial hincapié en el aflojamiento del componente tibial, entre el 10 y el 20 por 100 durante los tres primeros años después de la intervención (DUCHEYNE y cols., 1978; KNUTSON, 1981; GOMAR, 1982; GRIMER y cols., 1984; SCHURMAN y cols., 1985; TEW y cols., 1985; CHEAL y cols., 1985).

El componente tibial de una prótesis de rodilla ha sido profundamente estudiado desde el punto de vista clínico (INSALL y cols., 1976) y biomecánico (WALKER, 1976; WERNER y col., 1978; GOODFELLOW y col., 1978; TEW y cols., 1985). No existen, en cambio, estudios biométricos completos de la extremidad proximal de la tibia, investigaciones de gran interés para el diseño y fabricación de prótesis articulares dado que el conocimiento de las dimensiones de la morfología permite una mejor comprensión de las tensiones mecánicas a las que se ve sometida la articulación.

Un tema discutido en la bibliografía es el de las variaciones de la anchura o diámetro transversal del componente tibial. Para algunos autores (MURASE y cols., 1983) estas variaciones tienen poco efecto sobre la distribución de las sollicitaciones en la estructura. Por el contrario, para otros (SEEDHOM, 1973), el tamaño de una prótesis es importante en el acoplamiento de una rodilla y, según dicho autor, no existen problemas mecánicos si el tamaño de la prótesis sustitutiva no rebasa en tres milímetros el tamaño real de la rodilla. Desde el punto de vista del análisis clínico parece evidente que una gran proporción de diseños tienden a adoptar una configuración lo más morfológica posible (COVENTRY, 1982).

Conviene recordar también el importante papel desarrollado por la morfología de las superficies articulares (Facies articularis superior tibia) en la movilidad de la rodilla, más concretamente de la superficie articular externa (facies articularis superior condylus lateralis). Los dos tubérculos intercondíleos (tuberculum intercondylare) juegan diferentes papeles cinemáticos, mientras el interno (medialis) actúa como un pivote durante la rotación, el externo (lateralis) permite el deslizamiento. Desde el punto de vista morfológico, funcional y esquemáticamente, se ha llegado a decir que el compartimento externo es el encargado de la movilidad mientras que el interno lo es de la estabilidad (DE PERETTI y cols., 1983).

La peculiar morfología de la extremidad proximal de la tibia ayuda a comprender la complejidad de los movimientos de la rodilla. De hecho, la flexo-extensión de la rodilla está acompañada de un movimiento de rotación que WALKER, 1982, compara al fenómeno de «autoatornillamiento». Existe una rotación de la tibia con respecto al fémur, producida, en parte, por la dismorfia articular entre los cóndilos femorales (Condylus femoris) y las cavidades tibiales (facies articularis superior tibia). Además se han descrito movimientos de deslizamiento de la tibia en relación al fémur y una desviación valgo-varo acompañando al mismo movimiento de flexo-extensión. La amplia movilidad que permite esta articulación se queda reducida en la vida diaria a un arco de movilidad para la actividad normal comprendido entre los 67 grados de flexión durante la fase de oscilación de la marcha y los 106 grados necesarios para atarse el zapato (SCHURMAN y cols., 1985).

Cualquier modelo de prótesis que impida u ofrezca resistencia a uno de estos movimientos produce un aumento importante de las tensiones, repercutiendo principalmente a nivel del componente tibial.

Material y método

Se han estudiado 22 parámetros correspondientes a la extremidad superior de treinta tibias izquierdas pertenecientes a esqueletos de ambos sexos procedentes de la osteoteca de la Cátedra de Anatomía Humana de la Facultad de Medicina de Alcalá de Henares.

Para obtener los parámetros se ha procedido de la siguiente manera; apoyando la tibia en un plano posterior a la misma y tangente al contorno posterior de la cara superior de la extremidad proximal (facies articularis superior tibia) contactando por dos puntos pertenecientes a la tuberosidad tibial interna (condylus medialis) y a la tuberosidad externa (condylus lateralis).

Colocando las escuadras perpendiculares al plano de apoyo antes dicho y tangentes al contorno natural interno y externo de dicha superficie proximal (facies articularis superior) determinándose los dos puntos laterales. Por último se han marcado dos puntos a nivel del contorno anterior de la cara superior de la tibia (facies articularis superior)

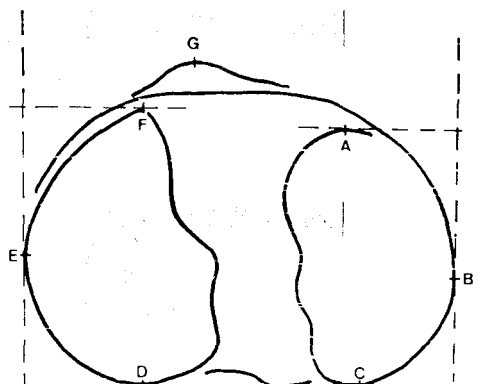


FIG. 1.—Representación esquemática de los puntos obtenidos en la extremidad proximal de la tibia con los cuales se han medido los 22 parámetros.

que corresponden, el interno, al punto de contacto de dicho borde anterior con una línea paralela al plano posterior y tangente al platillo tibial interno (facies articularis superior condylus medialis); repitiendo la misma operación con el platillo tibial externo (facies articularis superior condylus lateralis) (Fig. 1). Se toman así seis puntos constantes de referencia del contorno de la superficie femoral de la tibia (facies articularis superior) que con los tubérculos de la espina (tu-

TABLA I

Parámetro	\bar{x}	DS	ES	Rango
1. Distancia entre espinas	11'00	1'77	0'33	13'6 - 7'4
2. Distancia tuberosidad anterior a tang. anterior externo	42'24	6'13	1'14	63'1 - 32'6
3. Distancia punto tangente anterior interno-post. interno	43'44	3'44	0'64	50'5 - 34'7
4. Distancia punto tangente anterior externo-post. externo	37'09	3'11	0'58	43'8 - 30'0
5. Distancia punto tangente externo-tangente interno	67'92	4'57	0'85	77'8 - 61'6
6. Distancia punto tangente anterior interno a interno	32'61	3'63	0'67	40'9 - 25'1
7. Distancia punto tangente posterior interno a interno	26'32	3'94	0'73	34'5 - 19'5
8. Distancia punto tangente interno a espina interna	30'00	2'04	0'38	33'8 - 25'6
9. Distancia punto tang. posterior interno a espina interna	23'30	2'38	0'44	28'1 - 18'0
10. Distancia punto tang. anterior interno a espina interna	26'47	2'78	0'52	32'0 - 19'5
11. Distancia punto tang. anterior externo a espina externa	25'83	2'62	0'49	30'5 - 20'3
12. Distancia punto tang. externo a espina externa	30'33	2'82	0'52	36'5 - 25'1
13. Distancia punto tang. posterior externo a espina externa	23'09	2'01	0'37	26'9 - 19'2
14. Distancia punto tang. posterior externo a tang. externo	27'19	2'99	0'55	33'4 - 21'0
15. Distancia punto tang. anterior externo a tang. externo	22'78	2'94	0'54	27'7 - 16'1
16. Distancia tuberosidad anterior a punto tang. posterior ext.	50'58	4'98	0'92	60'0 - 41'6
17. Distancia tuberosidad anterior a punto tang. posterior int.	59'05	4'8	0'89	69'0 - 51'3
18. Distancia tuberosidad anterior a tangente anterior interno	48'90	5'74	1'06	67'4 - 39'7
19. Distancia tuberosidad anterior a espina externa	57'86	5'72	1'06	74'5 - 49'0
20. Distancia tuberosidad anterior a espina interna	59'68	6'03	1'12	76'3 - 49'7
21. Ancho máximo extremidad proximal de la tibia	70'63	4'2	0'78	79 - 63
22. Diámetro antero-posterior central	47'58	3'84	0'66	57'0 - 39'7

berculum intercondylare) han servido para efectuar las mediciones a este nivel. Además, se ha obtenido la anchura máxima de la extremidad proximal y el diámetro antero-posterior central de la meseta tibial.

Obtenidas las mediciones (Tabla I) y comprobada su distribución normal se ha calculado los valores de concentración y dispersión, estimándolos y ofreciendo el valor medio de cada uno de ellos.

Se ha estudiado el comportamiento interdependiente de dichos parámetros calculando los coeficientes de correlación entre todos ellos, es decir, obteniendo el coeficiente de correlación lineal por medio de un programa diseñado a tal efecto con el objeto de conocer la existencia de las relaciones entre las variables independientes y las variables dependientes. Para un nivel de probabi-

lidad de 0'001 y una muestra de treinta ejemplares son significativos coeficientes de correlación mayores a 0'554.

Resultados

Los resultados obtenidos y presentados en la Tabla I, son de gran interés tanto en el campo antropológico como en el de la cirugía traumatológica y ortopédica.

Las correlaciones altamente significativas entre los diferentes parámetros se representan en el alograma de la Fig. 2.

Tanto la superficie articular externa (facies articularis superior condylus lateralis) como la interna (facies articularis superior condylus medialis) tienen diferente morfología; la superficie interna es bicóncava en

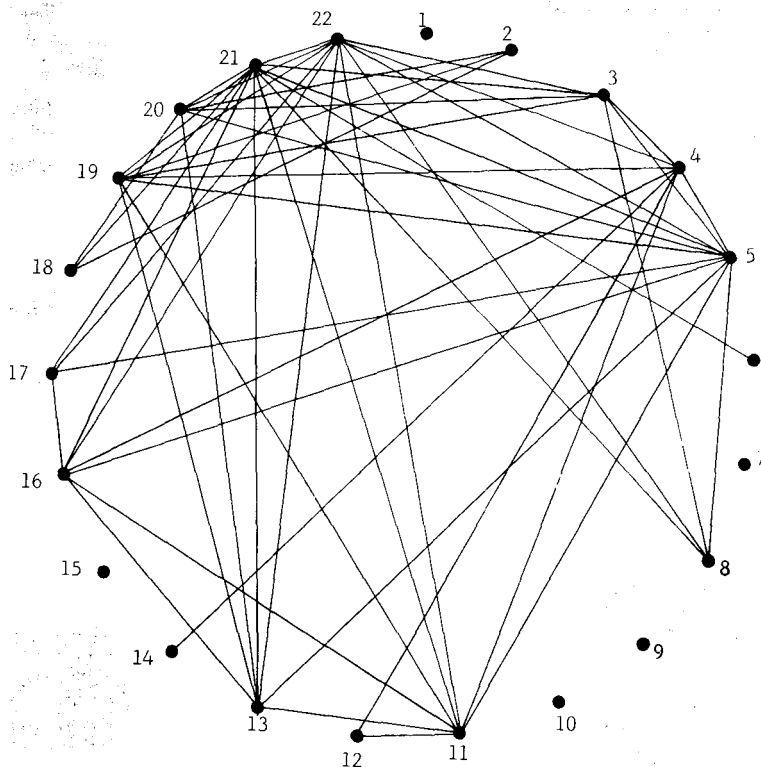


FIG. 2.—Alograma donde se reflejan únicamente las correlaciones existentes entre los 22 parámetros altamente significativas.

sentido antero-posterior y en sentido transversal, mientras que la externa es convexa en el plano antero-posterior y cóncava o plana en el transversal, de ahí el que algunos autores rechacen el generalizado término de «plattillos tibiales». Los radios de estas superficies han sido obtenidos por DE PERETTI y cols., 1983, siendo para la superficie externa, un radio menor de 27 mm. y el mayor de 31 mm., mientras la superficie interna tiene radios de 20 y 35 mm. respectivamente.

Observando los resultados obtenidos señalamos que la extremidad proximal de la tibia posee una anchura transversal máxima de $70'63 \pm 4'2$ mm., dato que consideramos del mayor interés. El diámetro antero-posterior central obtenido ha sido de $47'58 \pm 3'84$ mm., magnitud de cierto interés si la comparamos con la distancia entre los puntos tangentes anterior y posterior de ambas superficies articulares, externa e interna, observando como es mayor la distancia en la superficie interna que en la externa pero ambas menores que el diámetro antero-posterior central.

Analizando de forma comparativa las dos superficies articulares, estudiando sus parámetros se confirma la descripción morfológica de una superficie externa (facies articularis superior condylus lateralis) más redondeada frente a una superficie articular interna (facies articularis superior condylus medialis) más alargada en sentido antero-posterior. Estudiando la interdependencia entre los distintos parámetros medidos, mediante el análisis de correlación lineal, se han encontrado elevados coeficientes de correlación, lo que nos indica la interrelación que existe entre alguno de los parámetros, es decir, la variación de uno de ellos repercute con un elevado porcentaje de posibilidades en el otro, de tal suerte que puede hablarse de una sistemática de instrucción morfológica en la extremidad proximal de la tibia.

No mantienen correlación altamente significativas, como se observa en el alograma (Fig. 2), los siguientes parámetros:

- 1.— Distancia entre espinas (HI).
- 7.— Distancia punto tg. interno a tg. posterior interno (BC).
- 9.— Distancia espina interna a tg. posterior interno (IC).
- 10.— Distancia espina interna a tg. anterior interno (IA).
- 15.— Distancia tg. anterior externo a tg. externo (EF) por el contrario, mantienen un elevado índice de correlación, los siguientes parámetros:
 - 5.— Distancia tg. externo a tg. interno (BE).
 - 4.— Distancia tg. antero externo a posterior externo (FD).
 - 19.— Distancia tuberosidad anterior a espina externa (GH).
 - 20.— Distancia tuberosidad anterior a espina interna (GI).
 - 21.— Anchura máxima de la extremidad proximal.
 - 22.— Diámetro antero-posterior central.
 - 13.— Distancia espina externa a tg. posterior externo (HD).
 - 11.— Distancia espina externa a tg. anterior externo (HF).

Observando los resultados cabe destacar la importancia que tiene conocer las dimensiones transversales y antero-posteriores de la porción proximal del hueso al objeto de diseñar, fabricar y colocar una prótesis de rodilla.

Estas investigaciones permiten el desarrollo de las ecuaciones de regresión lineal, de valor experimental, con los valores que interrelacionan de forma más significativa. Por considerar la anchura máxima de la extremidad superior de gran valor para el estudio del componente tibial de una prótesis de rodilla. Mostramos el cálculo de diferentes medidas en relación a dicho parámetro y su representación gráfica (Fig. 3).

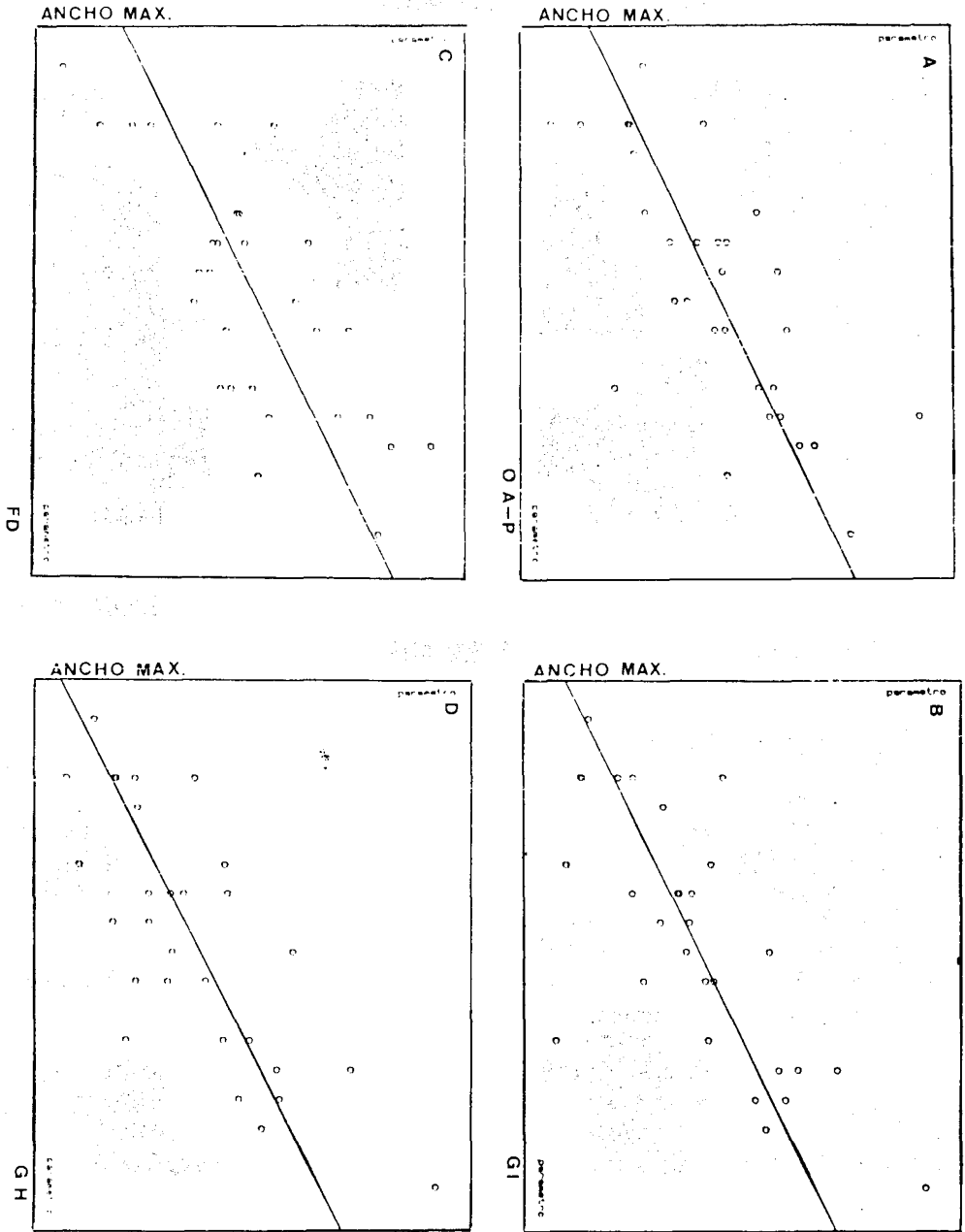


FIG. 3.— Representación gráfica de las ecuaciones de regresión lineal obtenidas de la anchura máxima de la extremidad proximal de la tibia con A) el diámetro antero-posterior central; B) la distancia de la tuberosidad anterior de la tibia a la espina interna; C) la distancia del punto tangente anterior externo al punto tangente posterior externo, y D) la distancia de la tuberosidad anterior a la espina externa.

Las ecuaciones de regresión obtenidas son:

$$GI = 1.043 \times \text{anchura máxima} - 13'99.$$

$$GH = 1.031 \times \text{anchura máxima} - 14'964$$

$$FD = 1.017 \times \text{anchura máxima} - 34'758$$

$$HD = 0'639 \times \text{anchura máxima} - 22'075$$

Diámetro antero-posterior central = $0'705 \times \text{anchura máxima} - 2'214$

lo que permite conocer parámetros de alta significación en su interrelación con la anchura máxima de la extremidad proximal de la tibia.

Conclusiones

1.— Se presentan los valores, estadísticamente analizados, de 22 parámetros de la superficie articular proximal (facies articularis superior) de la tibia, datos que consideramos del mayor interés para la clínica y especialmente en el diseño y construcción de los componentes tibiales de las prótesis de rodilla.

2.— La existencia de interrelaciones altamente significativas muestra que la región proximal de la tibia corresponde, en su morfología externa, a una sistemática definida.

3.— Los datos obtenidos concuerdan con las descripciones anatómicas clásicas de la superficie articular proximal de la tibia.

4.— La anchura transversal máxima media obtenida en el presente trabajo es de $70'63 \pm 4'2$ mm., dato que nos parece de la mayor importancia para la fabricación y diseño de los componentes tibiales de las prótesis de rodilla, así como para el mejor conocimiento biomecánico de dicha porción de la tibia.

5.— La superficie articular externa (facies articular superior condylus lateralis) mantiene mayor número de interrelaciones que la interna (facies articularis condylus medialis).

6.— La anchura máxima, la distancia del punto tangente externo al interno, el diámetro antero-posterior central y las distancias de la tuberosidad anterior de la tibia a las dos espinas son los parámetros que mantienen mayor número de interrelaciones.

7.— Presentamos las ecuaciones de regresión lineal y su representación gráfica de parámetros que correlacionan de forma altamente significativa con la anchura máxima de la extremidad proximal de la tibia.

BIBLIOGRAFIA

- CHARNLEY, J. (1976): Total knee replacement. Report of a conference held in London. September, 1974. *Lancet*, 8 may.
- CHEAL, E. J.; HAYES, W. C.; LEE, Ch. H.; SNYDER, B. D.; MILLER, J. (1985): Stress analysis of a condylar knee tibial component: influence of metaphyseal shell properties and cement injection depth. *J. Orthop. Res.*, 3, 4, 424-434.
- COVENTRY, M. B. (1982): Sustitución tibio femoral utilizando dos componentes con retención de los ligamentos cruzados (prótesis geométrica y anamétrica). In M.A.R. Freeman: Artritis y artrosis de la rodilla. Clínica y tratamiento quirúrgico. Barcelona, Salvat.
- DUCHEYNE, P.; KAGAN, A.; LALEY, J. A. (1978): Failure of total knee arthroplasties due to loosening and deformation of the tibial component. *J. Bone Jt. Surg.*, 60 A, 384-391.
- GOMAR, F. (1982): La fijación del componente tibial en las artroplastias de rodilla. *Rev. Esp. Cir. Ost.*, 17, 1-10.
- GOMAR, F. (1984): Artroplastias totales de la rodilla. *Rev. Esp. Cir. Ost.*, 19, 225-237.
- GOODFELLOW, J.; O'CONNOR, J. (1978): The mechanics of the knee and prosthesis design. *J. Bone Jt. Surg.*, 60 B, 358-369.
- GRIMER, R. J.; KARPINSKI, A. N. (1984): The long term results of Stanmore total knee replacements. *J. Bone Jt. Surg.*, 66 B, 55-62.
- HORI, R. Y.; LEWIS, J. L.; ZIMMERMAN, J. R.; COMPERE, C. L. (1978): The number of total joint replacements in the United States. *Clin. Orthop.*, 132, 46-52.
- INSALL, J. N.; RANAWAT, C. S.; AGLIETTI, P.; SHINE, J. (1976): A comparison of four models of total knee replacements prostheses. *J. Bone Jt. Surg.*, 58 A, 754-765.
- KNUTSON, K.; JONSON, G.; LANGER, J.; LARUS-DOTTIR, H.; LIDGREN, L. (1981): Deformation

- and loosening of the tibial component in knee arthroplasty with unicompartmental endoprosthesis. *Acta Orthop. Scand.*, 52, 667-676.
- MURASE, K.; CROWNINSHIELD, R. D.; PEDERSEN, D. R.; CHANG, T. S. (1983): An analysis of tibial component design in total knee arthroplasty. *J. Biomech.*, 16, 1, 13-22.
- PERETTI DE, F.; LACROIX, R.; BURGEON, A.; ARGENSON, C.; RICHELME, H. (1983): Geometry of the facies articularis superior tibiae and rotation of the knee. *Anat. Clin.*, 5, 3-7.
- SCHURMAN, D. J.; PARKER, J. N.; ORNSTEIN, D. (1985): Total condylar knee replacement. *J. Bone Jt. Surg.*, 67 A, 1006-1014.
- SEEDHOM, B. B.; LONGTON, E. B.; DOWSON, D.; WRIGHT, V. (1973): Biomechanics background in the design of a total replacement knee prosthesis. *Acta Orthop. Bel.*, 39, 164-172.
- TEW, M.; WAUGH, W.; FORSTER, I. W. (1985): Comparing the results of different types of knee replacement. A method proposed and applied. *J. Bone Jt. Surg.*, 67 B, 775-779.
- WALKER, P. S.; RANAWAT, C.; INSALL, J. (1976): Fixation of the tibial components of condylar replacement knee prosthesis. *J. Biomech.*, 9, 269-275.
- WALKER, P. S.; GREENE, D.; REILLY, D.; THATCHER, B. S.; BEN-DOV, M.; EWALD, F. C. (1981): Fixation of tibial components of knee prostheses. *J. Bone Jt. Surg.*, 63 A, 258-267.
- WERNER, F.; FOSTER, B. S.; MURRAY, M. D. (1978): The influence of design on the transmission of torque across knee prostheses. *J. Bone Jt. Surg.*, 60 A, 342-349.