

Investigaciones biotribológicas en acoplamientos característicos de las prótesis articulares: primeros resultados experimentales

Alessandro Ruggiero y Camilla D'Agostino

Biotribological investigations on distinctive couplings of joint prostheses: first experimental results

RESUMEN

En los últimos años se han creado diversos ámbitos en el campo de la ingeniería, como el de la ingeniería biomédica, que trata el estudio del apartado técnico de la medicina, como los equipos de monitorización de diversos parámetros o el diseño de las prótesis. En el presente trabajo queremos indagar en el comportamiento tribológico de materiales de última generación utilizados en la investigación biomédica, con referencia a las prótesis de rodilla (TKR) y su mecánica de desgaste. Se han analizado y discutido los primeros resultados de pruebas experimentales con el objetivo de hallar las características generales del material para poder ver si se podría mejorar su resistencia al desgaste.

Recibido: 4 de octubre de 2016

Aceptado: 20 de octubre de 2016

ABSTRACT

In recent years, several areas in engineering such as biomedical engineering were developed. In this field of engineering it is possible to collocate the study of the tribological behaviour of materials used in human joints, named "biotribology". In the present work the authors discuss some results of experimental investigations with the aim to give to the reader an overview of tribological characteristics of some coupled materials used for total knee replacement (TKR).

Received: October 4, 2016

Accepted: October 20, 2016

Palabras clave

Biotribología, biología, desgaste, biomateriales protésicos, prótesis de rodilla.

Keywords

Biotribology, biology, wear, prosthetic biomaterials, prostheses of knee.



Foto: MonstArr / Shutterstock

Introducción

El término tecnociencia indica, hoy en día, la frontera donde la ciencia y la tecnología están inextricablemente interconectadas. Entre las diversas ciencias la biología está evolucionando como un importante vínculo causal entre las leyes naturales y las tecnologías. La transferencia de conocimientos de la biología a la tecnología es un campo que tiene el potencial de impulsar grandes avances tecnológicos. El estudio y simulación de sistemas biológicos para ciertas tecnologías se conoce como biomimética^{1,2}. Entre las diversas cuestiones, la biomimética se ha convertido en habitual en el estudio de nuevos materiales para la macroescala, microescala y nanoescala. Encuentra aplicación en diversas áreas científicas que van desde la ingeniería estructural microelectrónica y nanoelectrónica de la bioingeniería y, más recientemente, en el campo de biotribología, que es la ciencia multidisciplinar que estudia los fenómenos de fricción, desgaste y la lubricación entre las superficies en contacto y en movimiento relativo en el interior del cuerpo humano.

Típicos ejemplos de la tribología aplicada a la biología son los que se muestran a continuación:

- Desgaste de las prótesis dentales.
- Tribología de las lentes de contacto y tribología ocular.
- Desgaste de las válvulas cardíacas artificiales.
- Fricción entre la piel y los tejidos, que reduce el confort de las zapatillas, calcetines y vestidos.
- Tribología a microniveles en el interior de las células, de los vasos y los capilares.
- Desgaste en el tejido muscular a causa del acumulo de plaquetas.
- Desgaste en el tejido óseo.
- Lubricación en las superficies del pericardio y de la pleura.
- Tribología de las articulaciones naturales y artificiales.

Con especial referencia al desgaste de las articulaciones humanas, la biotribología trata el estudio del consumo de las prótesis para conocer su vida útil y desarrollar los proyectos que pueden prolongar la duración de la misma. Esta ciencia está estrechamente relacionada con todos los aspectos de la tribología, que afectan a los sistemas biotribológicos.

Materiales para prótesis (biomaterial) deben interactuar con el tejido humano y los fluidos corporales para

mejorar o reemplazar las partes anatómicas de las articulaciones humanas. La investigación actual trata de mejorar las propiedades mecánicas de estos materiales para poder realizar dispositivos ortopédicos que, una vez implantados en el cuerpo humano, pueden durar a largo plazo sin desarrollar un daño debido al desgaste.

Este trabajo describe las técnicas experimentales utilizadas para estudiar el comportamiento tribológico de los materiales para prótesis de rodilla que representa una de las principales articulaciones sinoviales humanas del miembro inferior. También se presentan y discuten algunos resultados obtenidos en el laboratorio de Mecánica Aplicada de la Universidad de Salerno.

Conviene destacar que las implantaciones de prótesis de rodilla (TKR) son muy complejas en su diseño, precisamente se deben proyectar para resistir a las sollicitaciones mecánicas y a los excesivos ejercicios en la articulación en el día a día, y, sobre todo, tienen que resistir los efectos de la fatiga, a causa de la carga normal que se aplica con un número elevado de ciclos. Gracias a las grandes investigaciones se han desarrollado biomateriales más adaptados

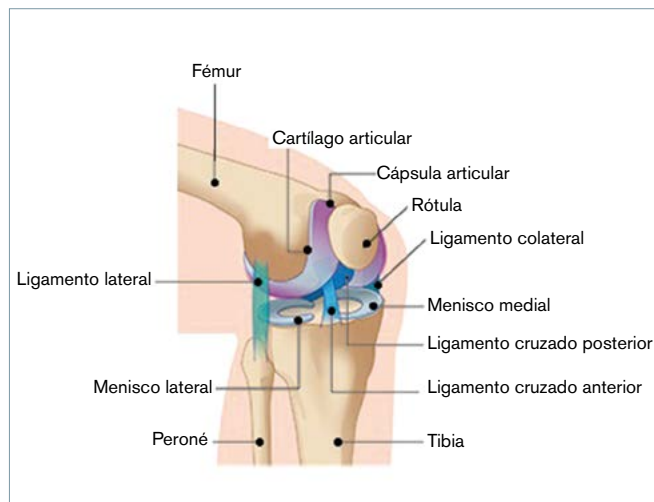


Figura 1: Anatomía de la rodilla.

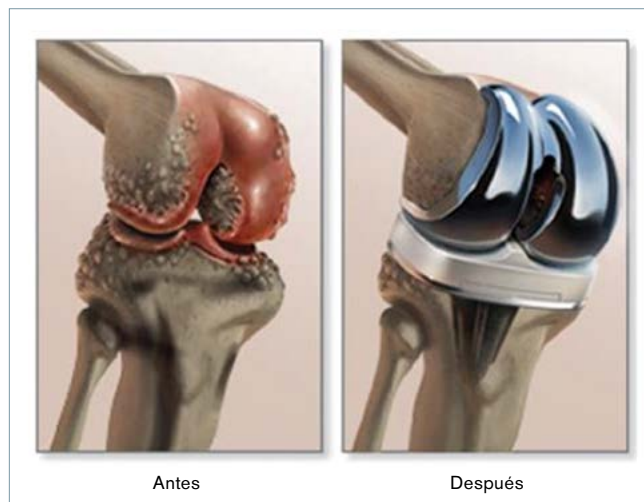


Figura 2. Prótesis articulares de rodilla.

al cuerpo y que están realizados por compuestos.

No existe un único diseño, la elección de los materiales que utilizar va en función de aquel diseño que mejor se adapta a las condiciones solicitadas, según la actividad física del paciente y la preferencia del médico quirúrgico.

La resistencia mecánica es fundamental en la proyección de los implantes ortopédicos de rodillas. Y los implantes protésicos tienen que ser suficientemente flexibles para consentir algunos de los estreses mecánicos aplicados en la rodilla, y descargados moderadamente encima de los huesos.

En el caso del diseño protésico, si la prótesis es demasiado rígida, el implante absorberá la mayor parte del estrés, protegiendo el hueso de las condiciones de cargas. Así se refuerza y se deja crecer el hueso. De hecho, el cuerpo humano pierde tejido óseo similar a la pérdida de masa muscular experimentada por las personas que levantan mucho peso en gimnasio durante un periodo largo de tiempo.

Debido a la funcionalidad de las articulaciones, en especial para las rodillas, los componentes femorales deben rozar con la superficie del inserto tibial, creando fricción. Por tanto, la resistencia al desgaste es importantísima, ya que, partículas minúsculas de material pueden incrustarse en la superficie y permanecer en el tejido muscular que envuelve el implante. Tales partículas pueden provocar movimientos asépticos, a causa de la pérdida de geometría o reacción inflamatoria con el tejido circundante.

Prótesis de rodilla

La rodilla, que es una de las articulaciones más importantes y más complejas en el cuerpo humano, se encuentra en el extremo inferior del muslo (fémur), la parte superior de la pierna (tibia) y la rótula (figura 1). Estos tres huesos están cubiertos por cartilago articular, que es una tela dura, lisa que permite el movimiento relativo de áreas de contacto.

Los meniscos están situados entre el fémur y la tibia con la función de absorber las tensiones del cuerpo a través de la tibia. Cuatro ligamentos principales unen el fémur a la tibia y proporcionan estabilidad. Los músculos largos del muslo dan fuerza a la rodilla. Las superficies restantes de la rodilla están cubiertas por la membrana sinovial que libera un líquido que lubrica el cartilago, reduciendo la fricción entre las partes en movimiento relativo. Esta articulación trabaja todo el día y por eso tenemos la necesidad de tenerla en un buen estado de salud. Si la rodilla no tiene un estado de salud bueno, esto puede causar molestias en nuestra vida cotidiana, al caminar o al correr. Se debe controlar la actividad deportiva, por ejemplo el correr causa daños de rebote en las rodillas y rebaja la consistencia del cartilago. De hecho, cuando este queda consumido los huesos entran en contacto directo o semi-indirecto y se desgastan mutuamente. El cartilago hace de amortiguador de los huesos que une para prevenir dicho efecto.

Cuando se consume casi totalmente, es la hora de cambiar la rodilla ori-

ginal por una prótesis (figura 2). Esta cirugía de reemplazo (*total knee replacement* – TKR) es hoy en día uno de los grandes avances en bioingeniería.

El consumo del cartilago se manifiesta a partir de los 50 años. Las cargas se van incrementando o restan iguales, según la variación de peso en el transcurso de la vida. El cartilago poco a poco se consume soportando la misma carga o más, pero con menos superficie de amortiguación. Debido a este consumo cuando se llega a un cierto punto inician los dolores. Con el consumo del cartilago se deja paso al hueso, que queda descubierto. El hueso se hipertrofia y se empieza a consumir, y esa es la fuente de dolor, porque la articulación no puede hacer su movimiento original y da lugar al desgaste del menisco. Llegados a este punto la única solución es la intervención ya explicada. Se debe introducir en el cuerpo dicha prótesis, que tiene que hacer la misma función que la rodilla original. La causa de la intervención se llama artrosis articular. Es una enfermedad crónica caracterizada por la degradación gradual del cartilago que provoca dolor y limita nuestra actividad física.

En la intervención se suprime el cartilago enfermo y los residuos de hueso del fémur y de la tibia y se reemplazan por dos componentes de metal (aleación de cobalto-cromo-molibdeno, generalmente). Entre estos dos componentes metálicos se coloca un inserto de polietileno que puede ser móvil o fijo para el componente tibial metálico. En algunos casos es necesario apli-

car un polietileno de implantes hasta la rótula. La prótesis total tipo actual (figura 3) consta, básicamente, de cuatro partes: una curva de placa metálica que se fija en la región distal del fémur, una placa de metal plana que se fija a la región proximal de la tibia, un polietileno (elemento espaciador) para mediar entre las dos placas y, por último, una rótula artificial de polietileno. Para fijar las placas de metal en las porciones óseas anteriores, hay dos estrategias diferentes: una implica el uso de un agente de la vinculación (rodilla cementada) mientras que la otra utiliza el proceso de regeneración de hueso (prótesis de rodilla no cementada).

Los materiales con que se producen hoy en día las rodillas son biocompatibles, no deben dar lugar a una reacción del sistema inmune e introducir propiedades mecánicas tales como para soportar la carga y la tensión ejercida por la parte superior del cuerpo humano. También deben ser capaces de mantener la forma del componente un largo tiempo sin desgaste.

Es importante distinguir los mecanismos fundamentales de desgaste (adhesión, abrasión y fatiga). Los cambios en el aspecto (características morfológicas) de la superficie de apoyo se conocen como el daño de desgaste y los modos de desgaste y se determinan viendo el funcionamiento en la prótesis. Uno o más mecanismos clásicos de desgaste pueden funcionar a la vez y producir un modo particular de desgaste, y una prótesis puede tener diversos modos particulares durante su duración in vivo. El tipo predominante de desgaste de una prótesis articular puede ser diverso, porque su funcionamiento varía en función de su proyección. También pueden verificarse diversos tipos de desgaste en un momento diverso durante la vida útil del implante. El daño de un implante es el resultado de todo los mecanismos de desgaste que han actuado sobre este de este durante su vida útil³.

Los modos de desgaste que actúan en una TKR son los siguientes:

- Modo 1: Resultado del desgaste a partir del movimiento que se proyecta porque se produce entre las superficies de contacto primarias, como el movimiento anatómico en la superficie de polietileno.

- Modo 2: El desgaste se refiere a la condición de la superficie de apoyo

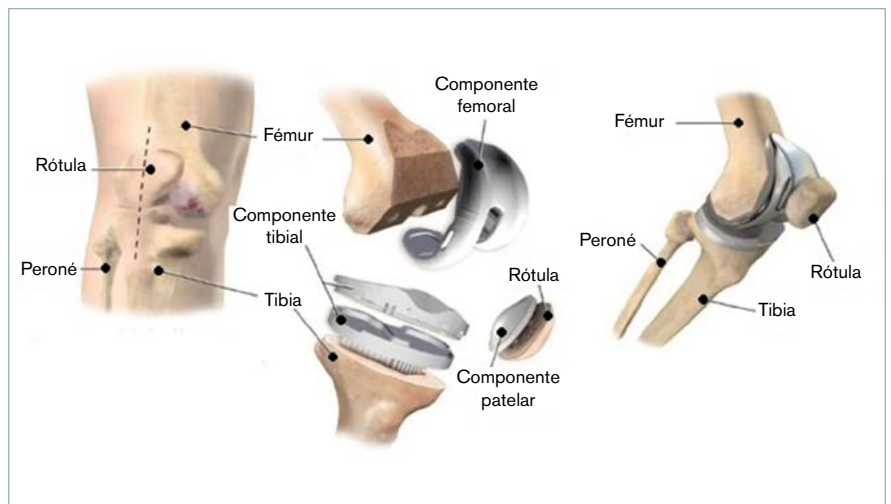


Figura 3. Componentes de la prótesis de rodilla.

primaria en polietileno con el inserto tibial que la aguanta. Un ejemplo es la cara inferior del inserto tibial que roza con el componente tibial, uno de metal y el otro de plástico.

- Modo 3: Se refiere al desgaste de la superficie primaria de apoyo con el componente femoral, como en el modo 1 pero con partículas contaminantes de un tercer cuerpo. De este modo, dichas partículas se desgastan directamente una o dos superficies de contacto primarias. Este modo de desgaste se conoce como desgaste a tres cuerpos o Three Bodies o usura abrasiva y causa cambios permanentes en las superficies de contacto primario de la prótesis.

- Modo 4: Se refiere a dos superficies secundarias (no principales) que rozan entre sí. Un ejemplo es el modo de desgaste que incluye la colisión del componente femoral con el borde del inserto tibial: movimiento de cara metal-cemento o hueso-cemento o un revestimiento porosos con una superficie metálica; movimiento entre la cara exterior del inserto tibial con el soporte metálico y el rozamiento entre un tornillo de sujeción con otra parte metálica. Las partículas producidas por este tipo de desgaste pueden causar un desgaste abrasivo y una infección de la zona.

El modo 1 de desgaste es necesario para el funcionamiento de la prótesis, mientras que los modos 2, 3 y 4 no son intencionados. Las condiciones operativas in vivo son variables y diversos tipos de desgaste se pueden verificar simultáneamente. La importancia clí-

nica y la interacción de los modos de desgaste los aclararemos con un ejemplo: una cadera o una prótesis de rodillas que están bien fijadas y funcionan bien tienen una baja tasa de desgaste superficial articular en el modo 1³.

La liberación gradual de partículas de polietileno en el tejido muscular puede provocar una baja velocidad de absorción de esfuerzos por parte del hueso, que puede aumentar el movimiento relativo entre el implante y el hueso adyacente. Tal movimiento relativo provoca que el modo 4, según del tipo de prótesis articular, pueda generar partículas de hueso, cemento o metal. Dichas partículas pueden influir en el modo 1 pasando a través del contacto directo provocando desgaste a tres cuerpos (modo 3). El componente femoral puede ser rayado de esta interacción. Además, en un modo independiente, las partículas duras pueden incorporarse en el polietileno y actuar como una fuente abrasiva en curso. La mayor rugosidad superficial de apoyo del componente femoral puede aumentar la velocidad de desgaste del polietileno en el modo 1, a causa del mayor desgaste abrasivo de dos cuerpos. Este desgaste del polietileno puede aumentar la tasa de producción de partículas de este material, que incrementa la tasa de absorción del hueso, con su consecuente movimiento relativo y posible fallo eventual del implante. En el transcurso del tiempo, la secuencia de eventos es variable. Desde el punto de vista práctico, un problema con la fijación puede traer problemas de desgaste y viceversa.

Implant Alloy	Trade name ASTM designation	Young's Modulus Gpa	Yeld Strength MPa	Ultimate Strength MPa	Fatigue Strength MPa	Hardness HV	Elongation at fracture %
Stainless Steel	Protusal S30	190	792	930	241-820	130-180	43-45
Co-Cr-Mo	Alivium	210-253	448-841	655-1277	207-950	300-400	4-14
	Vitallium W	210	448-1606	1896	586-1220	300-400	10-22
	HS25I	200-230	300-2000	800-2068	340-520	8-50	10-40
	TJA	200-230	960	1300	200-300	41	20
Ti	CSTi	110	485	760	300	120-200	14-18
	IsoTan	116	897-1034	965-1103	620-689	310	14-18
	Ti5A12.5Fe	100-110	780	860	300-725	310	7-13
	Ni45Ti	28-110	621-793	827-1172	<200	40-62	1-60

Tabla 3.1. Propiedades mecánicas de las aleaciones de los implantes¹³.

Materiales de reemplazo de rodilla

Muchas combinaciones de materiales se utilizan hoy en día para las prótesis, entre ellos las parejas más utilizadas son: metal-polietileno, metal-metal, cerámica-cerámica y cerámica-polietileno^{4,5}. Además, los materiales dentro de la artroplastia de rodilla son escogidos en función de la resistencia química y la biocompatibilidad. Según el modo de interacción del material con el cuerpo y las sustancias químicas en el interior, se puede producir corrosión y causar inflamación en el interior de la prótesis entre la junta y la mecánica del implante.

Aleaciones metálicas

Las aleaciones metálicas son los materiales más utilizados en los implantes ortopédicos. Mientras que algunos materiales puros tienen características excelentes para su uso como prótesis, los materiales compuestos se utilizan para producir nuevos elementos metálicos únicos que tienen un buen equilibrio de las características deseadas.

Aceros inoxidables, aleaciones de cromo-cobalto y las aleaciones de titanio son los materiales principales de las prótesis totales de rodilla. El acero inoxidable es una aleación muy fuerte con una baja composición de otros materiales como el cobalto-cromo que, a su vez, son muy duros, biocompatibles y resistentes a la corrosión y el molibdeno le da tenacidad. Las aleaciones de titanio son las más flexibles de todas las aleaciones utilizadas en la ortopedia,

con un peso más ligero que la mayor parte de las aleaciones ortopédicas, gracias a la variación del grado de aluminio y vanadio.

En la tabla 1 se muestran las propiedades mecánicas del acero inoxidable, las aleaciones cobalto-cromo y las aleaciones de titanio. El cobalto-cromo está considerado el material más elegido para los componentes femorales, y es el más rígido, el más fuerte y el más duro de cuanto lo puedan ser el acero inoxidable y el titanio. Estos materiales son utilizados para los componentes femorales y tibiales. Además, son los últimos materiales desarrollados por la tecnología actual⁶.

El plato tibial, en su funcionamiento no articular, no necesita las propiedades de dureza superficial para las medidas del elemento femoral. Por tanto, el plato tibial muchas veces se hace de alguna aleación metálica robusta indicada en la tabla anterior. Con el control de la biocompatibilidad, que es un factor característico en la elección de los materiales, se garantiza una buena aceptación por parte del cuerpo.

El titanio es muy biocompatible. Por eso, las aleaciones de titanio se utilizan muchísimo en la fabricación de los componentes tibiales. También son más flexibles que el acero y el cobalto-cromo. Permiten el estrés mecánico aplicado en la rodilla para que se transfiera eficazmente al hueso, favoreciendo así el crecimiento de este. Comparar las propiedades físicas y mecánicas del hueso permiten al material favorecer la generación ósea entre la tibia y

el implante protésico, sustituyendo la necesidad del cemento.

Revestimientos cerámicos

Los modos de fallo de las prótesis totales de rodilla (TKR) son la osteólisis y el movimiento aseptico causado por los derbis de polietileno. Con los factores principales se constituyen las entidades de desgaste:

- El nivel de la actividad física del paciente.
- El esfuerzo aplicado a la articulación.
- Las propiedades del material y las imperfecciones superficiales del implante.
- Las propiedades mecánicas de las cerámicas que hacen de ello una buena elección para los implantes de rodillas según el aumento de las prestaciones de los implantes y el rango de edad entre personas mayores y jóvenes. En particular los jóvenes son la generación más activa debido a su actividad física. De ahí que deba tener una cierta dureza, permeabilidad y biocompatibilidad. Estas propiedades favorecen la elección de las cerámicas como material para prótesis o, por lo menos, de recubrimiento de otros materiales no cerámicos.

Las cerámicas son extremadamente duras y cuanto mayor sea la dureza mayor será la resistencia al desgaste y al *scratch*. También son muy permeables al líquido polar y al líquido sinovial que se encuentra en la rodilla. El líquido se extiende sobre la superficie de la materia, obteniendo así una mayor lubricación de la superficie.

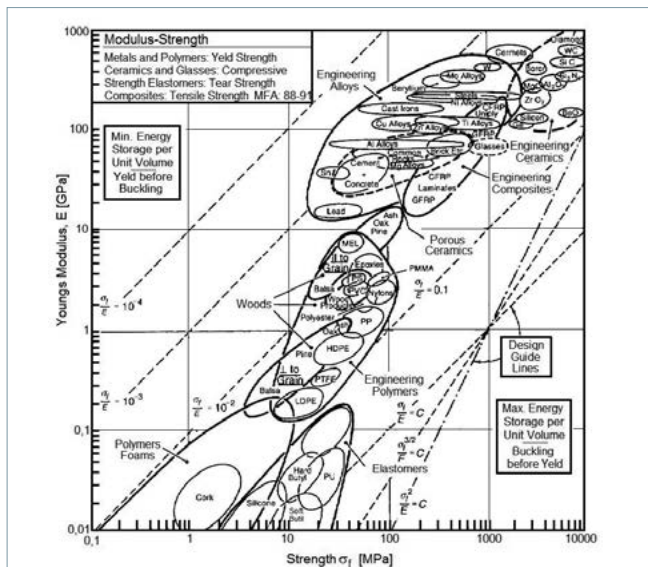


Figura 4. Diagrama Ashby para la selección de materiales⁷.

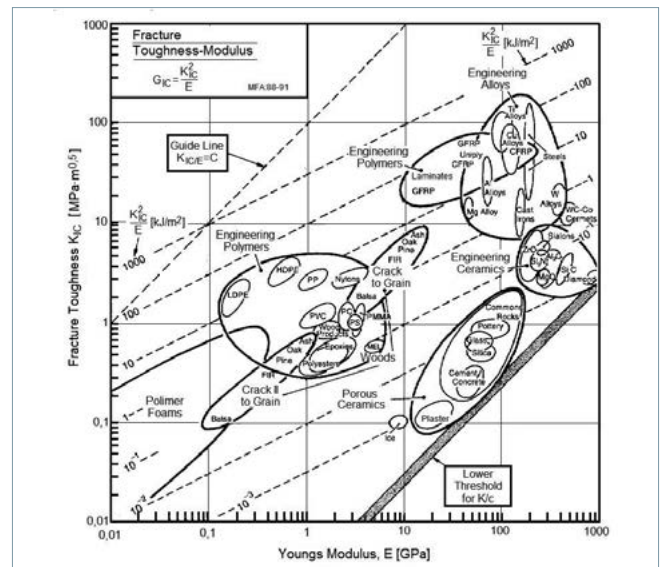


Figura 5. Tenacidad de fractura versus módulo de Young⁷.

Existen cerámicas en su estado oxidativo máximo que son químicamente estables. Al contrario, los metales liberan iones en el interior del cuerpo, que, en algunos casos, reaccionan químicamente con el tejido muscular y pueden acarrear infecciones y un control quirúrgico. Cerca del 10-15% de los americanos son sensibles al níquel (Ni), que muchas veces llevan dentro aleaciones de cromo-cobalto convencional. Los revestimientos de cerámica aportan un escudo a estos iones metálicos, haciendo que el material sea fiable a largo plazo⁸.

Alúmina (Al₂O₃)

El óxido de aluminio o alúmina es un material cerámico muy duro con un bajo coeficiente de fricción, que lo hace ideal para los revestimientos para prótesis articulares de rodillas. A causa del crecimiento del grano que resulta de su proceso de sinterización, la alúmina puede ser producida con algunas porosidades indeseadas. Sin embargo, los granos grandes en la microestructura del material, que determinan una debilidad y una mayor fractura, pueden ser en gran parte evitados insiriendo óxido de calcio (CaO) u óxido de magnesio (MgO) en el proceso de sinterización.

Su fuerte estructura cristalina se traduce también en su defecto indeseado en sus características, una baja resistencia a la propagación de las grietas. La alúmina presenta valores de resistencia a la fractura bajos,

muy inferiores a aquellos de las aleaciones metálicas utilizadas, o sea que el material no conseguirá deformarse ante una fuerza mayor.

El óxido de zirconio o zirconita es un material muy fuerte, con una resistencia a la fractura y a la flexión de valores de cerca dos veces más grande que la alúmina. Además, la investigación de la zirconita ha determinado que esa misma reduce el desgaste del polietileno entre 4 y 5 veces respecto al cobalto-cromo (Co-Cr). Muy inestable en la naturaleza, la zirconita necesita juntarse con otro material para estabilizarse y confirmar que la unión es segura en el interior del cuerpo. Los materiales cerámicos compuestos han sido desarrollados para combinar la estabilidad química y el bajo coeficiente de fricción de la alúmina con la resistencia mecánica y la resistencia a la fractura de la zirconita.

La alúmina y la zirconita están consideradas susceptibles a la rotura frágil respecto a las aleaciones metálicas convencionales. Por lo tanto, los estudios se han concentrado en la búsqueda de materiales avanzados que unan una estructura sólida con una cierta dureza superficial.

Zirconita (ZrO₂)

El óxido de zirconio o zirconita es un material muy fuerte, con una resistencia a la fractura y a la flexión de valores de cerca del doble que la alúmina. Además, la investigación de la zirconita ha determinado que redu-

ce el desgaste del polietileno entre 4 y 5 veces respecto al cobalto-cromo (Co-Cr). Muy inestable en la naturaleza, la zirconita necesita ser juntada con otro material para estabilizarse y confirmar que la unión es segura en el interior del cuerpo. Los materiales cerámicos compuestos han sido desarrollados para combinar la estabilidad química y el bajo coeficiente de fricción de la alúmina con la resistencia mecánica y la resistencia a la fractura de la zirconita.

Referenciando el diagrama de tenacidad de fractura versus módulo de Young, la alúmina y la zirconita están consideradas susceptibles de rotura frágil respecto a las aleaciones metálicas convencionales. Por lo tanto, los estudios se han concentrado en la búsqueda de materiales avanzados que unan una estructura sólida con una cierta dureza superficial.

Nitruro de Titanio (TiN)

El nitruro de titanio es un revestimiento cerámico muy duro, 2.000-2.500 HV, haciéndolo un material privilegiado para su utilización en los componentes articulares médicos. Con mayores propiedades de dureza con respecto a la alúmina, los revestimientos de TiN reducen notablemente la resistencia al desgaste de los materiales en aleaciones metálicas. El nitruro de titanio aporta también un acabado superficial liso a las aleaciones metálicas.

Respecto a un componente en aleación de cobalto-cromo no revestido,



Figura 6. Elementos de prótesis en UHMWPE.

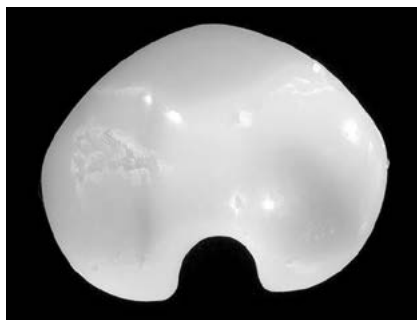


Figura 7. Comparación entre una pieza de UHMWPE usada y una nueva.

Property	GUR® 1050	25kGy	50kGy	100kGy	200kGy
Yield Stress [Mpa]	20±1,0	19±0,4	19,9±0,8	18,9±0,7	20,2±1,0
Modulus [Mpa]	495±56	433±14	412±50	386±23	266±30
J _{1c} [kJ/m ²]	2,1	23,8	76,2	90	80
J _{ss} [kJ/m ²]	116,9±0,1	101,2±0,1	98,5±0,2	87,6±0,1	79,3±1,9
True stress at break [Mpa]	315,5±31,5	284,8±18,0	237,6±12,3	185,7±7,5	126,0±14,0
True strain at break	1,82±0,01	1,74±0,03	1,59±0,01	1,50±0,02	1,37±0,06

Tabla 3.2. Parámetros físicos del UHMWPE en función de la radiación^{10,11}.

el nitruro de titanio le da una serie de ventajas. Este tipo de revestimiento reduce la tasa de desgaste en casi el 50%, mientras que también se reduce el coeficiente de fricción a cerca del 12%. Además, el TiN es muy biocompatible. Este fue el propósito para hallar este tipo de material. El diagrama de las figuras 4 y 5 es una guía práctica para la selección de materiales⁷.

Lad 2 Polímeros

El polietileno a altísimo peso molecular (UHMWPE) es un material convencional utilizado en insertos tibiales y componentes tibiales que sirve para amortiguar el menisco. Siendo sus propiedades valores de resistencia muy altos, el inserto tibial permite que el metal o componente femoral de cerámica se deslice uniformemente sobre su superficie, imitando el movimiento natural de la rodilla con la baja fricción del cartílago contra el menisco. El UHMWPE se utiliza también en componentes protésicos de rótula (figura 6).

El componente tibial convencional de hoy en día consiste en un elemento de metal (MB) con un soporte en polietileno, respecto a aquellos sin dicho

soporte en polietileno (AP) de 1970. Con diferencias significativas en la funcionalidad y las prestaciones de los dos modelos estudiados por Adalberth (2001), una proyección del inserto tibial en polietileno puede ayudar a economizar dichas prótesis y contribuir con el Sistema Nacional de Salud.

Con pocas elecciones clínicamente probadas, el polietileno es fundamentalmente bueno para la libre circulación y el funcionamiento práctico a disposición de los pacientes con problemas en las rodillas, limitando la posibilidad de crear junciones en la prótesis o sufrir la fusión permanente de la rodilla⁹.

Los problemas de desgaste y daño a fatiga del UHMWPE continúan limitando la longevidad de las sustituciones de rodillas. La TKR cuenta con una vida media de 20 años. Cerca del 25% de los controles de estas prótesis se deben al desgaste o al daño de la superficie tibial o del inserto, en los cuales la inserción de los derbis de material puede provocar un fallo en la prótesis.

El método de Hood sirve como referencia fundamental para determinar el modelo de daño de los componentes

de UHMWPE, entre los que se encuentran: *scratch* (90%), *pitting* (81%) y *burnishing* (75%), que son las formas más comunes de daño superficial. Las investigaciones también han determinado que la proyección de la prótesis y el peso del paciente tienen un efecto directo sobre la magnitud del desgaste, los mecanismos de fatiga aplicados en la generación de derbis que puedan provocar infecciones en el tejido muscular.

La osteólisis (exposición del hueso a las partículas de UHMWPE, cemento óseo o derbis metálicas) se considera una complicación importante en las TKR. Se han encontrado estos efectos en el 30% de los implantes protésicos de rodillas no cementados con respecto al 0-20% de los implantes cementados entre los primeros 5 años de la cirugía.

Los efectos de la osteólisis y el desgaste de los elementos de UHMWPE pueden evitarse en gran parte con el uso de UHMWPE altamente reticulado (UHMW *cross-linking*). La reticulación (*cross-linking* en inglés) del material con el uso de radiaciones gama a haz electrónico ha demostrado reducir el desgaste superficial hasta el 81%. Como resultado, esto tiene un efecto negativo sobre algunas propiedades mecánicas fundamentales del elemento en polietileno. Los valores a la propagación de grietas por fatiga, resistencia a la tracción, resistencia a la enervación y a la carga de rotura se reducen cuanto mayor es la reticulación. Por tanto, con la presencia de una fisura en el elemento no se propagará tan rápidamente en un elemento en UHMWPE *cross-linking* que en un elemento convencional.

La tabla 3.2 debajo muestra el efecto de la reticulación para distintos grados de dosis de radiación y sus propie-



Figura 8. Tribómetro Reciprocatory Friction Monitor (DUCOM).

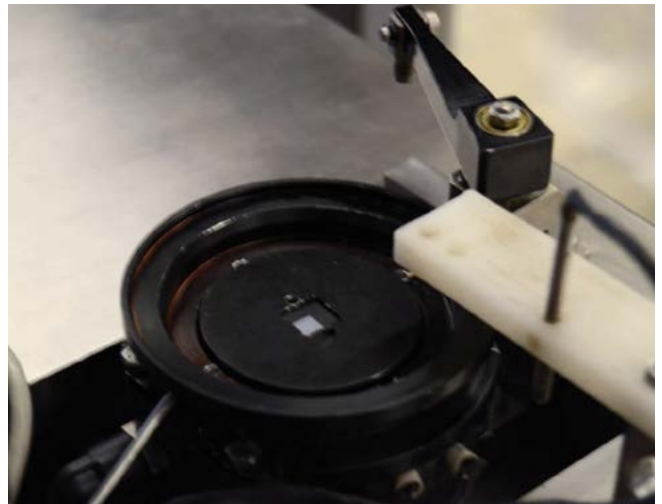


Figura 9. Detalle de zona de trabajo.

dades mecánicas asociadas^{10,11}. Como podemos observar, la resistencia a la fractura aumenta según la dosis de radiaciones que apliquemos a la pieza, mientras que la ductilidad y la rigidez disminuyen significativamente. En la intención de aumentar la resistencia al desgaste del UHMWPE, se tiene que comprender que ganamos en algunas cosas pero en otras no en gran medida. El uso de la reticulación hoy en día todavía es objeto de discusión y controversia; de ahí que se estén llevando a cabo muchas investigaciones.

Investigación experimental

Es importantísimo saber cómo funciona el desgaste dentro de una prótesis de rodilla para ver cómo puede afectar a la salud de todo aquello que lo rodea.

Las primeras pruebas se hacían con los tribómetros *pin-on-disc*. Pero estos tribómetros no daban resultados objetivos y en muchos casos se hacían sin lubricación, lo cual no estaba bien porque en la rodilla hay un lubricante natural llamado líquido sinovial que favorece el movimiento de la articulación. Ahora las pruebas se hacen en tribómetros especiales proyectados para este tipo de tarea.

En este capítulo haremos un pequeño estudio sobre las características tribológicas del UHMWPE haciendo una serie de pruebas en el Laboratorio di Meccanica Applicata alle Macchine del Dipartimento di Ingegneria Industriale de la Università di Salerno.

El objetivo es hallar las características generales del material

para poder ver si en un futuro se podría mejorar su resistencia al desgaste.

Queremos averiguar el desgaste y la fricción del polietileno con el acero y el titanio utilizado en las prótesis. Para poder hacer dicho estudio utilizaremos el tribómetro Reciprocatory Friction Monitor (DUCOM), que es de la clase *pin-on-slab* o *pin-on-flat* de movimiento recíproco (figura 8). Los datos son recogidos por el programa Winducom que nos facilita el fabricante del mismo tribómetro. Después de haber obtenido dichos datos, procederemos a analizarlos para poder comparar el emparejamiento con cada uno de los materiales.

Este equipo realiza pruebas con un movimiento alternativo o recíproco, es del tipo *pin-on-slab* o *pin-on-flat*, en el que como pin podemos poner una esfera o un pin propiamente dicho, que serán los causantes del desgaste. En la parte inferior se pone un disco o un cuadrado y es la parte fija del tribómetro donde se verá la línea de desgaste. Los datos se obtendrán gracias a un *software* que suministra el mismo fabricante de la máquina y que está dedicado solo a evaluar los parámetros fundamentales que se le introducen. El programa te devuelve las curvas de la fuerza de fricción y a partir de esta con la fuerza de cierre del sistema aplicada en el contacto calcula el coeficiente de fricción y hace la gráfica de su progresión.

Las principales características se pueden recoger en condiciones secas y de lubricación. Permite también estimar las características de desgaste en

todos los materiales. Este dispositivo está indicado también para realizar pruebas biotribológicas y permite el ensayo de materiales que se van a introducir en el cuerpo humano.

La máquina puede aplicar unas cargas de contacto desde un 1 N hasta 20 N. Puede operar con un gran rango de frecuencias desde 0,1 Hz hasta 35 Hz. Nos permite fijar una serie de parámetros, como la humedad, la temperatura y la carrera que queramos que haga encima del material que se prueba. Estos parámetros se controlan gracias a una serie de sensores insertados en el ambiente de trabajo. Una temperatura alta se obtiene gracias a una resistencia eléctrica que mantiene este parámetro donde deseamos. Los datos se recogen gracias a un termopar ubicado en la cámara. Podemos saber la temperatura de la cámara de trabajo, del lubricante y de la superficie fija durante el desarrollo del test.

La figura 9 muestra el detalle de zona de trabajo. Podemos ver el termopar insertado en la pieza de plástico y el brazo que aplica la carga en el ensayo.

La parte experimental de este trabajo está destinado a pruebas de desgaste y de fricción para el polietileno a altísima densidad (UHMWPE). Se escogieron esferas de dos materiales para hacer las pruebas con el polietileno. El primero fue el acero inoxidable AISI 420C (módulo de Young = 200 Gpa; módulo de Poisson = 0,28; dureza HRC = 28 ÷ 42) y el segundo fue el titanio TiAl6V4 (módulo de Young = 114 Gpa; módulo de Poisson = 0,34; dureza

za HRC > 52). El polietileno a altísima densidad es del tipo GUR 1050, que se utiliza muchísimo para los implantes corporales porque ya viene esterilizado con una cierta radicación que lo dota de unas determinadas propiedades. Se cortó de un inserto tibial en cuadrados de 5 x 5 x 5 milímetros. Como lubricante se ha utilizado un fármaco llamado Hyalgan®, cuya formulación contiene una gran cantidad de hialuronato sódico. Este se utiliza

para ayudar a regenerar el cartílago y es muy parecido en consistencia y en propiedades al líquido sinovial que tenemos en las rodillas.

Las pruebas que se han hecho han sido la mitad en seco y la otra mitad con lubricante. Las pruebas se hicieron en un rango de fuerzas de 10, 15 y 20 N y un rango de frecuencias de 5, 10 y 20. Las fuerzas no se han elegido porque sí, sino que se intentaba representar la presión de contacto, que es

entre unos 16 MPa y unos 31 MPa según el peso de la persona y el tipo de prótesis.

Resultados obtenidos y conclusiones

En los siguientes diagramas se muestran los valores de la tasa de desgaste y coeficiente de fricción en función de la carga aplicada con y sin lubricación. Para medir el desgaste se realizaron las mediciones de peso antes y después de

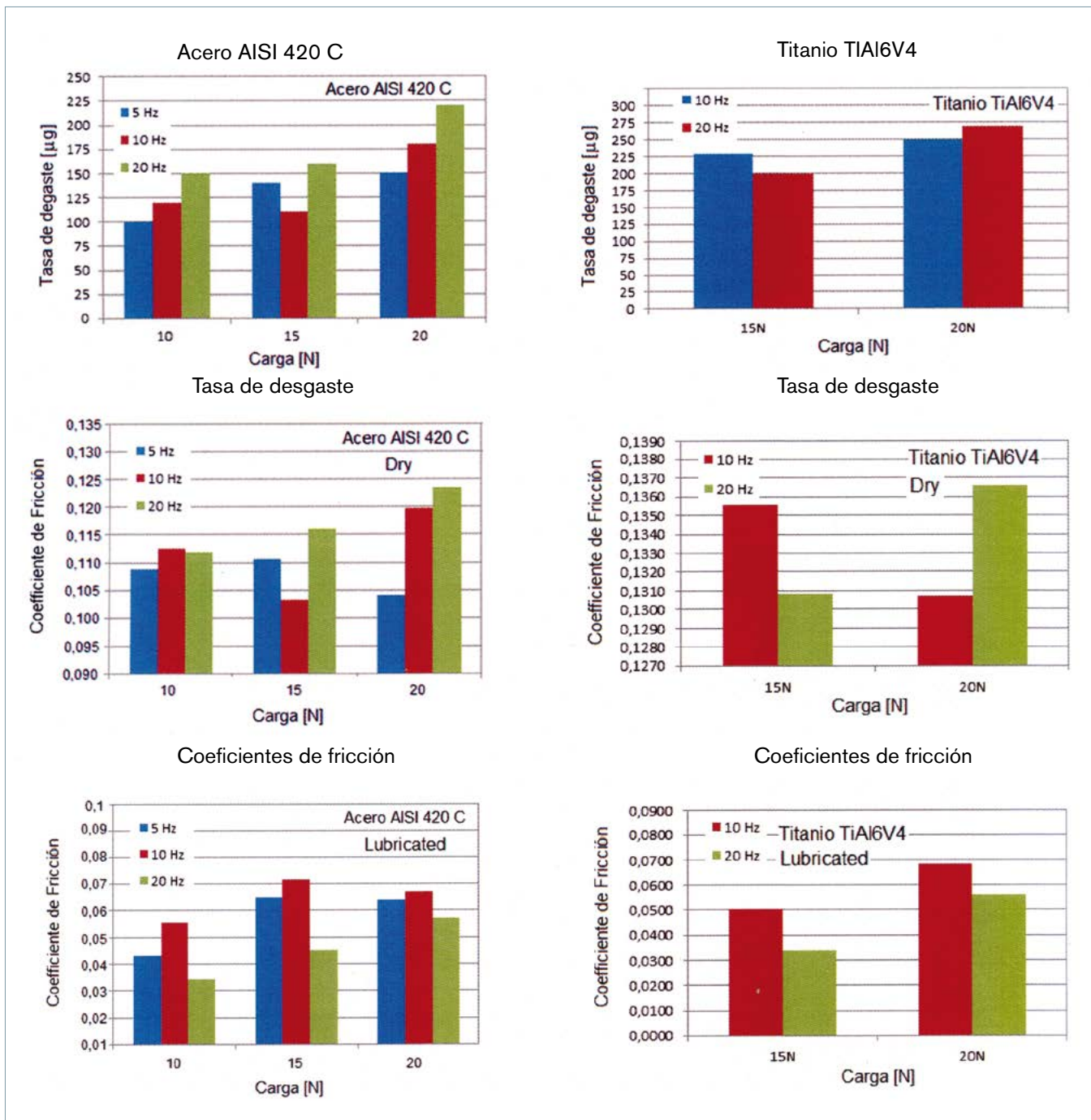


Figura 10. Podemos ver que las tasas de desgaste aumentan según se incrementan la carga y la frecuencia, menos una pequeña excepción en la carga 15 N a 10 Hz que resulta desgastarse un poco menos de la norma.

cada prueba con el fin de determinar cuánto material se eliminó durante el proceso que duraba la prueba.

Los valores no distan mucho unos de otros y se incrementa en unas décimas de micras su valor al cambiar de frecuencia. El aumento con la frecuencia se explica porque al intentar ir más rápido se tiene que superar una fuerza mayor para incrementar la velocidad.

Se puede apreciar en condiciones secas el aumento de coeficiente de fricción debido a la frecuencia. Esto se debe a que a más velocidad se debe hacer una fuerza superior para poder vencer la resistencia de la fricción. Tenemos una excepción, como comentamos en el apartado anterior, y es que a 15 N y 10 Hz nos sale un coeficiente de fricción más bajo. Esto se puede deber a que la esfera entra en un régimen de fluidodinámica, por lo cual va más rápido.

En la parte con lubricante podemos ver que aumenta de 5 a 10 Hz pero en 20 Hz baja. Esto se debe a la naturaleza del lubricante, el cual es muy denso pero con una gran velocidad se vuelve más líquido y permite un mejor deslizamiento de la esfera durante la prueba.

Hemos podido ver que en condiciones secas el acero ha marcado mejores valores tanto de tasa de desgaste como de coeficiente de fricción. Esto es bueno porque en vivo tenemos que reducir al mínimo la cantidad de derris, porque causan la gran mayoría de complicaciones a la hora de las infecciones y su posterior tratamiento. Con lubricante los coeficientes son muy parecidos y casi no hay diferencia. Esto quiere decir que los dos materiales tendrían un buen comportamiento dentro del cuerpo.

Podríamos decir que el UHMW es un material buenísimo porque cuesta mucho desgastarlo si no es metiéndole mucha carga y a muy largo plazo. Según otros estudios durante una vida de dos años la prótesis solo pierde 2 mg. Nosotros solo hemos conseguido desgastar una décima parte de esta, lo cual ya es bastante viendo otros resultados en otras lecturas.

Como conclusión pensamos que siempre hay que ir avanzando en esta materia. Hemos podido ver y comprobar que ya de por sí este material es muy bueno y no causa problemas, pero

nosotros, los ingenieros, tenemos que seguir investigando para hallar materiales que se comporten mejor que los que tenemos actualmente. El acero que hemos probado se parece al que se utiliza en las prótesis y ha marcado los mejores resultados, pero el acero tiene ciertos problemas de biocompatibilidad. Por lo tanto, debemos intentar conseguir estas mismas características en otros materiales que tengan una buena aceptación por parte del cuerpo humano, ya que lo llevaremos un periodo largo de tiempo. Nos gustaría acabar diciendo que ha sido un gran trabajo en el que hemos aprendido conceptos que desconocíamos totalmente y que en un futuro pueden llegar a sernos muy útiles para nuestro trabajo.

Agradecemos a Elías Pérez del Canto su actividad de medida y elaboración de datos durante el desarrollo de su Trabajo de Fin de Grado llevada a cabo en el Laboratorio de Mecánica Aplicada de la Universidad de Salerno (IT) dentro del marco del programa Erasmus+ para estudiantes.

Bibliografía

1. R. A. Singh and E. Sung Yoon: Biomimetics in Tribology - Recent Developments. Nano-Bio Research Center, Korea Institute of Science and Technology, Seoul 130-650 (Received 20 August 2007).
2. P. Gruber et al. (eds.) Biomimetics - Materials, Structures and Processes, Biological and Medical Physics. Biomedical Engineering, DOI 10.1007/978-3-642-11934-7_3, © Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2011.
3. T.P. Schmalzried and J.J. Callaghan: Current concepts review- Wear in total hip and knee replacements. *J. Bone, Jt Surg. Am.* 81 (1999).
4. Zimmer's Gender Solutions: The first knee designed specifically for women. On line source.
5. Zimmer's Gender Solutions: Materials used in orthopaedic implants. On line source.
6. J. J. Callaghan: The adult knee. 2 volumes. Edited by J. J. Callaghan et al. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2003. ISBN: 0-7817-3247-6.
7. M.F. Ashby: materials selection mechanical design. Second edition. Department of Engineering, Cambridge, University, England. Butterworth Heinemann, Oxford Auckland Boston Johannesburg Melbourne Newdelhi. ISBN 0 7506 4357 9 (2000).
8. Bioceramics and Alternative Bearings in Joint Arthroplasty. 12th BIOLOX® Symposium Seoul, Republic of Korea September 7 - 8, 2007 Proceeding. Editors: Jun-Dong Chang M.D, Karl Billau. ISBN: 978-3-7985-1782-0 (Print) 978-3-7985-1783-7.
9. S.M. Kurtz: UHMWPE Biomaterials Handbook: Elsevier Academic Press (3rd Edition-2015), William Andrew, ISBN 9780323354011 e Book ISBN :9780323354356.
10. Rice JR, Sorensen EP. Continuing crack-tip deformation and fracture for plane-strain crack

growth in elastic-plastic solids. *J Mech Phys Solids* 1978;26:163-86.

11. A. Gomoll, T. Wanich, A. Bellare: J-integral fracture toughness and tearing modulus measurement of radiation cross-linked UHMWPE. Orthopaedic Research Laboratory, Department of Orthopaedic Surgery, Brigham and Women's Hospital, Harvard Medical School.
12. A. Z. Szeri. Tribology: friction, lubrication, and wear. Published Washington: Hemisphere Pub. Corp. (1980). ISBN 0070626634 (McGraw-Hill).
13. J. Halling: Introduzione alla tribologia. Attrito, usura, lubrificazione - Tecniche Nuove (1981).
14. J.H. Dumbleton, Tribology of natural and artificial joints. Tribology Series 3. Elsevier Scientific Publishing Company. (1981).
15. D. Dowson, History of Tribology. Professional Engineering Publishing Limited, London. (1998).
16. F. Chavez Martinez: La tribología: Ciencia y tecnología para el mantenimiento. Editorial Limusa (2002), ISBN: 9789681853174.
17. B. Bhushan: Principles and applications of tribology. J. Wiley & Sons, INC. (2002). ISBN 978-0-471-15893-6.
18. W. Stachowiak, A.W. Batchelor: Experimental Methods in Tribology. Elsevier Science (2004). ISBN :9780444515896.
19. R. G. Bayer: Mechanical Wear Fundamentals and Testing. CRC Press (2004) Series: Mechanical Engineering ISBN 9780824746209.
20. Stachowiak, A.W. Batchelor: Engineering Tribology. Elsevier Butterworth-Heinemann -USA (2005). ISBN: 13978-0-7506-7836-0.
21. R.R. Seeley, T.D. Stephens and P. Tate: Anatomy & Physiology. (2006). Edizione italiana a cura di F. Amenta et alii.
22. G.E. Totten. Handbook of Lubrication and Tribology: Volume I (2006). Taylor & Francis Group, Boca Raton, London. New York. ISBN-10: 0-8493-2095-X.
23. R. Gohar and H. Rahnejat, Fundamentals of Tribology. Imperial College Press, Editor Tjan Kwang Wei. (2008).
24. A. Ruggiero and C. D'Agostino, Synovial Biobearings: where tribology meets biology. International Journal of Mechanical Engineering and Industrial Design - ISSN:2280-6407 (2015), 3(2): 8-14.
25. S. Affatato, A. Ruggiero M. Merola, Advanced biomaterials in hip joint arthroplasty. A review on polymer and ceramics composites as alternative bearings. (2015) Composites Part B: Engineering, 83, art. no. 3697, pp. 276-283. DOI: 10.1016/j.compositesb.2015.07.019.
26. A. Ruggiero and C. D'Agostino: On the Bio-Tribological Behavior of Lower Limb Synovial Joints. International Journal of Mechanical Engineering and Industrial Design - ISSN:2280-6407 (2016), 1(1): 1-12.
27. A. Ruggiero, R. D'Amato, E. Gómez, Experimental analysis of tribological behavior of UHMWPE against AISI420C and against TiAl6V4 alloy under dry and lubricated conditions. (2015) Tribology International, 92, pp. 154-161. DOI: 10.1016/j.triboint.2015.06.005.

Alessandro Ruggiero

ruggiero@unisa.it

Departamento de Ingeniería Industrial, Universidad de Salerno, Salerno, Italia.

Camilla D'Agostino

Departamento de Ingeniería Industrial, Universidad de Salerno, Salerno, Italia.