

# DISCURSOS

LEIDOS ANTE LA

## Real Academia de Medicina de Valencia

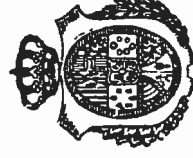
EN LA RECEPCION DEL ACADEMICO ELECTO

Prof. Dr. D. FRANCISCO GOMAR GUARNER

EL DIA 6 DE MAYO DE 1966

Y CONTESTACION POR EL ACADEMICO NUMERARIO

Ilmo Sr. Prof Dr D. JUAN JOSE BARCIA GOYANES



# DISCURSO DE RECEPCION

DEL ACADEMICO ELECTO

Prof. Dr. D. FRANCISCO GOMAR GUARNER

Excelentísimo Sr. Presidente,  
Excelentísimos e Ilustrísimos Señores,  
Señores Académicos,  
Señoras y Señores:

Por designio de la Providencia y en coyuntura dolorosa e inesperada para todos y tras varios años de residir en Sevilla, volvía yo a Valencia, la que recuperada de su reciente inundación catastrófica, se me ofrecía otra vez pujante como en los versos de Antonio Machado:

«Dominando a un ancho río en tus canales  
Al dios marino con tus albuferas  
al centauro del amor en tus rosales.»

Y en este jubiloso e ilusionado reencuentro fue, sin duda, para mí una de las más entrañables satisfacciones el recibir vuestra comunicación de haber sido elegido miembro de esta augusta Academia que me permitía unirme en su seno con mis antiguos maestros de esta Facultad y con tantas figuras insignes de la Medicina valenciana, cuyos apellidos ya sonaban en mis años de adolescencia como ejemplo, aliento y estímulo.

Yo sé bien, pues conozco cuán menguados son mis méritos, cuanto ha sido la benevolencia y afecto que por vuestra parte ha supuesto mi elección, y podréis comprender que no encuentre ahora las palabras acertadas para expresar la honda gratitud que en mi corazón anida y para ofrecer mi denodado espíritu de trabajo y colaboración para que, entre vosotros, pueda corresponder a la alta distinción con que me honráis, tan solo recordaré siempre aquellas palabras de Luis de Granada: «Cuando es el beneficio más gracioso, tanto deja al hombre más obligado».

Ya podéis comprender el retraso en venir a presentarme ante vosotros, no ha sido más que el tímido titubeo que invade para atravesar el dintel de esta Academia al que es consciente de la poca validez que le asiste para este momento. Otra vez en vuestra benevolencia busco la justificación y el aliento.

Nada es más honroso que, como esta Academia acostumbra en estos actos de recepción, evocar en primer lugar, la figura de un académico fa-

llecido y nada para mí más grato, en la acepción más estricta de la palabra, que glosar ante vosotros la figura del Profesor D. PEDRO TAMARIT OLMOS, tan querido por mi familia y al que llegué a conocer como niño enfermo y del que aprendí la primera lección del arte médico: Saber despertar en el enfermo la fe en su curación y la confianza en su sanador.

Don Pedro Tamarit Olmos nació en la calle En Sanz número 9 de nuestra ciudad el 9 de julio de 1879, en el seno de una de las tantas familias de artesanos que daban una particular fisonomía social a la Valencia del xix. Estudió su primera enseñanza en la Escuela Nacional de la vecindad, allí pudo aprender a respetar al Maestro en su vocación y sacrificio. Cursó el Bachillerato en el Instituto y la Licenciatura en nuestra Facultad de Medicina, de la que fue por Oposición alumno interno de Clínicas y de la que se licenció en 1902 con la calificación de Premio Extraordinario, a los 21 años de edad. Se doctoró con la calificación de Sobresaliente.

En 1904 obtiene, por Oposición, una plaza de Médico del Cuerpo de la Beneficencia Municipal de Madrid. Estando de guardia en la Casa de Socorro del Centro, una mañana tiene que asistir a los numerosos heridos del luctuoso suceso del atentado en la calle Mayor a la Pareja Real y su cortejo nupcial. Por sus denodados servicios, Su Majestad Alfonso XIII le concede la Cruz del Mérito Militar.

En 1906 obtiene la plaza de Médico Habilitado de Aguas Minerales, siendo destinado al Balneario de Busot (Alicante), donde conocería a la que sería su esposa, doña Clotilde Domus, primera dama a la sazón de la Compañía Titular del Teatro Lara de Madrid, donde encarnó el personaje de Leandro en la memorable noche del estreno de «Los Intereses Creados» de nuestro Premio Nóbel. Su bondad exquisita y su gran sentido de la familia le creó un hogar feliz, del que nacieron tres hijas y un varón, y que fue el refugio de todos los sinsabores que recibiera en su vida.

En 1911, a los 32 años de edad, en virtud de Oposición, es nombrado Catedrático de Anatomía Topográfica de la Facultad Provincial de Medicina de la Universidad de Sevilla. Con anterioridad, había aprobado los ejercicios de la oposición a las Cátedras de Patología Quirúrgica de Granada y Salamanca. En Sevilla ejerció la profesión como cirujano de gran prestigio, lo que fue su consulta y domicilio en la calle Teodosio, 62, todavía me ha sido recordado 40 años después, cuando yo residía en aquella ciudad. En Sevilla fue Secretario de la Facultad durante todo el tiempo que perteneció a la misma. Fue Sub-Delegado de Medicina y fundó la Revista *Andaluza Médica*.

En 1919, en virtud de concurso de traslado, vuelve a Valencia al ser nombrado Catedrático de Patología Quirúrgica de esta Facultad. En este regreso a su tierra, como tantas veces sucede, no está exento su camino de las zarzas y espinos que siembran la ingratitud y el recelo.

En 1933 se le acumula la Cátedra de Terapéutica Quirúrgica por fallo del Consejo de Cultura del Ministerio de Instrucción Pública.

En 1920 es nombrado Académico leyendo su discurso de recepción en sesión solemne del 27 de mayo de 1928. Se trata de un verdadero estudio monográfico sobre los abcesos subfrénicos, en el que se muestra la claridad conceptual y el agudo sentido clínico que informó siempre el pensamiento médico del Profesor Tamarit, y que trabajos posteriores tan fundamentados como los de OSCHNER y GRACES (1933), OSCHNER y DE BAKEY (1938) o la monografía española de RIVERA (1940) no habían de añadir nada trascendental al concienzudo trabajo del Profesor Tamarit.

En 1934 apadrina el ingreso en la Academia de otro cirujano ilustre, el Profesor Martín Lagos.

En 1920 es elegido Presidente de la Sección de Cirugía de la Academia.

En 1925 es elegido Presidente de la Academia, siendo reelegido por unanimidad en 1928.

Como Catedrático y Académico tiene que tomar parte en gran cantidad de Tribunales de Oposiciones a Cátedras y Servicios Provinciales y otros cargos médicos e informes científicos, prevaleciendo siempre su espíritu de justicia y comprensión.

Entre sus publicaciones, las más importantes por el momento en que están escritas son, entre otras: *El valor de la Uretroscopia en la clínica de la gonococia uretral*, *La cirugía de la extrofia de la vejiga*, *Los Flemones profundos de la mano*, etc.

El Profesor Tamarit fallece a los 57 años, el 16 de agosto de 1936, posiblemente porque su delicado corazón no podía sobreponerse al dolor de ver su patria ensangrentada en pugna por un mañana mejor.

Fue un caballero intachable, fue un esposo y padre amatísimo, fue un Profesor insigne, lleno de amor por la enseñanza y el alumno; fue un cirujano concienzudo y brillante, fue un Académico ilustre. Su ejemplo inmarcesible vivirá siempre entre nosotros.

Al evocar la memoria del Profesor Tamarit y considerar cuán limitadas hubieran sido mis posibilidades en la vida si él no me hubiera redimido de la invalidez de mi brazo venciendo la rigidez de mi codo infantil, me ha venido a evocar en justo homenaje a su memoria, traeros como tema de este discurso el problema de la lubricación articular y la función del líquido sinovial como lubricante en orden a las ideas vigentes y en actual discusión.

La sensación de deslizamiento y untuosidad que el líquido sinovial ofrece cuando se frota entre los dedos, hizo que primitivamente ya se considerase su papel como lubricante en las articulaciones.

En las articulaciones sinoviales, tanto del animal como del hombre, hay que distinguir movimientos de deslizamiento, de rotación y de rodamiento. Las proporciones de estos componentes varían con el tipo de la articulación y con el tipo del movimiento. La resistencia a la fricción es principalmente debida al movimiento de deslizamiento. A las excelentes propiedades lubricantes del líquido sinovial se han atribuido la baja fricción con que las articulaciones sinoviales trabajan, de 10 a 100 veces más ventajosas que los dispositivos utilizados en Ingeniería bajo análogas condiciones. El coeficiente de fricción\* para las articulaciones sinoviales ha sido calculado por BARNETT y COBOLD (1962) tan solo de 0,0075 y aún para McCUTCHEEN (1962) de tan solo 0,002. Sin embargo, la exacta significación del líquido sinovial y los fundamentos fisicoquímicos de su lubricación han comenzado tan solo a ser entrevistos en estos últimos quince años, sin que su problemática interpretativa parezca por otra parte completamente esclarecida. Ya ROSES y cols. (1947) comprobaron que la libertad de movimiento entre dos superficies de lucita embadurnadas con líquido sinovial es mucho menor de lo que podría suponerse, ya que el coeficiente de fricción asciende a 0'54. El problema es sumamente complejo, pues por un lado se encuentra en íntima relación con las ideas actuales sobre viscosidad y elasticidad de los líquidos y por otra parte con la fisiopatología íntima del cartílago articular. Las ideas que de la doctrina de la lubricación en Ingeniería nos podrían iluminar en este sentido, hemos de ver que son muy escasas y que muchos datos han de tomarse con las debidas reservas —pues posiblemente la interpretación de la lubricación articular escapa del modo de pensar y razonar que se tiene de la lubricación en Ingeniería, posiblemente porque la fisiología articular animal y humana dispone de un medio de lubricación no conocido en Ingeniería o porque la Ingeniería no ha dicho todavía su última palabra en lubricación.

(\*) El coeficiente de fricción ( $f$ ) viene expresado por la relación entre la carga ( $W$ ) y la fuerza ( $F$ ) necesaria para deslizarla:  $f = \frac{F}{W}$ .

El valor del coeficiente de fricción entre superficies metálicas puede ser alrededor de 2, llegando a 30 en algunos casos.

El coeficiente de fricción al deslizamiento puede ser considerado como la suma de la fricción por rodamiento y la adhesión.

$$f_d = f_{rod.} + f_{adh.}$$

Cuando el componente de adhesión es muy grande, la sustitución del deslizamiento por el rodamiento reduce considerablemente el coeficiente de fricción a valores tan bajos como el de 0,005, como se obtiene con el uso de rodamientos. Para disminuir la fricción por deslizamiento se recurre, en líneas generales, a los medios fundamentales de lubricación.

Ante la complejidad del problema, procedamos con la sencilla fórmula de nuestro AZORÍN: «Poner una cosa detrás de otra».

## EL LIQUIDO SINOVIAL COMO UN DIALIZADO DEL PLASMA DE COMPOSICION Y FUNCION ESPECIFICA

El líquido sinovial que baña la cavidad de las articulaciones del hombre y de los animales de experimentación se encuentra en tan escasa cantidad que ha hecho difícil el estudio de su completa composición. Buena parte de los datos de que disponemos proceden del estudio de BAUER (1930-40) en el líquido sinovial de los animales de ganado. Su volumen es paradójico, pues no guarda relación con el tamaño de la articulación. En el hombre, el tobillo alberga una cantidad de líquido sinovial muy superior a los 0'2 c. c. que bañan las articulaciones de la rodilla; la rodilla del conejo y el perro contienen parecida cantidad de 0'1 c. c. a 0'3 c. c. a pesar del distinto tamaño del animal. Sin embargo, la actividad articular debe influir evidentemente, ya que los animales criados en establo o los pacientes encamados tienen cantidades relativamente menores. Apenas tenemos datos concretos de las posibles variaciones en su aspecto y composición en relación con las distintas articulaciones; por ejemplo, en el buey contrasta el aspecto amarillento oscuro y gelificado del líquido de la articulación atlantoaxoidea con el aspecto claro y acuoso del líquido del tobillo. A los cirujanos ortopedas les es familiar la aparente viscosidad del líquido articular sacroiliaco.

Y análogas consideraciones podríamos hacer sobre el pH del líquido sinovial, de signo alcalino, oscilando alrededor de 7,4, pero con tendencia a acidificarse con el ejercicio y a recuperarse más lentamente que el pH sanguíneo (STRECK, 1948).

Admitiendo al líquido sinovial como tejido fluido, su contenido citológico es escaso, alrededor de 63 células por mm. en el líquido humano. El líquido sinovial de los animales es más rico, con un promedio de 200 a 1.000 por mm., cifra que tiende a descender con la edad del animal y a aumentar con su actividad articular y la aparente viscosidad del líquido. Sin descender a detalles porcentuales de su citograma, son los monocitos las células predominantes, sin ostensibles diferencias en las distintas articulaciones; los polinucleares parecen encontrarse aumentados en los líquidos muy viscosos y en las articulaciones menos propensas a la artrosis. Un porcentaje superior al 20 % ha de ser, sin embargo, sospechoso de un proceso inflamatorio.

La presencia habitual en el líquido de partículas amorfas de tinción metacromática son producto de detritus cartilaginosa sinovial que si no

parecen aumentar con el ejercicio es por la dilución que sufre por la hipersecreción de líquido que éste lleva consigo. Su presencia se acusa en los líquidos de los animales viejos o en reposo. No se ha demostrado evidentemente que haya un paralelo aumento con las células fagocitarias.

La composición química del líquido sinovial es, en síntesis, la de un dializado del plasma con una gran proporción añadida de un mucopolisacárido ligado a una proteína.

En cuanto al total contenido protéico del líquido sinovial, suele oscilar en 0,88 % (BAUER), muy inferior al valor de la proteinemia (7,4 %), lo que habla de la escasa permeabilidad de la membrana sinovial; la relación albúmina/globulina es sumamente variable, oscilando alrededor de 3/9, la fracción globulínica está integrada en su mayoría por globulina alfa con escasas y variables proporciones de la beta y de la gama. Los estudios serológicos de OGSTON (1950-57) y los electroforéticos de SCHMID y MACNAIR (1956) han demostrado que la proteína ligada al mucopolisacárido es idéntica a la del plasma. El fibrinógeno no se encuentra en el líquido sinovial, los coágulos de fibrina que se pueden verter en el mismo, como consecuencia del trauma o de la inflamación, pueden ser destruidos rápidamente por la acción enzimática del líquido (LACK, 1959).

El componente más característico e importante del líquido sinovial es, sin duda, el complejo proteína-mucopolisacárido, responsable de su alta presión osmótica de su gran viscosidad y al que cabe atribuir sus propiedades lubricantes.

El mucopolisacárido es el ácido hialurónico, presente en el líquido sinovial a una concentración de 3 a 6 mgrs. por c. c. Hay que recordar que el ácido hialurónico es un mucopolisacárido no azufrado compuesto a partes equimoleculares de ácido glucurónico y N-acetilglucosamina, formando una macromolécula muy grande y asimétrica, en la que se admite que el enlace ácido glucurónico con la N-Acetilglucosamina es 1-3 beta, mientras que ésta se une al ácido glucurónico en un enlace 1-4 beta, y así se da una estructura seriada de una longitud de 4.800 a 10.000 A. (KENT y WHITEHOUSE).

El ácido hialurónico cuando se disuelve forma una solución viscosa aun a concentraciones inferiores al 1 %. La degradación enzimática del complejo proteína-ácido hialurónico apenas altera la viscosidad del líquido sinovial, en cambio todos los factores que despolimerizan el ácido hialurónico (pH, temperatura, concentración de iones bivalentes, etc.) alteran intensamente su viscosidad, si bien de una forma reversible (MEYER, 1947-1955; BETTELHEIM, 1959).

El ácido hialurónico del líquido sinovial se precipita con una solución de ácido acético formando un precipitado correa que rápidamente se di-

suelve en las soluciones alcalinas; a las alteraciones de este precipitado en las distintas afecciones articulares se le ha dado un valor diagnóstico desde FUREY y cols. (1959).

Las hialurodinastas, al degradar específicamente el ácido hialurónico hasta el grado de disacáridos reducidos, reducen la viscosidad del líquido sinovial hasta el nivel del agua.

El ácido hialurónico sinovial parece proceder directamente por síntesis realizada por las células sinoviales. Los cultivos sinoviales de FAUBI parecen ya sugerirlo; en los hidratos, las células sinoviales presentan un aparato de Golgi aumentado (KINE, 1955). La síntesis del ácido hialurónico podría hacerse a partir de la glucosa 6-C-14 que se incorporaría tal to al ácido glucurónico como a la N-Acetilglucosamina.

Si consideramos la cavidad articular como un gran espacio tisular e el que el líquido sinovial fuera el líquido intersticial con las escasas células que en él se encuentran, encontraríamos que sería el único tejido conjuntivo en el que el mucopolisacárido es único: el ácido hialurónico pues otros tejidos conjuntivos tienen además otros mucopolisacáridos, e ácido condroitinsulfúrico o el ácido mucoitsulfúrico, que contrastan con el ácido hialurónico además de ser azufrados, en su aminoglicido, que ellos es la galactosamina.

Los otros componentes del líquido sinovial parecen tener mucha menos significación en cuanto a la función lubricante del líquido sinovial. La urea y el ácido úrico, los iones cloro, bicarbonato y el magnesio se encuentran en menor concentración que en el suero. Igual sucede con el ion calcio, explicable por la escasa concentración proteica del líquido sinovial que hace escasa la proporción del calcio proteico; como la concentración de calcio guarda proporción con la del ácido hialurónico, se ha pensado que parte podría estar ligado al mismo.

La concentración de la glucosa, muy variable y siempre inferior a la glicemia, hace pensar que guarda relación con el fisiologismo de la membrana sinovial, como sucede también con la concentración en ácido láctico, siempre superior a la lactacidemia.

En cuanto a las enzimas del líquido sinovial, sobre las cuales se ha despertado en estos últimos años un particular interés, se admite que hay diastasas, lipasas y proteasas (PODKAMINSKY, 1931), pero las fosfatasa merecen una particular atención. La fosfatasa ácida es posiblemente sintetizada por las células sinoviales, aparece aumentada en la artritis reumatoidea; ha sido relacionada con la proporción de leucocitos polinucleares (SMITH y HAWERMAN, 1962) o con los linfocitos. Las fosfatasa alcalinas parece se encuentran en los polinucleares, pero no en los linfocitos. LEHMAN y cols. (1964) no han encontrado diferencias entre las enzimas de leucocitos

alcalinas en los exudados inflamatorios y no inflamatorios, lo que parece señalar que no guardan relación con los leucocitos polinucleares. SCHJOWITZ y CABRINI (1958) relacionan las cifras de fosfatasa ácidas con la destrucción del cartilago articular.

Las funciones del líquido sinovial han sido esquematizadas, pero sin precisar su íntimo fisiologismo:

- a) Manutención de un medio fluido para el deslizamiento articular.
- b) Nutrición de las estructuras articulares no vascularizadas (cartilago y menisco), función no atribuible al ácido hialurónico.
- c) Forma un «buffer» regulador del pH intrarticular, valiéndose del complejo mucina-calcio.
- d) Preservar del desgaste al cartilago articular.
- e) Pero sobre todo y aquí centramos nuestro interés, ofrecerse como medio de lubricación articular, papel que se atribuye a las macromoléculas asimétricas del complejo proteína/ácido hialurónico. De aquí que tengamos que considerar seguidamente:

#### EL LIQUIDO SINOVIAL COMO SOLUCION POLIDISPERSA DE UN POLIMERO: EL ACIDO HIALURONICO

Las macromoléculas del complejo proteína/ácido hialurónico forman los monómeros que, dispuestos en cadenas de distinta longitud, dan lugar a la alta polimerización y gran dispersión de la solución del ácido hialurónico en el líquido sinovial. De la forma, tamaño, masa y flexibilidad de esta macromolécula polimérica y de su concentración y carga eléctrica, va a depender la viscosidad del líquido sinovial.

La configuración y distribución de las cadenas de todo polímero puede estar en relación con las Leyes de la Estadística; en grado de enrollamiento, o por el contrario, de elongación, dependiendo de las condiciones ambientales, así como su disposición entrecruzada o trabada de las mismas formando una red tridimensional, determina la viscoelasticidad de un polímero y en nuestro caso del líquido sinovial.

Toda degradación química de este polímero polidisperso, entrecruzado y trabado que forman las macromoléculas del complejo proteína/ácido hialurónico lleva consigo una acusada repercusión en las condiciones de flujo del líquido sinovial modificando su viscoelasticidad, lo que hoy se define y hemos de llamar sus condiciones rheológicas.

La completa separación de la proteína del ácido hialurónico para obtener preparados purificados de este último que nos permitan conocer sus

propiedades fisicoquímicas no ha sido posible llevarse a cabo completamente con las distintas técnicas: degradación proteolítica, precipitación selectiva, electroforesis o electrodeposición. Esta es la razón también de que uno de los aspectos más trabajados en el estudio del ácido hialurónico haya sido la determinación de su peso molecular. Los resultados aportados son extraordinariamente variables, en un amplio margen de 50.000 a  $8 \times 10^6$  y como en todo polímero hay que distinguir el valor promedio del peso molecular con el peso promedio y en un polímero polidisperso como es el ácido hialurónico en el líquido sinovial siempre son valores distintos.

La determinación del tamaño y forma de la macromolécula de ácido hialurónico está llena de dificultades. Las técnicas de dispersión ligera parecen ser un método demasiado sensible; por el contrario, las técnicas de presión osmótica son poco precisas y las viscosímetros dan datos falsos por la complejidad molecular. Las técnicas de difusión por su parte, permiten medir el tamaño de la molécula, pero no conocer su forma. La electroforesis no permite la separación completa del ácido hialurónico de la proteína, ya que un elemento arrastra al otro.

Sin embargo, hay que insistir en que la determinación del tamaño y sobre todo de la forma de la molécula del polímero es lo fundamental para poder entender sus condiciones viscoelásticas. Ha sido con el método de dispersión ligera el que nos ha permitido intuir que las moléculas de ácido hialurónico se encuentran en el líquido sinovial como partículas enrolladas y dispuestas al azar con una gran polidispersión y dureza. La longitud de estas cadenas macromoleculares y espiroides varía entre 2.400 Å y 6.400 Å, según el grado de polidispersión de la preparación.

Entendida así la estructura fisicoquímica del principal componente del líquido sinovial, veamos cual va a ser su comportamiento rheológico, es decir, lo que la Rheología nos puede ilustrar a tal efecto.

#### LA RHEOLOGIA DEL LIQUIDO SINOVIAL

Desde E. C. BILGHAM (1922) llamamos Rheología al estudio de los desplazamientos o flujo de la materia como consecuencia de la aplicación de una fuerza. En Heraclito de Efeso tenemos las primeras ideas rheológicas en el «panta rei» de su metafísica: «Todas las cosas discurren, todo fluye; No se puede bañarse dos veces en el mismo río, porque si bien el río permanece, el agua no es la misma»: la realidad ontológica es pues cambiante y mutable. Ya en nuestra Era, Lucrecio en su «De rerum natura» especulaba sobre las diferencias en el flujo del aceite y del vino con un punto de vista sorprendentemente actual; pensaba que los componentes del aceite debían ser más grandes, incurvados y entremezclados que los

del vino y de ahí su mayor viscosidad. Muchos siglos después NEWTON (1680) en Inglaterra elaboraba su ecuación fundamental por la que la viscosidad viene determinada por la relación entre la fuerza aplicada al líquido y la intensidad de cizallamiento que éste sufre. POISEUILLE (1847) en Francia, estableció los principios fundamentales de la viscosimetría capilar, con lo que se sentaban los pilares de la Rheología de la viscosidad.

La Rheología estudia en último término, la deformación que sufre la materia bajo la acción de una fuerza. La fuerza deformante, cuando se aplica a una determinada masa de material u objeto, puede dar lugar a una aceleración de la masa entera con la consiguiente traslación de la misma, pero esta respuesta no nos interesa bajo el punto de vista reológico porque no traduce las características internas del material. La fuerza que se aplica a la masa de materia o cuerpo no actúa en su estructura por igual en todas las direcciones, sino que fundamentalmente desplaza o desliza un plano estructural respecto a otro paralelo. Esta acción se llama cizallamiento, en la deformación que resulta hay un cambio de forma pero no de volumen. La respuesta interna originada supone un almacenamiento o eliminación de energía, dependiente de dos propiedades mecánicas e íntimas de la materia: la viscosidad y la elasticidad. Si se trata de un material elástico, la resistencia a la deformación puede ser tan grande como en el caso de una bola de acero dejada caer, la deformidad es mínima y fugaz, tan sólo registrable con ayuda de aparatos muy sensibles. Si se trata de una substancia plástica, tal como la argamasa, después de deformada por la fuerza, el material tiende a ceder hasta que la fuerza es contenida por la deformidad. Los líquidos también resisten a cualquier deformación en su forma dependiendo principalmente de su viscosidad, si no están limitados por un envase, se deforman permanentemente y sin límite: el líquido se desplaza o fluye.

Toda fuerza aplicada a una determinada masa de material da un almacenamiento de energía si el cuerpo es un sólido elástico y a una eliminación de energía tal como el calor si la materia es un líquido viscoso.

Ambas propiedades, elasticidad y viscosidad, inherentes al líquido móvil, van a explicar su función lubricante al facilitar el movimiento rápido y su función de sostén a la carga estática, lo que obliga a precisar:

## LA RHEOLOGIA DE LA VISCOSIDAD LOS LIQUIDOS NEWTONIANOS Y NO NEWTONIANOS

Podemos entender la viscosidad, sin recurrir a las actuales expresiones matemáticas de su dinámica molecular, como la resistencia que ofrecen los líquidos a un cambio en su forma o sea la fricción interna que

limita su libre deslizamiento o flujo. La viscosidad es una función compleja en la que influyen múltiples factores (temperatura, solubilidad, pH, concentración, carga eléctrica, grado de dispersión, solvación, etc.) sobre los cuales no nos vamos a detener.

El coeficiente de viscosidad, expresado en las unidades de viscosidad dinámica o absoluta «poises», viene dado por la relación entre la fuerza cizallante y la intensidad del cizallamiento o «gradiente de velocidad» expresado en los llamados «seg.—1» (\*)

Si tomamos en ordenadas la fuerza de cizallamiento y en abscisas el gradiente de velocidad, se puede construir la curva, el llamado «rheograma» que expresa gráficamente la viscosidad en sus características reológicas de un determinado fluido. Un fluido ideal o de viscosidad 0, la línea de su rheograma será superponible a la línea de las abscisas, ya que supone que la fuerza de cizallamiento no da lugar a fricción, pues es de dirección perpendicular a la masa del fluido en todo momento y se comporta únicamente como fuerza de presión o empuje. Por el contrario, un sólido de elasticidad teórica absoluta, (sólidos HOOKE), tendría su rheograma superponible a la línea de las ordenadas, ya que en él toda deformación sería proporcional a la fuerza de cizallamiento aplicada.

Entendemos como *líquidos o fluidos newtonianos* aquellos que su viscosidad no se modifica aunque cambie la intensidad de la fuerza cizallante; en ellos hay una relación constante entre la fuerza cizallante y el gradiente de velocidad. Su rheograma es lineal y arranca del punto O, cualquiera que sean los valores de la fuerza cizallante divididos por el gradiente de velocidad da un valor constante para el coeficiente de viscosidad.

En los líquidos newtonianos, no solo la viscosidad es independiente de la fuerza de cizallamiento, sino también del tiempo de su actuación. Son líquidos newtonianos los formados por partículas o moléculas pequeñas (ácidos, bases, alcoholes, vino, agua, aceite de oliva, etc.). Una suspensión o emulsión, cuando tiene características newtonianas, es que tiene sus par-

(\*) Supongamos que un líquido se encuentra retenido entre dos plataformas paralelas, la superior se hace mover a una velocidad constante (v) por aplicación de una fuerza tangencial constante (S) expresada en dinas por cm.<sup>2</sup>; se produce así un gradiente de cizallamiento en la masa del líquido, de tal forma que la capa de líquido inmediatamente por debajo de la plataforma superior se mueve a la misma velocidad que ésta; en cambio, la capa de líquido vecina a la plataforma inferior queda inmóvil. Si estas dos plataformas están separadas por una distancia (d) el gradiente de velo-

cidad entre estas dos superficies será  $\frac{v}{d}$ ; si consideramos, para simplificar, que d es igual a 1 cm., el gradiente de velocidad (d) vendrá expresado por  $d = (V - 0) \cdot 1$ . El gradiente de velocidad podrá estar representado por los llamados «segundos recíprocos» (sec.—1).



tículas completamente desfloculadas o disgregadas y su viscosidad estriba únicamente en el simple amontonamiento mecánico de estas partículas, más marcada cuando son rígidas que cuando son deformables. Los trabajos y cálculos que sobre la reología de los lubricantes se encuentra en Ingeniería, se refieren a los líquidos newtonianos, de aquí que no podamos aplicar en Biología sus conclusiones y en especial, a lo que se refiere al líquido sinovial.

Cuando la viscosidad de un líquido o fluido depende de la intensidad de la fuerza de cizallamiento, consideramos al líquido o fluido como *no newtoniano*. Como su viscosidad cambia con la intensidad de la fuerza de cizallamiento y en algunos también con el tiempo de aplicación de la misma a los líquidos no newtonianos se les llama también de viscosidad cizallo-dependiente. La mayoría de los productos comerciales, tales como pinturas, plásticos, tintas, grasas, lubricantes y el propio líquido sinovial, son líquidos de características no newtonianas.

Como líquidos o fluidos no newtonianos hay que distinguir:

a) Los líquidos o fluidos plásticos verdaderos o cuerpos Bingham, cuya existencia es puramente teórica. Su característica es la de poseer un «punto límite de resistencia» («yield-point»). Cuando la fuerza que se aplica a los mismos es de una intensidad inferior al valor de este punto límite de resistencia, en la masa del fluido no se produce ningún cambio. El rheograma típico de los fluidos plásticos teóricos se caracteriza porque arranca a cierta altura del eje de ordenadas que representa la fuerza cizallante, altura que representa el valor del «punto límite de resistencia».

b) Los líquidos o fluidos pseudoplásticos, caracterizados porque su rheograma arranca, ligeramente incurvado, desde el punto O de coordenadas, pero a partir de cierto valor del «gradiente de velocidad» (por ej. de 50 a 500 seg.-1) que corresponde al lugar que indica la situación de su punto límite de resistencia, el rheograma se hace lineal, con una inclinación que representa la viscosidad plástica.

c) Líquidos o fluidos dilatantes. Su característica reológica viene expresada por el aumento de su viscosidad cuando se incrementa la fuerza cizallante aplicada. Son líquidos o fluidos espesados al cizallamiento («shear-thickening») y esta condición está al margen del factor tiempo. El rheograma muestra cómo la viscosidad en la curva que la representa asciende con los valores progresivos de la fuerza cizallante.

La palabra dilatación fue propuesta por OSBORNE-REYNOLDS, observando las características de la arena húmeda. En un sistema dilatante, durante el reposo las partículas sólidas se encuentran apretadas íntimamente, pero se alteran en su disposición, tienden a colocarse dejando un mayor vacío entre las mismas; la fase sólida aparece como dilatada, separándose del

líquido, la arena húmeda se vuelve seca. Cuando se patea bruscamente la arena húmeda, es conocido que ofrece una gran resistencia, pero si se la aplasta durante un cierto tiempo, aún con fuerza escasa, se le puede penetrar profundamente.

En un sistema unifásico, la dilatación indica la presencia de agregados macromoleculares formando una red dinámica entrecruzada; bajo cierto grado de cizallamiento estas cadenas moleculares pueden deslizarse unas con otras, pero a mayor intensidad de cizallamiento se entrecruzan y traban, formando agregados voluminosos. Finalmente, si el cizallamiento es suficientemente intenso, la red dinámica de macromoléculas se rompe y el polímero se degrada. En una suspensión de partículas rígidas, cuando hay una conducta dilatante indica que el sistema es muy concentrado y desfloculado con una cantidad mínima de líquido.

Una propiedad peculiar de un sistema dilatante polimérico es su capacidad de trepar sobre la superficie de un torno en rotación o de la cara interna de un tubo rotatorio (fenómeno de WEISSENBERG). Esto es debido a la presión normal del líquido situado entre los dos conos en rotación y que es más intensa en la vecindad del eje del mismo, aunque este efecto se admite para cualquier líquido, es mucho más acusado en los líquidos dilatantes.

Dejando a un lado la posibilidad de que el líquido sinovial se comporte como líquido dilatante en determinadas circunstancias, la característica reológica fundamental del líquido sinovial es su tixotropía.

## EL LIQUIDO SINOVIAl, COMO PARADIGMA DE FLUIDO NO NEWTONIANO Y TIXOTROPICO

Los líquidos o fluidos tixotrópicos se caracterizan porque la viscosidad disminuye con la intensidad de la fuerza cizallante, es decir, se fluidifican al cizallamiento («shear-thinning») y esto en función del tiempo. En estos líquidos se admite que hay una alteración estructural bajo la acción de la fuerza cizallante, con una reestructuración subsiguiente como consecuencia del reposo consecutivo. Existiría una transformación gel-sol-gel teóricamente isotérmica (aunque difícil de demostrar porque siempre se desarrolla la calor cuando se cizalla un líquido). El rheograma es bien expresivo, pues forma como un asa de una gran área con el aumento de la intensidad del cizallamiento, para descender bruscamente de forma análoga cuando se alcanza el punto de rendición. Materiales tan diversos como las suspensiones y las gelatinas son tixotrópicos.

Todo sistema tixotrópico es reversible, el tiempo de recuperación oscila

desde un microsegundo a varias horas. La presencia de tixotropía en una suspensión o emulsión indica que las partículas suspendidas están floculadas o agregadas; en el caso de una solución polimérica unifásica los agregados moleculares submicroscópicos o polímeros estarían unidos por enlaces insaturados de hidrógeno. En un sistema multifásico, los componentes podrían mostrar diferentes características reológicas, lo que le da una gran complejidad, al mostrar simultáneamente alguno o varios de los tipos reológicos conocidos.

Un sencillo y vulgar ejemplo nos podría servir para acabar de comprender las relaciones entre el concepto de viscosidad y el punto límite de resistencia: Si colocamos en un embudo cierta cantidad de mostaza y en otro análoga cantidad de miel, vemos que por su propio peso, ésta se va deslizando durante un determinado tiempo, mientras que no lo hace la mostaza, mostrando así ésta un alto punto límite de resistencia y la miel ninguno. Pero si tanto la mostaza como la miel las agitamos vigorosamente antes de colocarlas en los embudos respectivos, los resultados cambian: la miel se desliza como antes, pero la mostaza lo hace con más facilidad, hasta que como si se reestructurase de la agitación sufrida, dejando de desplazarse. La mostaza ha sufrido un proceso de tixotropía por la agitación y el reposo consecutivo, con la transición de gel-sol-gel. Si este experimento se realiza aplicando una presión de aire en la boca del embudo la diferencia entre viscosidad y punto límite de resistencia se señala claramente; a cierta presión de aire, la mostaza comienza a deslizarse con cierta velocidad, pero esta misma presión de aire aplicada a la miel, apenas acelera su deslizamiento. Bajo el punto de vista reológico, la miel tiene más viscosidad, pero la mostaza un punto de resistencia más alto.

Debido, pues, a que el líquido sinovial reológicamente es un líquido no newtoniano tixotrópico, fluidificado al cizallamiento en función del tiempo, se deduce que la viscosidad, como dato aislado, carece de significado, si no se le relaciona paralelamente con el otro parámetro, el gradiente de velocidad. Según datos tomados del rheograma construido por BLOCH y DINTENFASS (1963) la viscosidad del líquido sinovial es, por lo menos, de 100 poises (10.000 veces la viscosidad del agua) cuando el gradiente de velocidad es alrededor de 0,1 seg.-1 y alrededor de 1 poise (100 centipoises, ó 100 veces la viscosidad del agua) cuando el gradiente de velocidad es de 100 seg.-1.

Pero en la reología del líquido sinovial hay que considerar, no solamente su viscosidad tixotrópica, sino también su posible elasticidad. Delimitar la cuantía de la viscosidad y la elasticidad en el comportamiento reológico del líquido sinovial constituye la orientación de las actuales investigaciones. Es por lo que hemos de considerar seguidamente

## LA VISCOELASTICIDAD DEL LIQUIDO SINOVIAL

Cuando un líquido normal o newtoniano es cizallado, no se detecta ninguna deformación porque sus partículas se mueven bajo la acción de la fuerza cizallante a una velocidad superior a la del cizallamiento; pero en los líquidos no newtonianos en los que hay deformación de sus partículas o de sus interrelaciones en un tiempo relativamente largo, que representa su constante de derrumbamiento, aparece una deformación que guarda relación con la fuerza y el tiempo, mostrando el sistema una cierta elasticidad, es decir, que cuando la fuerza aplicada es retirada, el líquido vuelve a su estado original. Este efecto puede ser visto en un líquido tixotrópico como el líquido sinovial cuando suavemente se le agita por rotación en un matraz y cuando esta rotación cesa se observa una rotación en sentido inverso en la masa del líquido.

Como consecuencia de la aplicación de una fuerza a un líquido en reposo, hay que distinguir el desplazamiento de las moléculas a la posición deformada como consecuencia de su respuesta elástica, del llamado «tiempo de relajación» que representa el tiempo que tarda la deformación en tener lugar, el cual viene expresado por la relación entre el coeficiente de viscosidad y el módulo de elasticidad. Desde el punto de vista reológico, así como la viscosidad está determinada por la insentidad del cizallamiento la viscoelasticidad lo es por los cambios de la estructura en función del tiempo, por lo que la recolección de los datos viscoelásticos supone medir la relación fuerza/deformación en función del tiempo.

La viscoelasticidad de la solución de un polímero como es el líquido sinovial puede ser estudiada recurriendo a dos métodos:

1.º Midiendo el llamado «creep» o fenómeno de encogimiento que se manifiesta por un aumento de la deformidad, aunque la fuerza deformante permanezca constante.

2.º Midiendo el tiempo de relajación, es decir, la relación viscosidad/elasticidad. Este es el camino de la investigación actual dirigida a la determinación simultánea de la viscosidad y elasticidad, teniendo presentes las propiedades mecánicas de la dinámica del líquido sinovial. En el líquido sinovial es sumamente interesante la investigación reológica de su viscoelasticidad, ya que su exclusiva función parece ser la acumulación y eliminación de energía en las articulaciones. De aquí que las propiedades mecánicas del líquido sinovial se encuentren en un grado intermedio entre los líquidos viscosos y los sólidos elásticos; encontrándose en la parte del llamado espectro dinámico que comprende la amplitud de frecuencia mecánica, de aquí su capacidad para acumular parte de la energía que resulta de la aplicación brusca de una fuerza y su capacidad para eliminar energía

cuando es requerido para lubricar o facilitar el movimiento articular bajo las exigencias del uso diario.

Como el líquido sinovial hemos visto que no es más que una solución de grandes polímeros de gran peso molecular y polidispersos, con características tanto polielectrolíticas como polares en un medio iónico, los aspectos importantes de su componente fundamentalmente líquido son mejor revelados bajo cizallamientos de baja frecuencia, de aquí que los reogramas de él estudiados se hayan hecho con intensidades de cizallamiento bajas.

La mayoría de los sistemas viscoelásticos pueden ser examinados por medio de un reómetro sometándolo a una carga sinusoidal, pudiendo medirse así por una parte la resistencia que es debida a la viscosidad y por otra parte a la elasticidad en una medición simultánea recogida en una gráfica sinusoidal. Las investigaciones de OGSTON y STANIER (1953) realizadas con un viscosímetro de cilindros rotatorios utilizando la solución de glicerina para construir una gráfica de referencia; o más recientemente WHITE (1965) por medio de viscosímetros de amortiguador y muelle dispuestos en series para simular así las condiciones de viscosidad y elasticidad, o el viscosímetro de péndulo de torsión de NEGAMI de registro osciloscópico, han permitido extraer conclusiones de extraordinaria actualidad.

El tiempo de relajación calculado por estos métodos a través del coeficiente viscosidad/elasticidad proporciona una idea bastante aproximada de la rapidez con que una fuerza se desvanece en el líquido sinovial y debido a que tanto la viscosidad como la elasticidad siguen parecida orientación, la amplitud de los valores para el tiempo de relajación no puede ser muy grande. Como la viscosidad y la elasticidad dependen de la frecuencia, el tiempo de relajación debe ser necesariamente expresado con relación con la frecuencia bajo la cual la viscosidad y la elasticidad son determinadas; arbitrariamente suele ser elegida la frecuencia de alrededor de 1,5 ciclos por segundo. Un aumento de la elasticidad en relación con el aumento de la frecuencia es lo que cabe esperar en un sistema viscoelástico. El líquido sinovial como lubricante necesita tener por un lado un valor de rendición alto o una alta viscosidad estática para mantener una capa entre las superficies de carga, pero al lado de esto, presentar una viscosidad suficientemente baja durante el movimiento y que esta disminución puede ser instantánea y progresiva, como muestra la condición reológica de la viscosidad del líquido sinovial. Por su parte, la elasticidad calculada para el líquido sinovial da la impresión de que el líquido tiene suficiente «cuerpo» para que actúe más como una grasa que como un aceite y se disperse por igual en toda la superficie articular y no se

acumule en los puntos declive para poder así quedar en situación para cumplir su función.

Las condiciones reológicas del líquido sinovial se modifican ostensiblemente en la patología articular. Ya la simple viscosimetría rotatoria demostró como la viscosidad aumenta considerablemente en las artrosis y disminuye por el contrario en los hidratos traumáticos o reumáticos. La hidrocortisona, que si bien «in vitro» no modifica las características reológicas del líquido sinovial, su inyección intrarticular aumenta la viscosidad y disminuye la elasticidad del líquido sinovial; hay que pensar que la hidrocortisona debe actuar a nivel de la membrana sinovial afectando de alguna forma la síntesis del ácido hialurónico. Ni qué decir tiene que este camino de investigación está lleno de sugerencias sumamente interesantes.

## POSIBILIDADES DE INTERPRETACION DE LA LUBRIFICACION ARTICULAR DE ACUERDO CON LAS TEORIAS DE LA LUBRIFICACION EN INGENIERIA

Se puede admitir que, en esencia, la lubricación en las articulaciones «in vivo» sería análoga a la que existe entre las piezas en movimiento de una maquinaria; es decir, que una capa de líquido de suficiente viscosidad se forma y se mantiene entre la superficie fija y la móvil durante el movimiento y cuando éste cesa, las dos superficies vuelven a estar en contacto. La forma como esta lubricación en capa fina de líquido se realizaría ha sido explicada en primer lugar merced a la teoría de la:

LUBRIFICACION HIDRODINAMICA, introducida por OSBORNE y REYNOLDS en 1886 y aceptada por MAC CONAILL (1950), como explicación plenamente admisible para la lubricación articular donde las características tixotrópicas del líquido sinovial facilitarían que las modificaciones de la viscosidad que le son propias en función de la velocidad del movimiento, lo harían sumamente idóneo para lubricar las articulaciones en el curso del movimiento.

Aunque la teoría de la lubricación hidrodinámica tiene un fundamento matemático que hemos luego de considerar para confrontarlo con la realidad reológica del líquido sinovial, unas sencillas consideraciones nos facilitan su comprensión.

Es conocido que, si entre dos portaobjetos adosados por sus caras, colocamos una gota de bálamo de Canadá, hay tal resistencia al deslizamiento que apenas podemos mover paralelamente uno sobre otro; pero si levantamos el portaobjetos superior por un extremo y hacemos que por el otro

extremo resbale sobre el portaobjetos inferior, comprobamos que el deslizamiento se hace con suma facilidad; el líquido viscoso y extendido interpuesto entre las dos superficies, al levantar un porta sobre el otro, se acumula en forma de cuña adosada en el seno del ángulo que forma el portaobjetos inclinado, facilitando el deslizamiento de éste sobre el portaobjetos horizontal y fijo. En Ingeniería, para asegurar la formación de esta cuña de líquido entre las superficies en deslizamiento se procura que las curvaturas de las mismas sean de distinto diámetro para que no haya un movimiento paralelo y que merced a esta incongruencia en el curso del movimiento sean tan solo tangentes en un punto. En la anatomía articular del hombre y de los animales (GOODE, 1868) es conocida esta incongruencia entre las superficies articulares, si bien en un grado que es difícil de determinar «in vivo», pero cabe pensar que es excesivo para las exigencias que una simple lubricación articular hidrodinámica requeriría.

La cuña convergente de líquido viscoso formada como consecuencia del movimiento relativamente rápido de las dos superficies en deslizamiento ejerce una fuerza de presión que, además de soportar la carga, mantiene las superficies de deslizamiento completamente separadas por esta almohadilla de lubricante. La fricción dependerá de la viscosidad del líquido y de la velocidad del movimiento, pero si el lubricante, como en el caso del líquido sinovial, tiene propiedades tixotrópicas, el producto de la velocidad por la viscosidad será constante cualquiera que sea la velocidad así como la capacidad de soporte para la carga.

El grosor exigido para esta capa de lubricante dependerá de la viscosidad del mismo, de la velocidad de deslizamiento de la carga y de las dimensiones de la superficie de soporte. Las ecuaciones formuladas por BONDI (1960) relacionan estos parámetros y de las cuales se pueden extraer los distintos valores y expresiones de las mismas.\*

Estas ecuaciones parecen ser tan solo válidas cuando la carga no es muy grande y la velocidad es alta, ya que los datos que obtenemos para

$$(*) \text{ Ecuación de Bondi: } \frac{W}{\mu V} = 1.23 \frac{D^2}{C.h.}; \text{ de donde } h = \frac{\mu \cdot V \cdot 1.23 \cdot D^2}{W \cdot C.h.}; \mu V = \frac{1.23 D^2}{W.C.}$$

siendo (W) la carga,  $\mu$  la viscosidad dinámica, V la velocidad de deslizamiento, D el diámetro del cojinete (la longitud del cojinete se ignora en esta ecuación), C el diámetro del espacio de holgura que queda entre las dos superficies de contacto y h el espesor mínimo de la capa de líquido (siempre menor que C).

A su vez, el coeficiente de fricción (f) vendría dado por:

$$f = K \frac{\mu V}{W} \quad 0.5 \text{ de donde } \mu = K \frac{W}{\mu V}, \text{ en la que K es una constante numérica del orden de la unidad.}$$

el grosor exigido a la capa líquida son exageradamente reducidos cuando las velocidades son bajas. Esta incongruencia de resultados cuando estas ecuaciones se aplican a cargas grandes y velocidades pequeñas, ha llevado consigo el desechar la teoría clásica de la lubricación hidrodinámica en busca de otras teorías más concordantes. Pero sobre todo, cuando utilizando las ecuaciones de BONDI para calcular el coeficiente de viscosidad dinámica ( $\mu$ ), comparando los resultados obtenidos con los gradientes de velocidad paralelos que se deducirían de aplicar los mismos valores en el cálculo de estos últimos obtenemos resultados evidentemente absurdos y discordantes con los valores que se admiten y se pueden extraer del examen de los rheogramas admitidos para el líquido sinovial normal, que han quedado establecidos desde los cálculos de OGSTON y STANIER (1952) y BLOCH y DIENTENFASS (1963).\* Como las ecuaciones de BONDI para la lubricación hidrodinámica han sido calculados para soportes rígidos metálicos, es evidente que en las articulaciones o la lubricación no se realiza bajo las condiciones admitidas teóricamente para la lubricación

(\*) Los resultados tan absurdos que se obtienen cuando se aplica este cálculo a la lubricación articular se pueden demostrar con el siguiente ejemplo:

Si suponemos que la carga (W) no es más que de 30 kgs. (30 millones de dinas), que el diámetro (D) de la porción esférica de la articulación es de 2 cms., que el diámetro de la holgura entre las dos superficies de contacto (C) es de 0.2 cms. y que el valor en la capa de líquido es de 1 milicron (10 milésimas de cm.), y sustituimos estos valores en la ecuación, vemos que el producto de la viscosidad y de la velocidad da un valor de 100.  $\mu V = 100$ . Si para simplificar, admitimos que V es de 1 cm. por seg., la viscosidad del líquido sinovial sería de 100 poises.

El gradiente de velocidad calculado con los valores que le hemos dado a la ecuación en el deslizamiento con superficies rígidas es de 10.000 seg.<sup>-1</sup>. Si la viscosidad del líquido sinovial es de 100 poises, el gradiente de velocidad no puede ser en ningún modo de 10.000 seg.<sup>-1</sup>, ya que en los rheogramas del líquido sinovial, en gradientes de velocidad tan altos, la viscosidad del líquido sinovial suele estar por debajo de 0.1 poises.

Pero para una viscosidad de líquido sinovial de 100 poises, el gradiente de velocidad debe ser mucho menor, alrededor de 0.1 seg.<sup>-1</sup> para que la ecuación fuese válida. Hay, pues, una exagerada discrepancia de cerca de 100.000 veces entre el cálculo teórico y lo que se admite sobre las características reológicas del líquido sinovial.

Esta discrepancia podría desaparecer si admitiéramos un valor diferente para el grosor de la capa líquida, ya que cualquier aumento en el mismo lleva consigo una disminución del gradiente de velocidad. Por ejemplo, si el grosor de la capa fuera de 0.01, entonces el valor  $\mu V$  sería de 10.000; si V fuera también igual a 1 cm. por segundo, la viscosidad del líquido sinovial sería de 10.000 poises ( $\mu V = 10.000$ ) y el correspondiente gradiente de velocidad para este cálculo sería de 100 seg.<sup>-1</sup>. Pero tendríamos también que a la viscosidad de 10.000 poises, rheológicamente corresponde en el líquido sinovial, un gradiente de velocidad de 0.001 seg.<sup>-1</sup> y todavía sería mayor la disparidad. Y de una forma análoga tendríamos con cualquier cambio en la velocidad que introdujéramos, que no modificaría los resultados y en otro sentido, si aumentáramos el valor

hidrodinámica o la no rigidez de las superficies de las articulaciones deben jugar un gran papel determinante.

LARSEN y PERRY (1945) comprobaron que, cuando se calcula el coeficiente de fricción con la ecuación de BONDI y los valores de coeficiente de viscosidad dinámica y de la velocidad son altos o el de la carga muy bajo, el coeficiente de fricción disminuye considerablemente hasta un mínimo en el que parece que se comienza a realizar lo que llamaron LUBRIFICACION SEMI-HIDRODINAMICA, bajo la cual el espesor de la capa de líquido es muy escaso y su capacidad para formar la cuña depende principalmente de la presencia de los componentes polares de sus moléculas (ácidos carboxílicos, por ej.) que serían absorbidos por la superficie, arrastrando así una capa de lubricante a interponerse entre las superficies de fricción, que merced a su actividad polar, podría permanecer bajo condiciones de carga y velocidad, que la teoría de la lubricación hidrodinámica no podría explicar que no fuese exprimida hacia afuera de la zona de contacto. Esta posibilidad inicia ya las corrientes actuales que apuntan la explicación de la lubricación en las articulaciones en función conjunta de la rheología del líquido sinovial y de las características propias de la superficie cartilaginosa articular.

### LUBRIFICACION DE CONTACTO

Debe ser considerado que el lubricante debe, en cierto modo, adherirse a ambas superficies y que esta adhesión es esencial para su acción. La parte del mismo que se adhiere a la superficie en movimiento, necesariamente se mueve con la velocidad de la misma, en cambio, la parte adherida a la superficie fija no se mueve; toda fricción engendrada así durante el movimiento tendría lugar entre las moléculas del líquido lubricante, admitiendo que estas estén dispuestas en capas paralelas. Se entiende fácilmente: Si colocamos un montón de naipes sobre la mesa, la palma de nuestra mano firmemente adherida sobre la carta superior, y la deslizamos unos centímetros a un lado y a otro, la mano se mueve más fácilmente y cada carta se desliza ligeramente sobre la subyacente; la resistencia de fricción al movimiento hubiera sido mucho más grande si la palma de la mano la hubiéramos hecho deslizar directamente sobre la mesa.

ARCHARD y KIRK (1961) han demostrado que la viscosidad del lubricante es mayor cuando aumenta la presión que se le aplica; así pueden ser soportadas cargas mucho más intensas de lo que podría deducirse con el desarrollo matemático de la teoría de la lubricación hidrodinámica.

La ecuación de ARCHARD y KIRK ha sido elaborada\* tan solo para la lubricación de contacto entre rodillos, o sea para el rodamiento, una tan solo de las posibilidades de la dinámica articular. Pero cuando calculamos el coeficiente de los cambios de viscosidad dinámica de acuerdo con estas ecuaciones y en relación con los gradientes de velocidad paralelos y los relacionamos con los datos que tenemos de los rheogramas del líquido sinovial, nos encontramos igualmente con una discordancia todavía mayor que cuando se hacen análogas deducciones con las ecuaciones de la teoría hidrodinámica.

### LUBRIFICACION LIMITROFE

Como lubricación limitrofe hemos querido denominar lo que CHARNEY (1954/59) ha descrito como «boundary lubrication», la cual supone desestimar al líquido sinovial y a su viscosidad isotrópica en su papel primordial en la lubricación articular.

Que la lubricación hidrodinámica o en cuña de líquido viscoso no debe ser válida para explicar la lubricación de las articulaciones sinoviales se puede deducir con sencillas consideraciones, aparte de las objeciones que ya hemos mencionado anteriormente de los resultados tan dispares que proporciona su aplicación matemática enfrentados con los datos que conocemos de la rheología del líquido sinovial. En efecto, la lubricación hidrodinámica en capa fina y en cuña de un líquido viscoso es utilizada en maquinaria con piezas de superficie rígida (metálicas) que se encuentran sometidas a un movimiento relativamente rápido, pero sobre todo con un movimiento de sentido único y bajo cargas relativamente bajas para las características del soporte.

(\*) Ecuación de ARCHARD y KIRK:

$$\sigma = 0,67 (\mu V)^{\frac{2}{3}} \frac{R_1}{R_2} \frac{R_3}{R_4}$$

en la que  $\sigma$  es el coeficiente de los cambios en la viscosidad producidos por la presión (para muchos lubricantes comerciales este coeficiente es alrededor de  $30 \times 10^{-9}$  cm<sup>2</sup>/dinas) y  $R$  es el radio relativo de curvatura que viene definido por la expresión

$$\frac{1}{R} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2}$$

en la que  $R_1$  y  $R_2$  son respectivamente los radios del componente interno y externo. Dando los valores de  $h$ ,  $R$  y  $V$  como hemos hecho en la discusión anterior y admitiendo que el coeficiente de la viscosidad bajo presión del líquido sinovial es del mismo orden que los lubricantes poliméricos, el producto velocidad/viscosidad ( $\mu V$ ) es cerca de 500. En consecuencia, la discrepancia entre los datos obtenidos para la viscosidad y el gradiente de velocidad con la aplicación de esta ecuación con los que se deducen del examen del rheograma admitido para el líquido sinovial es considerable.



Pero cuando entre dos piezas el movimiento es recíproco o de sentido cambiante, tal como ocurre en las articulaciones animales en sus distintas posibilidades de flexoextensión y rotación, la cuña de líquido situada en el seno del ángulo de incidencia que parece suspender la pieza en movimiento sobre la fija, cada vez que se invierte el sentido del movimiento, esta cuña de líquido viscoso supone un obstáculo y llevando consigo una interrupción momentánea del movimiento hasta que se reajusta la situación de la capa de líquido para facilitar el movimiento en el nuevo sentido.

En la lubricación limitrofe se admite que el lubricante se coloca entre las dos superficies en movimiento merced a la actividad polar de sus componentes, que permite que formen una capa monomolecular sobre las superficies, ofreciendo escasa resistencia al cizallamiento, pero una gran resistencia a ser penetrada en la dirección perpendicular a la del deslizamiento. La lubricación limitrofe es independiente de la viscosidad del lubricante, del grosor de la capa (una simple mancha de un lubricante adecuado es tan eficaz como un litro) y aunque el lubricante es un líquido, el fenómeno tiene lugar a un nivel molecular y es más propio de una interacción entre sólidos, que en último extremo va a depender de la particular untuosidad del lubricante respecto a la naturaleza de la superficie en movimiento, pero sobre todo en relación con la carga que soportan.

Un ejemplo ilustrativo es la común experiencia de cómo puede deslizarse el cirujano calzado con sus botas de goma sobre el piso del quirófano: Si el suelo está humedecido con agua no hay deslizamiento, pero basta que haya un poco de alcohol para que se resbale inesperadamente. Aun siendo el alcohol menos viscoso que el agua, facilita el deslizamiento porque la goma de la bota, el suelo y el alcohol se interaccionan específicamente para dar lugar a un fácil deslizamiento.

El coeficiente de fricción (\*) con una lubricación limitrofe es de 0,05 a 0,10, es decir, de 10 a 20 veces superior al coeficiente de fricción que hemos admitido para las articulaciones de los animales. La lubricación limitrofe supone fundamentalmente una deformación simultánea de las

(\*) Coeficiente de fricción en la lubricación limitrofe:

$$F = F_c + B (F_m - F_c)$$

siendo  $F$  el coeficiente de fricción total;  $F_c$  el coeficiente propio del lubricante,  $F_m$  el coeficiente que corresponde al metal o a otra de las características de la superficie sólida en deslizamiento y  $B$  es el área de la superficie que está en contacto exactamente.

Si una superficie es metálica y la otra de goma, por ejemplo, ésta puede influir en la fricción; el área de contacto ya no será únicamente proporcional a la carga ( $W$ ), sino

$$\frac{W}{E} \quad 2$$

$$\frac{W}{E} \quad 3$$

superficies en movimiento; el cartílago articular, con su elasticidad, podría permitir un contacto íntimo en el curso del movimiento sin exigir que obligadamente se tenga que formar una cuña de líquido como exige la lubricación hidrodinámica; de esta forma, el líquido sinovial no sería absolutamente necesario.

Si bien cuando en un principio se aplicó por MAC CONAILL en la explicación de la lubricación articular, la teoría de la lubricación hidrodinámica reforzada por la condición tixotrópica del líquido sinovial, se encontró con la oposición de CHARNLEY con la teoría de la lubricación limitrofe que supone rechazar toda importancia y valor al líquido sinovial, las ideas aparecieron tan opuestas e irreconciliables que hacía imposible su compatibilidad. A medida que la viscoelasticidad del líquido sinovial ha sido mejor conocida y la elasticidad del cartílago mejor valorada, nuevas orientaciones de teorías más elaboradas y conciliatorias han comenzado a exponerse recientemente (DIENENFASS, 1964).

En la llamada LUBRIFICACION ELASTICOHIDRODINAMICA se pretende entrar en su consideración otro factor, la posible deformidad elástica de las superficies en movimiento bajo la carga, con lo cual, a medida que la viscosidad del lubricante aumenta, puede permanecer sin modificarse el espesor de su capa, cualquiera que sea la carga que soporte y tan sólo escasamente en relación con la velocidad e intensamente con la temperatura. En otras palabras, el espesor de la capa de lubricante bajo estas condiciones de lubricación y con carga constante, depende principalmente de la viscosidad del lubricante. De todas formas, el espesor de esta capa cuando se compara con la deformidad elástica de las superficies, es muy pequeño, pero a pesar de ello persiste aún bajo intensas presiones.

Block (1958) calculó que con la aplicación de la teoría de la lubricación elasticohidrodinámica el espesor de la capa de lubricante podría ser 100 veces mayor de lo que permite la teoría hidrodinámica clásica.

Una de las dificultades que presenta la aplicación de la ecuación de Block (\*) es la variabilidad de los datos que tenemos para el módulo de

(\*) Ecuación de Block:

$$h = 1.18 R \frac{(W)}{E R} \frac{1}{11} \frac{1}{(V'+V'')} \frac{8}{R} \frac{11}{R} \frac{11}{(1-v_1^2)}$$

en la que  $R$  representa el módulo de elasticidad de YOUNG, que a su vez viene expresado:

$$1 = \frac{E'}{0.5(1-v_1^2)} + \frac{E''}{(1-v_2^2)}$$

en la que  $E'$  y  $E''$  son respectivamente los módulos para los materiales de las dos superficies,  $v_1$  y  $v_2$  son respectivamente las relaciones Poisson de los materiales (la relación Poisson es la relación entre la contracción lateral y la elongación) y  $V'$  y  $V_2$  son las velocidades de deslizamiento y de rodamiento respectivamente.

elasticidad del cartilago, que para CAMOSSO y MAROTTI (1962) oscilaría de 500 a 2.500 kgs/cm.<sup>2</sup> y para McCURCHEN tan sólo de 5 a 110 kgs/cm.<sup>2</sup>. Con cualquiera de estos valores los resultados que se calculan para la viscosidad son absurdos, de 100 a 500 poises.

Además no hay que olvidar que el cartilago articular, obligadamente por su constitución, tiene que presentar un módulo de elasticidad variable con el tiempo y la carga.

#### POSIBLES INTERACCIONES DEL LIQUIDO SINOVIAL Y DEL CARTILAGO ARTICULAR EN LA FISIOPATOLOGIA DE LA LUBRIFICACION ARTICULAR

Vemos, pues, que la aplicación de cualquiera de las fórmulas de las distintas interpretaciones teóricas de la lubricación con superficies rígidas nos lleva a una discordancia entre los valores obtenidos para la viscosidad dinámica en sus gradientes de velocidad y los datos parejos que el rheograma conocido del líquido sinovial nos proporciona. La única forma de conciliar estos resultados de viscosidades tan altas y alejadas de la realidad rheológica del líquido sinovial es admitir que en las articulaciones anatómicas los gradientes de velocidad desarrollados deben ser mucho menores que los que se desarrollan bajo superficies rígidas.

Es muy verosímil que la deformidad elástica que sufre durante el movimiento el cartilago articular en dirección paralela a la superficie supondría una cierta prolongación de la zona de contacto que, aunque fuera tan sólo de 1 mm. el gradiente de velocidad disminuiría ya hasta 1.000 veces, lo que obliga a admitir cuán distintas son las condiciones de lubricación cuando se realizan con soportes de superficies elásticas.

El otro factor que explicaría las discrepancias mencionadas es la propia existencia en las articulaciones de movimientos intermitentes y recíprocos bajo los cuales la destrucción que al cizallamiento sufre el líquido tixotrópico sinovial no puede ya únicamente relacionarse con el gradiente de velocidad como se inscribe en los rheogramas.

Otro tercer factor es la falta de precisión en el cálculo de la carga, que recae sobre una superficie articular tan distinta bajo condiciones estáticas de lo que sucede bajo movimientos recíprocos, pues hay que admitir que suponga valores mucho más altos.

Es perfectamente admisible que en una interacción específica entre las condiciones rheológicas del líquido sinovial y la elasticidad esponjosa del cartilago articular podamos encontrar la explicación.

Resumiendo, podemos admitir que por parte del líquido sinovial, por sus propiedades no newtonianas y tixotrópicas, es más viscoso a gradientes de velocidad o cizallamientos menores y más fluido cuando se ve sometido a cizallamientos o gradientes de velocidad más altos. Debido a que el producto de la viscosidad por la velocidad es una constante, el líquido sinovial es capaz de soportar una carga constante e independiente de la velocidad, comportándose a tal efecto a altas velocidades como un líquido viscoso y como un sólido fluido a velocidades bajas. Merced a su elasticidad, el líquido sinovial cuando está sujeto a fuerzas rápidas o transitorias, se comporta como un gel elástico por su complejo ácido hialurónico/proteína, capaz de formar, al trabarse sus macromoléculas, una red tridimensional e instantáneamente ejerce una fuerza de dirección perpendicular a las superficies articulares, en cierto modo podríamos hablar de una acción dilatante instantánea aunque transitoria, pero que a modo de almohadilla elástica amortiguara el impacto entre las superficies articulares bajo la acción de la carga o de la rotación brusca.

Las propiedades viscoelásticas del líquido sinovial se afectan profundamente con las modificaciones de la temperatura, de lo que se deriva un aumento de la resistencia al movimiento articular en función del frío, debido a estas modificaciones rheológicas y no alteraciones en la irrigación vascular articular. Análogas consideraciones ocasionan las alteraciones rheológicas del líquido sinovial en las artritis reumatoideas.

Por parte del cartilago articular hay una respuesta elástica cuando la carga o la fuerza es de corta duración y una deformación plástica («creep» o deformación retardada) bajo cargas prolongadas o fuerzas intensas; tanto la elasticidad como la plasticidad del cartilago varían en zonas del mismo y en función de su edad.

El cartilago articular es en esencia un cuerpo poroso y esponjoso en el que la matriz sólida representa tan sólo el 59 % de su volumen, la cual imbibiendo por su porosidad el líquido sinovial tixotrópico, ha de originar un módulo de elasticidad variable en función del tiempo y de la carga; de esta forma, el comportamiento del cartilago está muy lejos de los llamados cuerpos elásticos que siguen la proporción lineal de la Ley de Hooke. La alta viscosidad y elasticidad del líquido sinovial refuerza la elasticidad esponjosa del cartilago; pero cuando las fuerzas de carga son prolongadas, la viscoelasticidad del líquido sinovial puede llegar a ser reducida y el módulo de elasticidad del cartilago sobrepasado.

Esta misma porosidad del cartilago articular explica su afinidad por el líquido sinovial por una interacción con las moléculas empujadas del ácido hialurónico y por la alta tensión superficial (por encima de las 69 dinas cm.<sup>2</sup>) del mismo. Esta firme cohesión adhesiva puede ser perturbada por la introducción de unas burbujas de aire en el recinto articular.

En esta interacción del líquido sinovial con el cartílago poroso, fundamenteó MCCUTCHEM (1959) su teoría de la *Lubricación por Humedecimiento* («weeping lubrication»), la cual supone que el líquido sinovial es exprimido del cartílago bajo la carga, así como reincorporado al mismo cuando aquélla disminuye o desaparece, para prevenirse así el fenómeno de cavitación (TAYLOR y MILLER, 1956).

Pero por otra parte, la deformación elástica propia del cartílago aminora la presión sobre la capa de lubricante y hace posible que éste mantenga un delgado y constante espesor. BARNETT (1961) ha insistido en que a las almohadillas grasas sinoviales corresponde también mantener constante y reducido el grosor de la capa del líquido lubricante.

La deformidad elástica del cartílago en dirección al plano perpendicular de la carga extiende la zona de contacto que ésta determina y hasta cierto punto el espesor de la capa de líquido interpuesto se mantiene independiente de la intensidad de la carga, y recíprocamente las exigencias de deformación en el sentido perpendicular del cartílago podrán estar influidas por las características reológicas del líquido sinovial bajo una determinada velocidad de movimiento.

La otra posibilidad de deformación elástica del cartílago articular, o sea en dirección paralela a la superficie articular puede llevar consigo disminuir la intensidad de cizallamiento a que el líquido sinovial se vea sometido y, por tanto, que su viscosidad esté determinada a gradientes de velocidad más bajos. Así podríamos encontrar una conciliación entre los resultados obtenidos con la ecuación matemática de la lubricación elástico-hidrodinámica y los del rheograma del líquido sinovial.

Las consecuencias fisiopatológicas podrían resumirse diciendo que en tanto el líquido sinovial mantenga su normal naturaleza: su tixotropía, elasticidad y actividad de superficie, y en tanto que el cartílago articular preserve su elasticidad estructural y su tixotropía de imbibición, las superficies cartilaginosas no estarán en contacto y no tendrá lugar una lubricación limítrofe. Pero cuando el líquido sinovial se modifique en su concentración o desintegración de su polímero proteína/ácido hialurónico y alteren sus características reológicas normales se abocará a una lubricación limítrofe, como sucede en todas las artroplastias metálicas hoy, críticas ayer.

Análogamente, cuando se afecte la lisura y elasticidad del cartílago articular, el líquido sinovial se verá sometido a gradientes de velocidad excesivos que le llevarán a su degradación polimérica y desintegración estructural, con lo que, modificado en su viscosidad y elasticidad, podrá ser exprimido fuera de la zona de carga y se integrará en la lubricación

de contacto con el consiguiente daño a las características elásticas del cartílago articular.

Hay en esta interrelación líquido sinovial/cartílago el fácil mecanismo de un círculo vicioso a desencadenar bajo cualquier condición etiopatogénica determinante. Si un trauma o una infección disminuye la viscosidad del líquido sinovial se podrá alterar la elasticidad de las superficies articulares y si por el contrario son éstas las que se modifican en su normal elasticidad, el líquido sinovial sufre cierta degradación mecánica y en consecuencia, un ulterior daño para el cartílago articular. De esta forma, el círculo se cierra en un determinismo de deteriorización progresiva.

Aquí terminamos nuestra exposición sobre la reología del líquido sinovial, de la que partimos de las ideas metafísicas de Heráclito, y con estas mismas ideas podríamos terminar enjuiciando su problemática actual en la que su razón íntima se nos escapa: El «sophon» que diría Heráclito, lo «que verdaderamente es»; pero «la Naturaleza gusta de ocultarse» y en ella todo fluye, el mundo que ansiamos conocer y nosotros mismos los cognoscentes, pues el verdadero conocimiento es algo imposible para el ser perecedero que es el hombre, pues supone la permanencia de algo idéntico y esto se da tan sólo en la razón suprema de la Divinidad.

He dicho.



# DISCURSO DE CONTESTACION

POR EL ACADEMICO NUMERARIO

Ilmo. Sr. Dr. D. JUAN JOSE BARCIA GOYANES

Excelentísimo señor Presidente;

Excelentísimos e ilustrísimos señores;

Ilustrísimos señores Académicos;

Señoras y señores:

Si no conociésemos la figura y la obra del ilustre colega que hoy se nos entra por las puertas de la Real Academia, no podríamos, después de haber oído el magnífico discurso al que voy a tener el inmerecido honor de contestar en nombre de la Corporación, sospechar que su autor procede del que Sir d'Arcy Power llamó «el imperio de los cirujanos». No podríamos sospecharlo, en el supuesto de que la palabra Cirujano despierte en nosotros la imagen, tantas veces desmentida por la realidad, pero metida en las entrañas mismas de nuestra tradición cultural y exaltada por el instinto popular que realza, hasta hacerlos arquetípicos, aquellos atributos que juzga constitutivos de una clase, de un grupo o de una profesión: la del hombre de acción, poco dado a la meditación y a la duda, menospreciador del conocimiento que no sea presupuesto insoslayable de su hacer terapéutico; la del práctico que, orgulloso de su humilde origen histórico, sigue en Inglaterra anteponiendo a su nombre las democráticas siglas Mr. en lugar de posponer las M. D. expresivas de una muceta que por tanto tiempo se le discutió. El discurso del Profesor Gomar parece engendrado en un laboratorio de Fisiología y firmado, por continuar con la alusión a las costumbres de países en los que el recipiendario, tan ilustres amigos, tiene, por quien, detrás de su apellido, no solamente pudiese escribir las iniciales de un doctorado en medicina, sino también las Ph. D. del magisterio en Filosofía. Pero creo, señores, que todos nosotros estamos inmunizados contra la tentación de oponer el pensamiento a la acción y a juzgar inencarnables en una sola persona aquellos dos polos del quehacer curativo que son el hierro y el fuego por una parte, y por otra los sabios discursos de que Platón nos habló y que Pedro Laín nos ha recordado tantas veces.

Si en el nuevo Académico nos sería fácil descubrir las facetas del hombre de ciencia, del humanista, del docente, del organizador, del amante del arte y del deporte, todas ellas y otras muchas más no son sino travesunto de su personalidad de cirujano de cuerpo entero.

Hay profesiones en las que el hombre es lo de menos. Son como una

anticipación de los cerebros electrónicos y, como en ellos, lo único interesante es el primer con que realizan la función que les está encomendada; ruedas necesarias en la maquinaria de la civilización a las que sólo pedimos perfección en el engranaje y resistencia en su materia; y de las que sólo nos cuidamos para llevarles el lubricante que su fricción requiere. Otras, por el contrario, no pueden ocultar al hombre; antes, lo exigen y sin él no son sino chatarra: tales la de maestro, la de militar, la de médico. La de médico, antes que cualquier otra, aunque tantas veces se ha dicho en los últimos años que la acción terapéutica es una acción interhumana que al hacerse tópicamente la afirmación corremos el peligro de desconocer la gran verdad que encierra. Y dentro de la medicina, quizás es más apremiante esa exigencia cuando de la cirugía se trata; porque en el acto quirúrgico alcanza el acmé de su tensión interhumana la acción terapéutica. Fue un cirujano —Harvey CUSHING, al hablar de su famoso caso Dorothy Russell, la pobre muchacha que operó dieciséis veces de un meningioma recidivante— quien escribió estas hermosas palabras:

«En el protocolo post-mortem se consigna que no se ha recibido descripción del cerebro y que probablemente ya no se recibirá. Pero incluso un anatomopatólogo puede seguramente perdonar a un cirujano que no sienta un gran entusiasmo ante un cerebro sin vida que más de doce veces estuvo entre sus manos vivo y pulsátil; y que pudo aprender durante las operaciones y en su intervalo cosas de su poseedor que el microscopio no podría descubrir nunca.»

Por eso, de la misma manera que en el recuerdo de la infancia de que nos hablaba Gomar, surge la figura querida y admirada de don Pedro Tamarit —y yo me sumo gustoso al homenaje de que acaba ser objeto, en el discurso que hemos oído, aquel llorado compañero—, será difícil que en los recuerdos de cualquier hombre que ya sienta el gusto de volverse hacia ellos no ocupe un puesto de honor otro cirujano. Por mi parte tengo siempre presente al que fue mi Maestro, el doctor Baltar Cortés, figura señera de la cirugía gallega, del que aprendí a mirar con respeto estas manos ungidas por el óleo sagrado del humano dolor.

Yo he conocido al hombre que es Francisco Gomar antes y mejor que al cirujano que ha devenido; y nuestra amistad se ha ido forjando al paso de los años, en la convivencia frente a tareas comunes, en la solidaridad de unas mismas alegrías y en el compartir parejas decepciones. Yo he podido apreciar como pocos el valor de su carácter, coctel en que se han mezclado la cordialidad y el optimismo, el amor al trabajo y el interés abierto hacia todos los rumbos, la exigencia para consigo y la tolerancia benévola hacia los otros, el ansia constante de superación y la aceptación alegre de la vida tal y como ella es, y, como corteza de angostura que da

gracia a la bebida, su sentido del humor un poco irónico, que a semejanza del de aquel gran cirujano que fue William Osler, ha hecho famosas tantas frases suyas y le ha proporcionado algunos desafectos.

Y ya que del hombre os he hablado con la parquedad y la mesura que demanda su presencia entre nosotros, veamos ahora, también con la brevedad que el acto exige, alguna cosa de sus realizaciones.

Fue el doctor Gomar alumno de nuestra Escuela de Medicina por la que pasó brillantemente —no menos de 24 Matrículas de Honor adornan su expediente— obteniendo el Premio Extraordinario de la Licenciatura en 1944, después de haber sido Alumno Interno de Clínicas tras oposición y en que obtuvo el número 1. Becario del Excmo. Ayuntamiento en 1944 y de la Excmo. Diputación y del Patronato Nacional Antituberculoso en 1945 se consagra pronto a la que había de ser una vocación profesada sin reservas: la docencia universitaria en la que pasa por todos los grados —Ayudante de Clases Prácticas de Patología Quirúrgica, Profesor Adjunto de la misma disciplina en 1949 y, finalmente, tras brillantísimas oposiciones de las que me cupo el honor de ser testigo, Catedrático de Patología Quirúrgica de la Facultad de Medicina de la Universidad de Sevilla en 1954. De allí, en virtud de traslado, había de pasar a la misma Cátedra de la Facultad de Medicina de Valencia, sensible a las voces de la tierra nativa y dejando en la vieja Hispalis un sólido prestigio y atrayentes perspectivas.

Su labor en nuestra Facultad, por ser la mejor conocida de todos nosotros, habrá de ocuparnos muy brevemente. Toma parte muy activa, como Secretario de la Facultad primero y como Director del Hospital Clínico más tarde, en la reorganización y ampliación de Servicios que en estos últimos años experimentó nuestra Alma Mater; da a su Cátedra, de acuerdo con su compañero de disciplina el Profesor Carbonell, una orientación especializada más de acuerdo con las modernas orientaciones y las conveniencias de la enseñanza. En su Escuela, de la que son hijuelas la Escuela de Rehabilitación y la Escuela de Traumatología y Ortopedia que dirige, se han realizado, en breve período, seis tesis doctorales, cinco monografías —«La hipoproteïnemia por resección gástrica» (1950); «Tumores del Mesenterio» (1951); «Abdomen Traumático» y «Aplastamiento Torácico» (1962) y «Patología Mamaria» (1960).

El número de trabajos publicados es demasiado grande para que pueda recogerlos aquí, ni aun siquiera por los títulos. Pero me parece obligado recordar, por su especial importancia: *Fisiología de la hipercapnia en Cirugía*; *El test de Thorn en el período post-operatorio*; *La peridurografía en el diagnóstico de las ciáticas vertebrales*; *Las hemorragias intra-*

*craneales del lactante; La malignización de los tumores de mieloplasias, y El síndrome de Paget-Schröder.*

Sus conferencias, en España y fuera de ella, han sido igualmente numerosas y solo quiero recordar aquí, por su especial significado las que pronunció en Owestry, en Inglaterra, sobre «Brucelosis ostearticulares» y en Birmingham, sobre «Osteotomía del Iliaco en la Luxación Congénita de la Cadera».

Numerosas Sociedades Científicas lo han honrado y se han honrado al contarlo entre sus miembros. Citaremos entre las nacionales a la Sociedad Española de Cirujanos; la Sociedad Hispano-Lusa de Cirugía y Traumatología y la Real Academia de Medicina de Murcia. Y entre las extranjeras, la Societé Internationale de Chirurgie, la British Orthopaedic Association, la Societé Française d'Orthopédie et Traumatologie y el International College of Surgeons.

El profesor Gomar ha sido Ponente en el IX Congreso de la Sociedad Española de Traumatología y Ortopedia, en el VI Congreso Nacional de Cirugía y en las II Jornadas Médicas de Levante.

El 25 de noviembre de 1960, elegía la Real Academia de Medicina de Valencia para ocupar uno de sus sitiales vacantes al Profesor Gomar Guarnier. Si entonces entendió la Ilustre Corporación que nuestro compañero tenía méritos más que suficientes para ello, esos méritos, como veis, se han multiplicado en el lapso transcurrido. Ello confirma el acierto de la elección y aumenta hoy nuestra alegría al recibirlo. Y la mía, especialmente, al tener el privilegio que debo a su afecto y a vuestra bondad de darle la bienvenida en nombre de todos.

Parece ahora obligado, Señoras y Señores, que me refiera en alguna forma y procurando no abusar de vuestra paciencia, al notable discurso que acabamos de escuchar. En él nos ha expuesto el recipiendario las interesantísimas propiedades del líquido sinovial tal y como nos las revela la reología. ¡Qué lejos nos encontramos de aquel líquido nutricio de los ligamentos para el que Paracelso inventó innecesariamente el nombre de *synovia*!

Cuando, antes que a vosotros, me fue dado conocerlo, me parecía releer las consideraciones de PETERS acerca de la tela de la epeira o las de WOLTERECK sobre la manera de hacer su cucurucho para albergar los huevos el *Deponaus Betulae*. También aquí nos encontramos ante una obra maestra de la naturaleza en la que el líquido utilizado para lubricar las superficies articulares goza de propiedades que no posee ninguno de los lubricantes utilizados por la técnica, al ser un líquido no newtoniano y tixotrópico, cuya viscosidad disminuye con el cizallamiento; al haberse unido a esas propiedades ideales del líquido lubricante la creación de unas

condiciones de las superficies en presencia que, si por una parte mantienen una cierta incongruencia entre las mismas, la necesaria para dar origen a la cuña líquida que ha de facilitar su deslizamiento, aumenta por otra la superficie de contacto por su deformación bajo la carga y, al ser poroso el cartílago que las forma, da lugar a la lubricación por humedecimiento que, sin saberlo, ha reproducido la técnica moderna con el uso de los cojinetes porosos... ante estas maravillosas propiedades, magistralmente expuestas por mi apadrinado, no hubiera vacilado Lorenzo HEISTER en prorrumpir en aquel ditirambo que coloca al comienzo de su «Compendium Anatomicum», al señalar como fin primario de la Anatomía «El conocimiento y contemplación de las obras admirables del Numen Supremo en el cuerpo humano; puesto que la contemplación de la complicadísima fábrica, y de la admirable forma de las partes, y de su trabazón, relaciones, acción y uso... demuestra de una manera clarísima Su inmensa y maravillosa sabiduría, invitando a su culto y veneración».

Pero nosotros, no por menos piadosos, pero por creer que la oración del hombre de ciencia es el añadir un grano de arena al edificio del conocimiento de la realidad, quisiéramos añadir algo a lo dicho por el Profesor Gomar que, al ser la respuesta de la Real Academia cuya representación inmerecidamente ostento, no fuese demasiado indigno de ella. Y al hacerlo, y en nuestro diálogo con él queremos evitar el adentrarnos en el terreno de la cirugía osteoarticular en el que es Maestro, pero en el que nosotros nos moveríamos con dificultad, y vamos a recluirnos en el morfológico en el que el Profesor Gomar ha demostrado encontrarse como en casa propia.

En todos los tiempos el observador de la naturaleza ha quedado sorprendido por la perfección con que los seres vivientes resuelven los problemas técnicos que la vida les plantea. Pero no olvidemos que, en realidad, el mundo exterior solo aparece como «problema» para el hombre. Los demás seres vivientes crean, en cierto modo y mediante sus receptores —si se nos permite emplear esta denominación, creada para el sistema nervioso de los animales para designar todas las estructuras por las que en el ser viviente, animal o vegetal, se establece una relación con el medio en dirección de este al viviente crean, decimos, mediante sus receptores su propio mundo —el Umwelt de von Uexküll— que está adoptado —y no podría ser de otra manera— como el guante a la mano a las posibilidades adaptativas del ser viviente.

Ahora bien: si los seres vivientes no tienen problemas, o al menos, no están hechos para plantearse los y resolverlos, esta circunstancia nos plantea a nosotros, biólogos, uno de los retos más alucinantes de la moderna biología.

El transformismo, al atraer con la fuerza con que lo hizo, la atención de los naturalistas hacia la génesis de las especies, dejó en un segundo plano los aspectos fundamentales de la biología, los que afectan a todas y cada una de las especies. Y de igual manera que los descubrimientos de Mendel hubieron de esperar 36 años a que Tchernak, de Vries y Correns los sacaran del ostracismo a que los había condenado el monopolio transformista, resulta notable que Ernesto Haeckel, que creó en 1869 la palabra *ecología* se desinteresase después de las relaciones del viviente con su medio, problema sin cuya resolución resulta coja toda doctrina que pretenda explicar la génesis de las especies.

Cuando ante hechos como el prodigioso ahorro de energía con que el gusano de luz enciende su antorcha nupcial o las propiedades que la rreología nos revela en el líquido de las articulaciones nos quedamos perplejos y queremos penetrar en su significado, nos es difícil desprendernos de nuestra condición de *hominés fabri* y tendemos a considerarlos como problemas técnicos que el ser viviente ha resuelto por un desconocido camino, pero como si se hubiese enfrentado con ellos a la manera humana. Y si la explicación mecanicista nos parece inane, justo es reconocer que no es mejor la vitalista que supone, consciente o inconscientemente, una idea maquinista del ser viviente.

Mientras el biólogo se mantiene en una actitud platónica, limitándose a tomar el ser viviente como dado y a analizarlo en sus estructuras y funciones, su labor, por perfecta que sea la tarea realizada y por admirables que sean los hechos descubiertos, no le permitirá captar el sentido que el viviente alberga. Y si quiere hacerlo dejará de hacer ciencia positiva y se adentrará en la filosofía de la Naturaleza.

Ciertamente, Profesor Gomar, como habéis dicho con palabras de Heráclito, «la naturaleza gusta de ocultarse». Cada vez que el hombre da un paso, un diminuto paso, en el conocimiento del cosmos, canta alborozado como si se hallase ya en posesión de aquello que, en los albores del tiempo, le prometió la Serpiente: «eritis sicut dii, scientes bonum et malum».

Sin que, ante los misterios de la vida, hayamos de repetir con Du Bois-Raymond: «Ignoramus et ignorabimus»; aún afirmando nuestro optimismo en la capacidad cognoscitiva de la mente humana, justo es que seamos humildes. Y así reconocemos que, cuando de la adaptación al medio se trata, de las leyes que rigen eso que Cuenot llamó la preadaptación; de los caminos por los que el ser viviente desarrolla sus posibilidades, encontrando en cada encrucijada la dirección conveniente, poco más sabemos

a su hijo con aquella canción de cuna que era, al propio tiempo, un canto a la Providencia digno del Cantor Sagrado:

Siva, que manda al hombre las cosechas  
y hace que sople el viento,  
sentado en el umbral de un claro día  
ha de ello mucho tiempo,  
repartió su porción, a cada uno  
de pan, trabajo y duelos,  
desde el Rey que en el *guddee* se reclina  
al pobre pordiosero.  
Hízolo todo Siva, el que protege,  
sí, todo, lal-la-reo,  
dio el espino al camello, al buey forraje  
y a ti, mi niño, por cojín mi pecho.