



生物結構組織之磨潤特性及其仿生工程應用之相關文 獻探討

方治國*

國立宜蘭大學機械與機電工程學系

摘要

生物結構與組織之巧妙常令人嘆為觀止，特別是其精微之結構與高效之功能，經常啟發科學家及工程師設計之靈感。本文著重於探討生物體「磨潤學」相關議題及其工程應用。磨潤學是關乎物體間摩擦、磨耗、與潤滑之科學，對生物體之運動具有重要之意義；而其在工程上之應用亦甚廣，只要有相對運動、或潛在相對運動之元件皆是磨潤學探討之課題，其應用領域涵蓋生產機械、運輸機械、能源機械、生活機械、乃至電腦資訊周邊系統等。本文主要探討生物磨潤之課題，包括生物黏附性、減低摩擦之生物游動系統、以及關節潤滑之磨潤相關機制。特別是水生脊椎動物表皮之邊界層阻尼，以及表皮微結構之減阻效果。此外亦探討運用前述相關生物磨潤法則於工程設計之實例。

關鍵詞：磨潤學、摩擦、生物體、黏附、阻力。

*通訊作者 E-mail : ckfang@niu.edu.tw



Tribological Characteristics and Biomimetic Applications of Living Structures and Tissues – A Review

Chih-Kuo Fang*

Professor, Department of Mechanical and Electro-mechanical Engineering, National Ilan University

ABSTRACT

Wonders are everywhere in biological structures and tissues. In particular, the elegant structures and powerful functions of living organisms often provide scientist and engineer inspirations in designing artificial devices. This article is focused on the investigation of tribological issues of living organisms and their applications to engineering design. Tribology is a science related to friction, wear, and lubrication. In addition to the motion of living bodies, tribology also plays an important role in engineering applications. As long as there is a motion or potential motion in the device of interest, there are tribological issues. The applications of tribology cover the equipments for manufacturing, transportation, power generation, daily life, and even computer information systems. In this article biological tribology is studied, including the tribological mechanisms of biological attachment and biological swimming systems with reduced friction. In particular, the damping effects of boundary layer on the skin of aquatic vertebrates are investigated in addition to the drag reducing effects of their skin microstructures. Finally, applications of the above-mentioned biological tribology principles in engineering design are discussed as well.

Keywords: Tribology, Friction, Living organisms, Attachment, Drag

***Corresponding author E-mail:** ckfang@niu.edu.tw

一、前言

「磨潤學」(tribology)衍生自希臘字 Τριβω (動詞 Tribos = “I rub”, 按字面翻譯為摩擦) 之字根 τριβ , 加上字尾 -logy。一面來說, 摩擦造成運動體運動之阻力, 該阻力來自與物體產生機械性接觸之底材及周圍介質(如空氣、水等流體); 另一面來說, 吾人需要足夠之摩擦以移物體, 或克服其他摩擦造成之阻力(drag)。

將磨潤學應用在生物體上稱作「生物磨潤學」(bio-tribology)。Radhakrishnan (Radhakrishnan, 1998)認為「生命系統」之最佳化在於一方面能將系統某部分之摩擦最小化; 而另一面又能將系統另一部分之摩擦最大化。最大化之摩擦可用來作加速、減速、及操控(maneuvering); 而最小化之摩擦(如關節)則具節能效果(Scherge and Gorb, 2001)。

「工程磨潤學」(engineering tribology) 則為利用磨潤學之原理, 經由適當之結構設計、正確之材料選用、及有效之潤滑, 以降低機件之磨耗及能耗, 進而提高系統效率。對於有些工程磨潤學極具挑戰性之問題, 工程師逐漸轉向自然界以尋求有效解決之道。此乃由於自然界之磨潤系統具有精微(elegant)、高能效(energy efficient)、及耐久(durable)之特性 (Neville et al., 2007), 因此, 生物磨潤學常可提供工程師在最佳化設計及材料選用上之靈感。

二、生物黏附性 (Biological Attachment)

摩擦現象是由 moving contact 之物體的表面薄層所主控。根據摩擦「兩項模型」(two-term model of friction)之概念, 摩擦包含黏著(adhesion)與變形(deformation)兩部分, 且二者不具互動性(non-interacting)。在黏著方面, 當兩表面逐漸接近, 由於其原子或分子間之吸引(attraction)及排斥(repulsion)力的作用而產生表面力。兩表面距離(Z)在其平衡距離(equilibrium separation) Z_0 時, 引力與斥力達平衡, 當 $Z < Z_0$ 時, 兩面相斥; 當 $Z > Z_0$ 時, 兩面相吸。由於這些力的作用, 使兩表面上之實際觸點(real contact spots)形成接點(junctions), 因而使兩表面產生結合(bonds)。而接點的形成及破裂(rupture)支配摩擦之黏著部分。這種形成接點的簡易模型係由 Bowden and Tabor (1964)所提出。

生物體有許多需要減小黏著現象之例子。例如人體皮膚須持續提供稱作「皮脂」(Sebum)之油脂性分泌物(Fatty excretion)作為潤滑以及防止碰觸固體表面時之黏著現象; 肺泡(Pulmonary alveoli)表面覆蓋一層表面活性劑(Surfactants), 以避免肺部分枝狀組織

(Branch-form tissue)構成之緻密網狀結構在呼吸過程中發生糾纏的現象。另一方面，大自然中亦有許多根據黏著原理設計之牢固(firm)或可鬆脫(releasable)的黏附系統(attachment systems)。其黏性裝置(sticky devices)不僅用來穩固地吸附於各種基材表面，並能使其達到行動(locomotion)的目的 (Scherge and Gorb, 2001)。例如蒼蠅、蜘蛛、壁虎(geckos)等各種不同體重之動物能夠黏附於垂直牆壁甚至天花板上並且能夠行動自如。此種能力來自於有效之黏附機制(attachment mechanisms)-圖案化之表面結構(patterned surface structures)與基材輪廓之相互作用。圖 1 為動物之腳底及其末端元(terminal elements)，(b)圖顯示末端元具有毛狀設計之吸附墊。深入之顯微觀察顯示這些黏附裝置具有很強的尺度反轉效應(inverse scaling effect)，即愈重之動物其黏附結構愈細。例如對於蒼蠅及甲蟲(beetles)而言，微米(μm)級尺度之末端元即已足夠；而壁虎則須靠次微米(sub- μm)裝置方能確保黏著效果。運用接觸力學(contact mechanics)原理可量化解釋此種一般趨勢。根據接觸力學，將觸點分裂(spilt)為更細之次觸點(sub-contacts)可增大黏著效果。此原理在自然界黏著系統處處可見，並可轉換至實際應用層面(Arzt et al., 2003)。

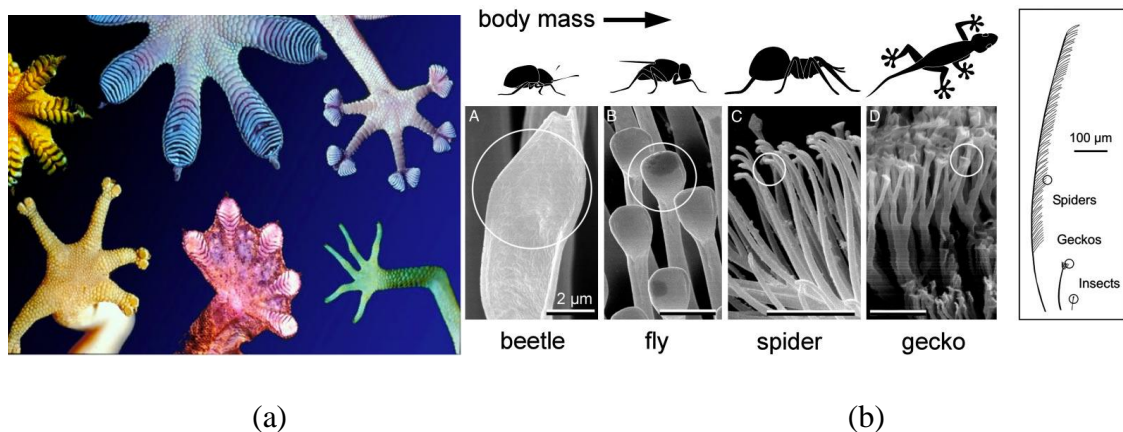


圖 1. 動物腳底(a)及其末端元(b)。

(圖片來源：(a):

<http://laurainscience.wordpress.com/2011/06/03/look-out-below-how-geckos-stick-without-being-sticky/>, Date: 2011-12-24；(b): Arzt et al., 2003)

三、減低摩擦之生物游動系統 (Biological Swimming Systems with Reduced Friction)

魚類在水中要游得快之難度比鳥類在空中要飛得快更高。科學家發現，海洋哺乳動物(marine mammals)在水中游動時常具有甚低之液動阻力(hydrodynamic drag)。其相關研究有助於工程師設計速度快、能量效率高之船舶、潛艇等。

流動介質(streaming medium)施於浸沒體之作用力有二方式：其一為流體在物體表面產生垂直方向之壓力，此為慣性力(inertial forces)之來源；其二為作用於物體表面切線方向之摩擦力或剪力(Fung, 1998)。影響其合力之因素包括物體幾何形狀、相對於流程之尺度(relative dimensions to the flow)、及流體之特性(密度 ρ 、黏滯性 μ 、及速度 v)。阻力是壓力與壁剪應力綜合作用產生的淨力。由壓力所造成之阻力部分稱為壓力阻力(pressure drag)或形狀阻力(form drag)，因其受物體形狀影響；而直接由壁剪應力造成的阻力部分稱為表面摩擦阻力(skin friction drag)或摩擦阻力(friction drag)，純由摩擦力所造成。

合力分析使用到的雷諾數(Reynolds number)為慣性力 $\rho v^2 l^2$ 與黏滯力 $\mu v l$ 之比，即 $Re = vl\rho/\mu$ ，其中特徵長度(characteristic linear dimension) l 此時為體長(body length)。若兩相似形狀之物體之雷諾數相同，則其周圍流體流動方式相似。對於黏滯性流體，緊鄰固壁(solid wall)有一邊界層(boundary layer)，在邊界層外之流體可視為非黏滯性(non-viscous)。在介質對運動體產生之摩擦阻力上，此邊界層扮演一重要角色。流體在靠近固壁處之速度接近零，且沿著垂直於物體表面之方向，流速逐漸增加。在距表面某距離處，流速近似自由流速度(free flow speed)。一般接受自由流無摩擦之概念。厚度小於 1 mm 之邊界層為摩擦活躍(friction-active)之區域。隨著雷諾數之增加，邊界層厚度亦增加(Scherge and Gorb, 2001)。邊界層內流體以層流(laminar)或亂流(turbulent)方式流動。層流中，介質粒子之運動幾乎平行於物體表面；而亂流中，則以某特定方向旋轉。超過臨界雷諾數時($Re > 3.2 \times 10^5$)，層流轉變為亂流(Nachtigall, 1977; Scherge and Gorb, 2001)。單細胞生物(unicellular organisms，如原生動物)及浮游生物(plankton)以低雷諾數游動，鯨魚則以非常高之雷諾數游動($Re \approx 10^8$)，但其表皮之特殊結構可使邊界層之亂流(turbulence)延後至較大雷諾數(Reynolds number)才發生。

海洋動物之黏性分泌物(adhesive secretion)(如黏液(mucus))、柔性表皮(compliant skins)、鱗片(scales)、肋(riblets)、及粗糙表面等均會影響流速梯度、流動型態、及動物表面之邊界層厚度，且可能對阻力大小造成明顯之影響。茲就黏性分泌物、柔性表皮之阻尼、及表皮微結構之減阻功能探討如下：

1. 黏性分泌物

某些海洋動物已發展出一種機制，能將邊界層內之摩擦減少 60%。牠們能產生表皮分泌物(skin secretions)，通常微溶於水。在微亂流(micro-turbulence)較強之區域，這些物

質可被局部釋散出來，而將微亂流阻尼掉(Nachtigall, 1977)。由於此種表皮分泌物之作用，魚能在短時間內達到極高之速度。一種解釋是黏液(mucus)之長鏈高分子可降低壓力梯度，因而明顯降低摩擦。

2. 柔性表皮之阻尼

科學家多年前即已知道海豚(dolphin)之流線型(streamlined)體型有助於減小游泳時水流作用於表皮之壓力或形狀阻力及減小摩擦或摩擦阻力。而鮮為人知的是海豚每兩小時脫落一次的柔軟、薄片狀(soft flaky)皮膚在降低前述二阻力、使其游速更快上亦扮演不可或缺之角色。除了表皮之柔軟性(softness)及波狀性(waviness)可降低摩擦造成之阻力外，科學家亦發現藉由其表皮之脫落可干擾(disturbing)表皮附近之渦流(vortices) – 微小之漩渦(whirlpools) – 而減小阻力。這些渦流本身會減低海豚之游速。

邊界層由層流轉變為亂流時將造成層內之震盪(oscillations)現象。若系統能在雷諾數增加至臨界值之前抑止該震盪現象，則可防止亂流之生成。故此，可使亂流在較大之雷諾數或流速才形成，亦即使臨界雷諾數推移至較大之值。動物表皮之彈性結構可產生此種邊界層阻尼之效果(boundary-layer damping)。海豚表皮即具有此種特殊之設計，其表面極為光滑且柔軟。其看似光滑的表面，在超高功率電子顯微鏡下呈現奈米尺度之波紋(ripple)；而柔軟之表皮則可能有助於使壓力脈衝(pressure pulse)分佈均勻化，因而降低阻力。如圖 2 所示，海豚皮質外部由覆蓋層(covering layer)、內層(inner layer) – 真皮乳頭(corium papillae)、真皮溝(corium grooves)、及底真皮(underlying corium layer) 所構成，真皮乳頭區則充滿阻尼性流體(Scherge and Gorb, 2001)。

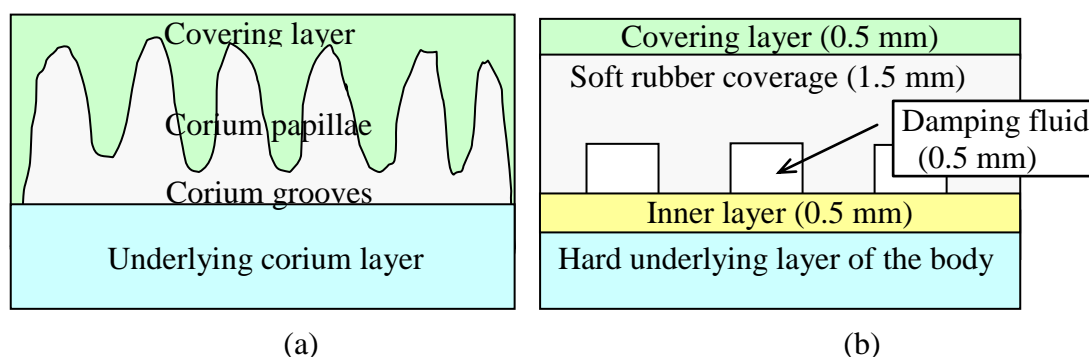


圖 2. 高雷諾數流體之減摩結構：(a)海豚皮層架構（重繪自(Nachtigall, 1977)）；(b)類海豚表皮之人造覆層設計（重繪自(Scherge and Gorb, 2001)）。

海豚模型實驗顯示：藉由表皮結構將臨界雷諾數推移至較高之數值，可使摩擦阻力

降低 60%。其可能之解釋是海豚表皮外部之黏彈特性(viscoelastic properties)可阻尼掉流體流經海豚身上某些不規則區域產生之短波長亂流(short-wave turbulence)。在微亂流之壓力下，其表皮類似橡膠外層產生形變(deforms)，由於類橡膠層(rubber-like layer)底下有阻尼液，故使皮膚表面可發生局部變形而達到阻尼之效果。故此等材質及結構設計能夠阻尼掉亂流(比邊界層厚度大 10–40 倍) (Scherge and Gorb, 2001)。早在 1957 年，Kramer (Kramer, 1957)即已提出海豚身上之柔性生物材料被複層(compliant biomaterial coating)可減低流體阻力之看法，他們使用模擬海豚表皮之被覆層製作於水中物體表面，並進行拖曳實驗(Kramer, 1960; 1961; 1962)。

由海豚柔性表皮所得靈感，工程師使用奈米碳管複合材料製作航行器外殼及風機葉片以減少阻力、增加空氣動力效率。一般傳統工程材料很難兼具高強度及高阻尼特性，而奈米碳管因具奈米尺度之圓柱形中空結構，對這兩種性質皆有加強之效果。

3 表皮微結構之減阻

一般熟知在亂流中，可透過表面粗化(roughening)以減小阻力(Dinkelacker, 1988; Choi et al., 1993; Goldstein et al., 1995; Koeltzsch et al., 2002; Bechert et al., 2002)。鯊魚皮是最明顯的例子，故此種亂流中之減阻效果稱為鯊魚皮效應(shark-skin effect) (Vogel, 1996; Nachtigall, 1998)。

Fahrenbach and Knutson (Fahrenbach and Knutson, 1975)使用掃瞄式電子顯微鏡(scanning electron microscope, SEM)觀察研究一些代表性之脊椎動物(vertebrates)表皮(epidermal surface)下之細胞層(cell layers)，特別是針對減小摩擦之效果。其研究報告指出，對於水生脊椎動物(aquatic vertebrates)，微脊(microridges)與微絨毛或微芽(microvillous, micro-outgrowths)之圖案(pattern) 具有主導作用。當其軀體於介質中以高雷諾數運動時，其邊界層之摩擦可因表面的此種刻蝕(sculpturing) 圖案而得以降低，鯊魚皮為其中一例。鯊魚皮極為粗糙，乾燥鯊皮甚至可作為砂紙。魚皮上有許多微小 V 形凸塊，為尖銳之盾狀魚鱗，又稱皮齒(dermal teeth)，其材質同鯊齒，為象牙質(dentine)上覆牙瑯瑤(dental enamel)。鯊皮粗糙表面可使鯊魚在水中滑游時減小阻力，以致達到驚人之游速。

圖 3 顯示鯊魚皮表面具溝槽結構之魚鱗(grooved scales)。鱗片大小在 200 μm 至 500 μm 之間，其表面肋(riblets)間具有平行之凹槽，方向約與魚身縱軸平行，可透過導引(channeling)水流沿結構凹槽方向而減低阻力。針對平滑體模型及具有前述凹槽之模型(尺

寸近似原始鯊魚皮)所做的流阻(flow resistance)實驗顯示：在雷諾數 1.5×10^6 時，具凹槽模型之流阻比平滑體模型低 5%~10%，而凹槽及肋之幾何形狀亦會影響其結果(Scherge and Gorb, 2001)。

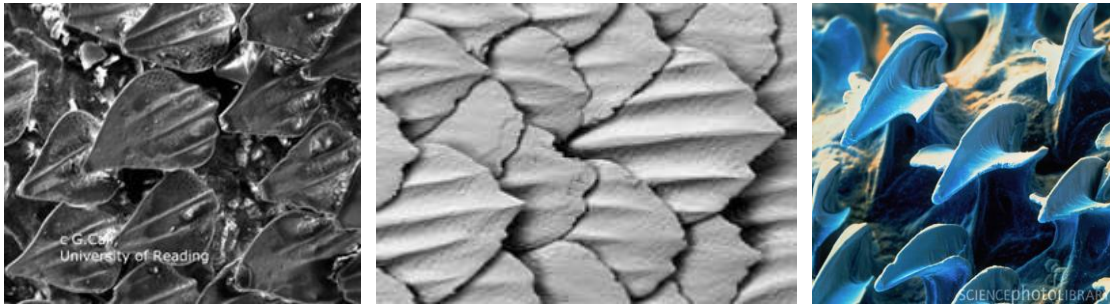


圖 3. 鯊魚皮鱗片表面槽狀結構。

(圖片來源：<http://www.sharkskincoating.com/newse.asp?newsid=239>, Date: 2007-10-9；
<http://sbio.uct.ac.za/Webemu/gallery/descriptions.php>, Date: 2011-12-1；
<http://www.sciencephoto.com/media/375391/enlarge>, Date: 2011-12-1)

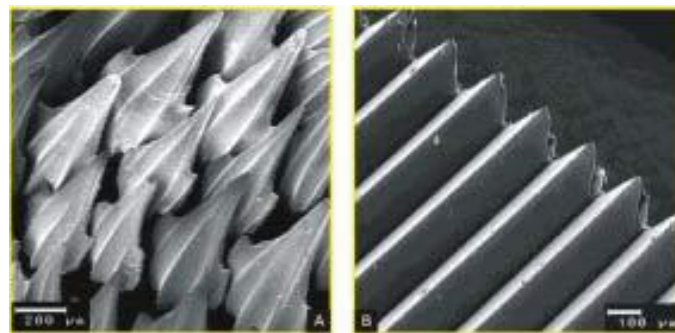
Nachtigall (Nachtigall, 1998)針對鯊魚皮效應(shark skin effect)提出解釋。邊界層中除了縱向微亂流(longitudinal micro-turbulence)外，尚有橫向微亂流(cross-directed micro-turbulence occurs)，而鯊魚鱗上之縱向溝槽(longitudinal grooves)可防止橫向微亂流之形成，不過溝槽相鄰兩肋頂間距須小於橫向波長(lateral wavelength)之半方有效果。這些溝槽可容許水流以微渦流(microscopic vortices)形式沿著溝槽盤旋前進。數值模擬結果(Hu et al., 2007)顯示：當微肋造成 streamwise 之反向渦流(reverse-vortices)時，會同時產生一系列之二次渦流(second-vortex)，因而減弱反向渦流之強度，從而抑制低流帶(low-flow strips)之生成及發展，而達到降低亂流阻力之效果。

此外，肋刃(riblet edges)必須夠銳利方能避免邊界層橫向流(cross-directed flows)之形成。當流體流向與肋向(riblet directions)成某一角度時，肋可將邊界流導引至肋軸(riblet axis)方向。平行於肋軸方向所量測到的流阻比橫向為低(Scherge and Gorb, 2001)。除了水生動物外，此現象亦適用於空中飛行之鳥類、昆蟲等。例如鳥類羽毛上之微鱗片(micro-scale)具有類似效果。快速飛行之昆蟲，其身上常覆蓋有細毛及皮芽(skin outgrowths)或刺(acantae)，大小約為 10~100 μm ，這些微結構均具有前述之效果(Bocharova-Messner and Dmitriev, 1984)。

在工程應用方面：根據鯊魚皮結構，美國國家航空暨太空總署(National Aeronautics

and Space Administration, NASA)最早使用脊部與表面垂直之縱肋(longitudinal riblets)來減低船舶及飛行器平坦表面之阻力。圖 4 (a)、(b)分別為為真鯊魚皮及仿鯊魚皮船殼(synthetic ship skin)表面之肋狀結構。此種結構亦曾用在美洲杯帆船賽(America's Cup)美國隊之「星條旗號」(Stars and Stripes)上,獲得 1987 及 1988 年冠軍。而由於此種表面結構具有之優勢,在其後之比賽中被禁止使用以求公平。除了船舶外,鯊魚皮結構亦已發展至航空器之應用以降低飛行阻力(Scherge and Gorb, 2001)。

在人造鯊魚皮結構製作技術方面:例如模仿肋結構在膠帶上刻製一系列寬度僅千分之幾英吋之微凹槽(microscopic grooves)貼於飛機或船身以減低阻力。Putten 等人(Putten et al., 2009)透過冷滾方式直接於鋁板表面滾製類鯊魚皮之肋狀結構。此外,德國不來梅(Bremen) Fraunhofer 研究院製造工程與應用材料研究所(Fraunhofer Institute for Manufacturing Engineering and Applied Materials Research, IFAM)並開發出飛機、船舶、風電廠(渦輪葉片)之類鯊魚皮塗料技術:將塗料均勻塗佈於印刷模板(stencil)上,使塗層呈現鯊魚皮圖案,經紫外線硬化後將模板剝離而得圖 5 之鯊魚皮結構(sharkskin structure)。除能有效降低流體阻力(節能、減碳)外,並透過添加奈米微粒,以達抗 UV、耐溫變(-55~70°C)、及承受高速流體之機械負載等嚴苛環境。此外,人造鯊魚皮結構亦應用在高轉速軸頸軸承(journal bearing):於摩擦面製作微脊及微凹槽結構,以降低潤滑油在高雷諾數下所產生之阻力(Wierzcholski and Miszczak, 2010)。



(a)

(b)

圖 4. (a)鯊魚鱗及(b)仿鯊魚皮船殼表面

(圖片來源:(a) http://www.livescience.com/technology/050715_shark_skin.html, 8/24/2009, (b) Ralph Liedert, University of Applied Sciences)

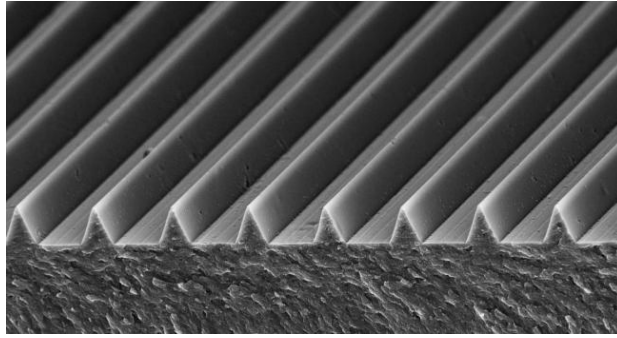


圖 5. 德國不來梅研究院製造工程與應用材料研究所製作之鯊魚皮結構(sharkskin structure)，可應用於飛機、船舶、風電廠(渦輪葉片)表面以減小阻力。

(圖片來源：http://blogs.discovery.com/news_tech_nfpc/nanotech/page/3/, Date: 12/3/2011)

四、動物關節(Joints)

動物關節具有非常低的摩擦係數(0.005 – 0.03)及相當長的壽命，它是造物者的精心設計，將磨潤學發揮得淋漓盡致，。圖 6 為數種昆蟲關節之圖片，相較於脊椎動物之關節(vertebrate joints)，昆蟲關節所受負荷力較小，但動作頻率卻高出許多。(Wootton and Newman, 1979; Gronenberg, 1996a, b)。昆蟲關節極其平滑，其下組織具多孔渠道(pore canals)，一般認為是用來輸送潤滑劑至接觸區。此外，關節內亦具有些粗糙面，其功能為避免關節向某特定方運動(Scherge and Gorb, 2001)。

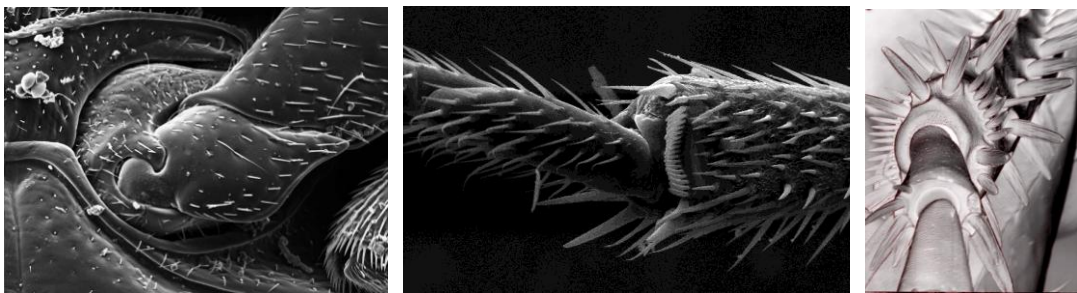


圖 6. 昆蟲腿部關節之掃瞄式電子顯微鏡照片：(a)瓢蟲(Lady bug)，(b)盜虻(Robber fly)，(c)甲蟲(Beetle)。

(圖片來源：(a) <http://www.biology.duke.edu/dukeinsects/semgallery.php>, 9/5/2009；

(b) <http://www.biology.duke.edu/dukeinsects/semgallery.php>, 9/5/2009；

(c) http://mysite.verizon.net/vze80zil/NaturalSelections/beetle_leg_joints.html, 9/6/2009)

人體有 143 個不同關節將整個骨架(skeleton)之骨骼(bones)聯接起來。這些關節根據

其「結構」及「功能」可分為不同的類別。「結構性分類」係依據骨骼彼此連結的方式，特別是按其「連結組織」(tissue)之型態，將關節分為纖維性關節(fibrous joints)、軟骨關節(cartilaginous joints)、及滑液關節(synovial joints)。在所有人體關節中，滑液關節佔大部分，它通常能容許骨骼間作較大、較自由之運動(Gaudin, 1991)，因而必須能承受滑動及滾動摩擦條件下的各種靜態及動態負荷(Stachowiack, 1994)。人類關節中，最重要的滑液關節當屬髖(hip)及膝(knee)關節。髖關節係由兩個互相匹配的關節面構成，其間有關節軟骨及滑液(synovial fluid)，其滑液 pH 值約為 7.29–7.45 (Katti, 2004)。人類滑液關節須承受複雜、多變、甚至嚴酷之負荷條件，例如在正常行走中，髖關節所承受之尖峰合力(peak resultant forces)可達體重的七倍；正常髖關節所承受之最大接觸壓力甚至高達 3 MPa (Little et al., 1969; Merkher et al., 2006)。

滑液關節之結構包含以下部分：(A)關節軟骨(articular cartilage)、(B)滑液腔(synovial cavity)、(C)關節囊(articular capsule)、(D)滑液、(E)加強韌帶(reinforcing ligaments)、(F)脂肪墊(fatty pads)或關節盤(articular disks)、(G)滑液囊(bursae)：扁平囊(flattened sacs)、及(H)腱鞘(tendon sheath)。關節囊內膜為光滑之結締組織，稱作滑液膜(synovial membrane)或滑膜，由膠原纖維(collagen fibers)、彈性纖維(elastic fibers)、及滑液細胞(synovial cells)組成，它實際上是由膠原纖維嵌入於高含水之蛋白醣凝膠體(proteoglycan gel)所構成之纖維性複合材料(fibrous composite material) (Buckwalter, 1983; Aspden, 1994; Scherge and Gorb, 2001)。

關節軟骨(articular cartilage, AC)是在關節骨骼表面的一種特殊連結組織，作為骨骼接觸的緩衝墊及關節的滑動面。它是一種白色柔軟的多孔性複合材料，表面平滑、有光澤。軟骨主要的組成包括膠原(collagen)、蛋白醣(proteoglycans，為結締組織成分)、及水。軟骨中 80% 是水份，軟骨乾重(dry weight)的 50-75% 是膠原，15-30% 是蛋白醣。軟骨具有最佳化之大分子成分及結構(Buckwalter et al., 2005)以承受關節運動時複雜的壓力、剪力、及拉力組合(Eberhardt et al., 1990; Dunbar et al., 2001)。

欲使關節有足夠之運動能力而能正常運作，需要極低之摩擦係數，而滑液正可防止關節面間之直接接觸而達到有效的潤滑效果。滑液本身為透明到淡黃色之黏稠液體，狀似蛋白，因此名為“synovia”，意為“egg white”。滑液關節之優異潤滑特性與滑液之成分有關。它是一種血漿(blood plasma)滲析物(dialysate)，內含帶許多負電荷之長鍊蛋白質分子、

磷酯類、及玻尿酸(Hyaluronan, hyaluronic acid, 又稱醣醛酸、琉璃醣碳基酸、透明質酸)。滑液所含之蛋白質比血清(blood serum)略低,但它攜帶長分子有機酸,此有機酸有可與蛋白質聯結。

軟骨潤滑機制目前有以下幾種理論(Fung, 1993): 流體輸送理論(fluid transport theory)、潤滑層理論(lubrication layer theory)、滾子軸承理論(roller bearing theory)、促進潤滑理論(boosted lubrication theory)、及軟骨材理論(cartilage material theory), 茲分述如下:

1. 流體輸送理論:

根據流體輸送理論,軟骨複合材料所具黏彈特性(viscoelastic properties)之所以能支撐負載主要不是靠固態基材之彈性反應,而是藉流體之黏滯反應(viscous response)。當軟骨材料充滿一定量之滑液時,關節可保持在低摩擦狀態;當流體量減少時(例如流體被擠出材料外),摩擦將增加。然而,將流體擠出材料所需時間甚長,因此對於短時間之動態負載,潤滑不成問題。當負載除去後,先前受壓之軟骨會將滑液吸回其微孔內(Fein, 1967; Kwan et al., 1984; Mow, 1969; Hou et al., 1992),而使潤滑膜恢復到較薄之厚度。

2. 潤滑層理論:

在高壓下,黏滯性流體可作為負載支撐層(MacConaill, 1932),而長鏈聚合物分子亦有助於支撐負載(Ogston and Stanier, 1953)。流體薄膜要產生壓力以支撐負載之必要條件是其速度分佈曲線(velocity profile)之梯度(gradient)必須沿厚度方向有變化。滑液中高濃度玻尿酸(hyaluronic acid, 玻璃醣羧基酸,一種粘多糖)可增加流體黏滯性而對此種潤滑機制有所貢獻(Fung, 1993)。

3. 滾子軸承理論

本理論認為滑液中具有潤滑能力的是蛋白質錯合物(protein complex),而非玻尿酸本身(Chikama, 1985)。電子顯微鏡觀察顯示玻尿酸呈200 nm~500 nm之無定形團塊(formless mass);而蛋白質錯合物則為20 nm~30 nm之球狀顆粒。故推斷玻尿酸將球狀之蛋白質顆粒包裹於其網狀結構,功能如同滾子軸承(roller-bearing)之滾籠(cage)或保持架器(retainer)一般,而其內之顆粒可自由轉動。此機制可與動物關節之彈液動潤滑(elastohydrodynamic lubrication)並行。

4. 促進潤滑理論

本理論認為在兩關節軟骨之接觸地帶發生水被吸收進入軟骨之現象。經過此種「過濾程序」(filtration procedure)，蛋白質及其他潤滑分子留在接觸面以提供潤滑作用(Walker et al., 1968; Maroudas, 1967)。

5. 軟骨材料理論

根據軟骨材料理論(cartilage material theory) (Fung, 1993)，軟骨的黏彈機械性質使其受負荷時產生局部變形(Dowson et al., 1968; Ateshian and Wang, 1997)，此變形按接觸應力及局部流體壓力使負荷重新分佈。軟骨材料另一個效果可能是由軟骨表面之化學成份造成，具推斷：滑液分子與軟骨表面某些分子互相作用，而在表面形成一種作為邊界潤滑劑(boundary lubricant)之被覆層(Radin, 1970)。Swann 等人(Swann et al., 1981)提出：至少LGP-I glycoprotein (醣蛋白)部分之潤滑能力受到其與軟骨之結合能力影響。此外，軟骨表面覆蓋有多層膜不連續結構，每層 12 nm~14 nm 厚，各層易與軟骨本身脫離，其成分包括磷脂類(phospholipids)、葡萄糖胺聚醣、及蛋白質。這些膜狀結構可能扮演保護軟骨以免接觸到滑液中毒性成分之角色，並提供關節潤滑效果(Guerra et al., 1996)。原子力顯微鏡(atomic force microscope, AFM)觀察證實這種非晶態(amorphous)、非纖維性表面之存在，它在活體(in vivo)關節中保持正常之潤滑及抗磨耗性質可能非常重要(Jurvelin et al., 1996)。

五、仿生磨潤學的工程應用

仿生磨潤學在工程上之應用甚廣，特別是在生醫工程上，茲以人工關節(Joint prosthesis)為例加以說明。人工關節在 1960 年代開始普及，然而要讓人工製品在嚴苛的人體環境中長期運作是及極大的挑戰，因此初期的人工關節性能並不理想，至多三年就嚴重磨損，以致產生穿孔現象(Charnley, 1966)，並且生成之磨耗微粒經常對活體產生有毒反應(Charnley et al., 1969)，這些非天然的微粒可引起人體免疫反應，巨噬細胞於清理此等外來磨屑時引發一連串化學反應，以致侵害健康骨細胞而造成骨溶解及無菌性鬆脫(Aseptic loosening)，導致置換關節之晚期失效。

人工關節之滑液系統研發重點在於降低摩擦係數、減少無菌性鬆脫、防止併發症、

以及延長其使用壽命。此系統主要包含人工軟骨以及仿生關節囊，關節囊內有人工仿生關節液。仿生關節囊除具保存關節液之功能外，並能防止人工關節之磨耗微粒散佈至人體引起不良反應。仿生關節囊使用之材料有醫用有機矽、醫用尼龍、或有機矽與網狀尼龍所構成之複合材料。

關節囊中之關節液主要在提供潤滑效果。仿生關節液除了用於人工關節外，亦可用於活體關節。關節炎患者之天然滑液因變質稀化而失去黏性，臨床上將天然滑液抽出，再注射仿生滑液，能在短期內重建潤滑機能。仿生滑液配方有些係以天然滑液中的主要成份玻尿酸為基質，添加一些具加強潤滑及藥理功能的添加劑，因此除潤滑機能外，尚可供給營養，甚至治療病變關節。此種關節液之機械及潤滑性能主要是藉由玻尿酸的高分子量、高濃度、及高黏彈性達到。另有一種合成型滑液，以 ZMO 型為代表(張建華等，2003)，其成份為 $C_{30}H_{54}O_{12}$ ，優點為無毒、價廉、生物相容性佳、以及容易被人體吸收並分解成養分等。為使仿生滑液性能更接近天然關節之滑液，目前的趨勢為發展複合型滑液，亦即在玻尿酸基質中，添加天然滑液內的一些關鍵成份，如軟磷脂、 $L\alpha$ -DPPC 磷脂 (Dipalmitoyl phosphatidylcholine)、及 γ -球蛋白 (gamma-globulin)等。其中 $L\alpha$ -DPPC 是兩極性分子，能降低滑液表面張力，並與 γ -球蛋白協同作用，使得磷脂分子的雙層膜(Double layer) 結構之缺陷減少，提高膜之穩定性，故能改善滑液之潤滑特性。

人工軟骨方面：科學家深入研究活體關節，發現滑液會隨著變動負載形成一種擠壓流體之潤滑薄膜，其所建立之流體壓力足可避免摩擦界面之直接接觸，這種現象提供人工關節軟骨材料研發之靈感。關節軟骨之修復材料一般使用矽橡膠及聚胺酯，其缺點為耐磨性及潤滑性差，並且易老化。然而目前研發出一種聚合體凝膠，其為介於液體與固體間之物質，由彈性高分子彼此交聯構成網狀結構因而具多孔性，滑液可填充並被約束於孔隙中，隨著關節受到之變動負載而釋放或吸回，類似天然關節軟骨之特性，是被看好之人工關節仿生軟骨材料。

此外，在植入物（如人工關節、植牙）與人體組織之界面常有微動磨損，至終造成鬆動的問題。其中一種解決方案是在人工關節之柄部或植牙基樁部製作多孔性表面，讓天然骨小樑組織能儘快長入，使植入物與人體組織快速錨合，以避免微動磨損現象。鬆動的問題另一個原因是植入物與活體組織間材料性質匹配不良(Mismatch)。例如在全關節置換方面，目前大量使用的超高密度聚乙烯 (Ultrahigh molecular weight polyethylene,

UHMWPE)機械及磨潤性質與接合之天然骨骼匹配不良，因而導致諸多問題。由於天然軟骨是一種複合材料，Ribeiro 等人(Ribeiro, 2012)提出一種仿生軟骨複合材料，於聚亞醯胺(polyimide, PI)中添加碳奈米管(carbon nanotube, CNT)，藉由改變 CNT 含量以調節仿生複合材料之機械及磨潤性質至與天然軟骨接近，這在仿生醫學工程上提供一種新的思維。

六、結論

本文探討生物體相關之磨潤課題，包括生物黏附性、減低摩擦之生物游動系統、關節潤滑之磨潤相關機制，以及生物磨潤學在工程上之應用。在生物黏附性方面，模仿壁虎之腳底結構可製作易黏易撕之乾式黏性面，以及仿生攀爬機器人。在游動系統方面，水生脊椎動物表皮之邊界層阻尼以及表皮微結構之減阻效果可提供船舶、潛艇等水中載具之設計靈感。在關節潤滑方面，軟骨潤滑機制之流體輸送理論、潤滑層理論、滾子軸承理論、促進潤滑理論、及軟骨材理論等可作為軸承及機器潤滑系統之設計參考，特別是在生醫工程之人工關節上，無論是仿生關節囊、人工滑液、及人工軟骨等，皆展現仿生磨潤學之應用空間。生物磨潤學的應用仍有很多，未來具有大量潛力。

參考文獻

- 張建華、陶德華、付尚發、李健、趙源，2003，*摩擦學學報*，第 23 卷，第 6 期，第 500-503 頁。
- Arzt, E., Gorb, S., Spolenak, R., 2003, "From micro to nano contacts in biological attachment devices," *Proceedings of the National Academy of Sciences (PNAS) of the United States of America*, Vol. 100, No. 19, pp. 10603-10606.
- Aspden, R.M., 1994, "Fibre Reinforcing by Collagen in Cartilage and Soft Connective Tissues," *Proceedings of the Royal Society B*, Vol. 258, pp. 195-200.
- Ateshian, G., 1997, "A theoretical formulation for boundary friction in articular cartilage," *Journal of Biomechanical Engineering-transactions of the ASME*, Vol. 119, pp. 81-86.
- Bechert, D.W., Bruse, M., Hage, W., Van der Hoeven, J.G.T., and Hoppe, G., 1997, "Experiments on drag-reducing surfaces and their optimization with an adjustable geometry," *Journal of Fluid Mechanics.*, Vol. 338, pp. 59-87.
- Bocharova-Messner, O.M., Dmitriev, A.Z., 1984, "Morphological and functional analysis of the wing venation in Odonata according to the data of the scanning electron microscopy," in *IX Congress of All-Union Entomological Society, Abstr. Theses*, ed. by N. Dumka, Kiev, pp. 65.
- Buckwalter, J., 1983, "Articular cartilage," *Instructional course lectures*, Vol. 32, pp. 349-370.
- Buckwalter, J.A., Mankin, H.J., Grodzinsky, A.J., 2005, "Articular cartilage and osteoarthritis," *Instructional course lectures*, Vol. 54, pp. 465-480.
- Bowden F.P., Tabor, D., 1964, "Friction and lubrication of solids," *Oxford: Clarendon Press*, pp. 544.
- Charnley, J., 1966, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part 3J*, Vol. 181, pp. 104.
- Charnley, J. et al., 1969, "The optimum size of prosthetic heads in relation to the wear of plastic sockets in total replacement of the hip," *Journal of Medical and Biological Engineering*, Vol. 7, pp. 31.
- Chikama, H., 1985, "The role of protein and hyaluronic acid in the synovial fluid in animal joint lubrication," *Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi*, Vol. 59, pp. 559-572.
- Choi, H., Moin, P., Kim, J., 1993, "Direct numerical simulation of turbulent flow over riblets," *Journal of Fluid Mechanics*, Vol. 255, pp. 503-539.

- Dinkelacker, A., 1988, In: Liepmann, H.W. (ed.), On the Possibility of Drag Reduction with the Help of Longitudinal Ridges in the Walls,” *Turbulence management and relaminarisation, Proceedings of the IUTAM Symposium*, pp. 109-120, Springer, Berlin.
- Dowson, D., Longfeld, M., Walker, P., Wright, V., 1968, “An investigation of the friction and lubrication in human joints,” *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H*, Vol. 181, pp. 45-54.
- Dunbar, W.L., Un, K., Donzelli, P.S., Spilker, R.L., 2001, “An evaluation of three-dimensional diarthrodial joint contact using penetration data and the finite element method,” *Journal of Biomechanical Engineering. ASME*, Vol. 123, pp. 333-340.
- Eberhardt, A.W., Keer, L.M., Lewis, J.L., Vithoontien, V., 1990, “An analytical model of joint contact,” *Journal of Biomechanical Engineering. Trans. ASME*, Vol. 112, pp. 407-413.
- Fahrenbach, W. Knutson, D., 1975, “Surface adaptations of the vertebrate epidermis to friction free” *Journal of Investigative Dermatology*, Vol. 65, pp. 39-44.
- Fein, R., 1967, “Are synovial joints squeeze film lubricated?” *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*, Vol. 181, pp. 125-128.
- Fung, Y.C., 1993, *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*, 2nd edn., Springer-Verlag, Berlin.
- Fung, Y.C., 1998, *Biomechanics, Motion, Flow, Stress, and Growth*, Springer-Verlag, Berlin.
- Gaudin, J.A. 1991, “Joint lubrication,” *Encyclopedia of Human Biology*, Vol. 1, eds. R. Dulbecco, Academic press, INC. San Diego), pp. 371.
- Goldstein, D., Handler, R., Sirovich, L., 1995, “Direct Numerical Simulation of Turbulent Flow over a Modeled Riblet-Covered Surface,” *Journal of Fluid Mechanics*, Vol. 302, pp. 333-376.
- Gronenberg, W., 1996a, “Fast actions in small animals : springs and click mechanisms,” *Journal of Comparative Physiology A*, Vol. 178, pp. 727-734.
- Gronenberg, W., 1996b, “The trap-jaw mechanism in the dacetine ants daceton armigerum and strumigenys sp,” *Journal of Experimental Biology*, Vol. 199, pp. 2021-2033.
- Guerra, D., Frizziero, L., Losi, M., Bacchelli, B., Mezzadri, G., Pasquali-Ronchetti, I., 1996, “Ultrastructural identification of a membrane-like structure on the surface of normal articular cartilage,” *Journal of Submicroscopic Cytology and Pathology*, Vol. 28, pp. 385-393.
- Hu, H.B., Song, B.W., Pan, G., Mao, Z.Y., Du, X.X., 2007, “Simulation Studies on Drag

- Reduction Mechanism of Shark Riblets Surface,” *Journal of System Simulation*, Vol. 19, No. 21, pp. 4901-4903+4907.
- Jurvelin, J., Muller, D., Wong, M., Studer, D., Engel, A., Hunziker, E., 1996, “Surface and subsurface morphology of bovine humeral articular cartilage as assessed by atomic force and transmission electron microscopy,” *Journal of Structural Biology*, Vol. 117, pp. 45-54.
- Hou, J., Mow, V. Lai, W., Holmes, M., 1992, “An analysis of the squeeze-film lubrication mechanism for articular cartilage,” *Journal of Biomechanics*, Vol. 25, pp. 247-259.
- Koeltzsch, K., Dinkelacker, A., Grundmann, R., 2002, “Flow over convergent and divergent wall riblets,” *Experiments in Fluids*, Vol. 33, pp. 346-350.
- Kramer, M.O., 1957, “Boundary layer stabilization by distributed damping,” *Journal of Aerospace Science*, Vol. 24, pp. 459.
- Kramer, M.O., 1960, “Boundary layer stabilization by distributed damping,” *Journal of the American Naval Engineering*, Vol. 72, pp. 69-69.
- Kramer, M.O., 1961, *Journal of the American Naval Engineering*, Vol. 73, p. 103.
- Kramer, M.O., 1962, “Boundary layer stabilization by distributed damping,” *Journal of the American Naval Engineering*, Vol. 74, pp. 341.
- Katti, K.S., 2004, “Biomaterials in total joint replacement,” *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, Vol. 39, pp. 133-142.
- Kwan, M., Lai, W., Mow, V., 1984, “Fundamentals of fluid transport through cartilage in compression,” *Annals of Biomechanical Engineering*, Vol. 12, pp. 537-558.
- Little, T., Freeman, M., and Swanson, S.A.V., 1969, “Experiments on friction in the human hip joint,” *Lubrication and Wear in Joints*, eds. V. Wright (Sector, London), pp. 110.
- MacConaill, M., 1932, “The function of articular fibrocartilages,” *Journal of Anatomy*, Vol. 66, pp. 210-227.
- Maroudas, A., 1967, “Hyaluronic acid films,” *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H*, Vol. 181, pp. 122-124.
- Merkher, Y., Sivan, S., Etsion, I., Maroudas, A., Halperin, G., Yosef, A., 2006, “A rational human joint friction test using a human cartilage-on-cartilage arrangement,” *Tribology Letters*, Vol. 22, No. 1, pp. 29-36.
- Mow, V., 1969, “The role of lubrication in biomechanical joints,” *J. Lubric. Technol.-T. ASME*, Vol. 91, pp. 320-329.

- Nachtigall, W., 1977, in: *Biophysik*, ed. by Hoppe, W., Lohmann, W., Markl, H., Iegler, H., "Biophysik des Schwimmens," *Springer-Verlag*, Berlin, pp. 525-536.
- Nachtigall, W., 1998, *Bionik-Grundlagen und Beispiele für Ingenieure und Naturwissenschaftler*, Springer, Berlin. pp. 204–211.
- Neville, A., Morina, A., Liskiewicz, T., Yan, Y., 2007, "Synovial joint lubrication – does nature teach more effective engineering lubrication strategies?" *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*, Vol. 221, No. 10, pp. 1223-1230.
- Ogston, A. and Stanier, J., 1953, *Journal of Physiology*, Vol. 199, pp. 244-258.
- Putten, K.V., Hirt, G., Thome, M., Kopp, R., 2009, *Linking Science and Technology for Global Solution - Proceedings of Symposia held during TMS 2009 Annual Meeting and Exhibition*, pp. 1209-1214.
- Radhakrishnan, V., 1998, "Locomotion: dealing with friction," *Proceedings of the National Academy of Sciences*, USA, Vol. 95, pp. 5448-5455.
- Radin, E., Swann, D., and Weisser, P., 1970, "Separation of a hyaluronate-free lubrication fraction from synovial fluid," *Nature*, Vol. 228, pp. 377.
- Ribeiro R., Banda, S., Ounaies, Z., Ucisik, H., Usta H., Liang, H., 2012, "A tribological and biomimetic study of PI-CNT composites for cartilage replacement," *Journal of Materials Science*, Vol. 47, pp. 649-658.
- Scherge, M., Gorb, S., 2001, "Biological Micro- and Nanotribology Nature's Solutions," *NanoScience and Technology Springer*, Berlin.
- Stachowiack, G.W., Batchelor, A.W., Griffiths, L.J., 1994, "Friction and wear changes in synovial joints," *Wear*, Vol.171, pp. 135-142.
- Swann, D., Hendren, R., Radin, E., Sotman, S., Duda, E., 1981, "The lubricating activity of synovial fluid glycoproteins," *Arthritis Rheum*, Vol. 24, pp. 22-30.
- Vogel, S., 1996, *Life in Moving Fluids*, Princeton University Press, Princeton, pp. 153–154.
- Walker, P, Dowson, D., Longfeld, M., Wright, V., 1968, "'Boosted lubrication" in synovial joints by fluid entrapment and enrichment" *Annals of the Rheumatic Diseases*, Vol. 27, pp. 512-520.
- Wierzcholski, K., Mischczak, A., 2010, "Tribological systems of surfaces with frictional resistance reduction," *Journal of KONES*, Vol. 13, No. 3, pp. 491-496.

Wootton, R.J., Newman, D.J.S., 1979, "Whitefly have the highest contraction frequencies yet recorded in non-fibrillar flight muscles," *Nature*, Vol. 280, pp. 402-403.