

พฤติกรรมการหล่อลื่นของน้ำไขข้อในข้อต่อเทียมของมนุษย์

Characteristics of Synovial Fluid Film Lubricated in Artificial Human Joints

พุดธา จีนคร้ว*

Puttha Jeenkour*

ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยบูรพา

Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Burapha University

วันที่รับบทความ 28 มิถุนายน พ.ศ. 2557

วันที่ตอบรับตีพิมพ์ 22 มิถุนายน พ.ศ. 2558

บทคัดย่อ

การทบทวนพฤติกรรมการหล่อลื่นของน้ำไขข้อในข้อต่อเทียมของมนุษย์ ได้ถูกนำเสนอในบทความนี้ การหล่อลื่นถูกนำเสนอว่ามีส่วนช่วยให้ข้อต่อเทียมมีอายุการใช้งานที่ยาวนานมากขึ้นกล่าวคือการสึกหรอลดน้อยลง ดังนั้น จำเป็นต้องมีความเข้าใจถึงพฤติกรรมของน้ำไขข้อขณะที่คนใช้ดำเนินชีวิตประจำวันเช่นขณะเดิน ขณะวิ่ง ขณะยกของ เป็นต้น ซึ่งจะสามารถที่จะนำไปสู่การพัฒนาหัวเข่าเทียมให้มีประสิทธิภาพมากขึ้น สำหรับบริเวณหัวเข่าเทียมและสะโพกเทียมจะมี น้ำไขข้อเป็นตัวหล่อลื่นดังนั้นการหล่อลื่นของน้ำไขข้อบริเวณดังกล่าวสามารถที่จะอธิบายได้โดยทฤษฎีการหล่อลื่น สำหรับ บทความนี้ได้ทบทวนทฤษฎีการหล่อลื่นเกี่ยวกับข้อเข่าเทียมและสะโพกเทียมรวมทั้งแสดงผลการคำนวณเชิงตัวเลข จากผล ดังกล่าวชี้ให้เห็นว่าชนิดของวัสดุ ความหนืดของน้ำไขข้อ และภาระที่กระทำส่งผลต่อความหนาของน้ำไขข้อ

คำสำคัญ : การคำนวณเชิงตัวเลข การหล่อลื่น หัวเข่าเทียม สะโพกเทียม

Abstract

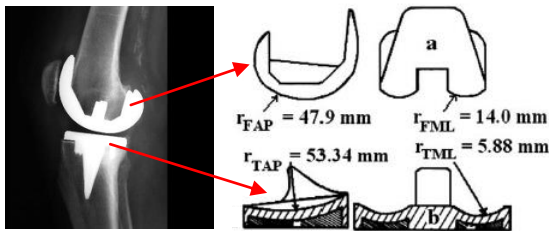
A review of the characteristics of synovial lubricated in human artificial joints was presented in this paper. The lubrication has been proposed for developing lifetime of artificial joints due to materials wear. Therefore, it is necessary to understand the characteristics of synovial lubricated during patients are walking, running, carrying, stuffs, and so on in order to increases human artificial joints efficiency. The synovial fluid lubrication in contact region of artificial knee joint and artificial hip joint can be explained by the theory of lubrication. This paper reviews theory of lubrication in human artificial joints. The numerical results were also reviewed. It is pointed out that material types, synovial viscosities, and loads affect the synovial film thickness.

Keywords : Numerical simulation, lubrication, artificial knee, artificial hip

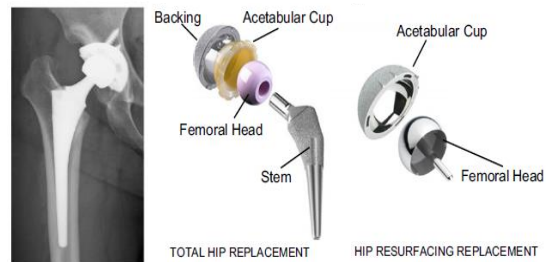
*Corresponding author. E-mail :puttha@buu.ac.th

บทนำ

ข้อต่อเทียมมนุษย์ที่ทำการผ่าตัดเปลี่ยนให้กับคนไข้ที่มีอาการข้อเสื่อมในจำนวนนั้น ได้แก่ ข้อเข่าเทียม และสะโพกเทียม สำหรับข้อเข่าเทียมนั้นแม้จะทำการผ่าตัดเปลี่ยนสำเร็จเป็นอย่างดีแต่บ่อยครั้งข้อเข่าเทียมจะชำรุดเสียหายภายในเวลา 20 ปี (Mongkolwongroj *et al.*, 2010) อันเนื่องมาจากการสึกหรอของ UHMWPE (Ultra high molecular weight polyethylene) ซึ่งเป็นวัสดุที่ใช้ทำเข่าเทียมและการสึกหรอมีความสัมพันธ์กับความหนาของน้ำไขข้อ (Synovial film thickness) ซึ่งเป็นของเหลวที่หล่อลื่นระหว่างข้อเข่าเทียม สำหรับลักษณะของหัวเข่าเทียมแสดงในภาพที่ 1 (Bartel *et al.*, 1986) โดยรูปทางซ้ายมือแสดงภาพเข่าเทียมจากฟิล์ม X-ray ที่แสดงเป็นรูปสีขาว ส่วนรูปทางขวามือแสดงรูปทรงของเข่าเทียม (Geometry) ซึ่งประกอบด้วยชิ้นที่ติดอยู่กับกระดูกต้นขา (Femur) ซึ่งทำจาก CoCr เป็นวัสดุที่มีความแข็ง และชิ้นส่วนที่ติดอยู่กับกระดูกหน้าแข้ง (Tibia) ซึ่งทำจาก UHMWPE เป็นวัสดุอ่อน



ภาพที่ 1 ข้อเข่าเทียมมนุษย์ (Bartel *et al.*, 1986)

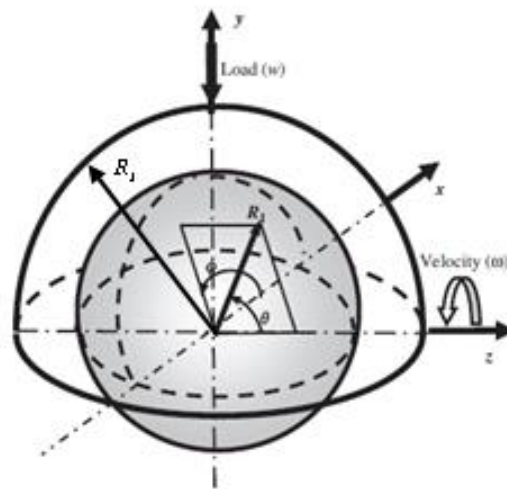


ภาพที่ 2 สะโพกเทียมมนุษย์ (Mattei *et al.*, 2011)

สำหรับสะโพกเทียมนั้นได้มีการสำรวจผู้ป่วยในสหรัฐอเมริกา พบว่ามีผู้ป่วยที่ต้องรับการผ่าตัดเปลี่ยนสะโพกเทียมประมาณ 200,000 คนต่อปี และสำหรับในสหราชอาณาจักร พบว่ามีผู้ป่วยประมาณ 80,000 คนต่อปี และมีแนวโน้มที่จะเพิ่มขึ้นประมาณ 170 % ภายในปี ค.ศ.2030 (Kurtz *et al.*, 2007) สำหรับสะโพกเทียมนั้นอายุการทำงานโดยเฉลี่ยประมาณ 15 ปี ประมาณ 44% เสียหายในช่วง 20-25 ปี (Brown, 2006) สำหรับส่วนประกอบหลักของสะโพกเทียมแสดงภาพที่ 2 รูปทางซ้ายมือแสดงภาพสะโพกเทียมจากฟิล์ม X-ray ที่แสดงเป็นรูปสีขาว ส่วนรูปทางขวามือแสดงองค์ประกอบของสะโพกเทียมซึ่งประกอบด้วยส่วนประกอบหลักที่มีการสัมผัสและมีการหล่อลื่นได้แก่ เบ้าสะโพก (Acetabular cup) และหัวกระดูกต้นขา (Femoral head) วัสดุที่ใช้จะเป็นCoCrกับ UHMWPE(Metal-on-plastic) แต่ในช่วงระยะหลังเริ่มมีการใช้วัสดุที่มีความแข็งอย่างเดียว (Metal-on-metal) ข้อดีคือการสึกหรอช้ากว่าแบบเก่าแต่ข้อเสียคือ ไอออนของเหล็ก (Metal ions) มีโอกาสที่จะปนเปื้อนในร่างกายซึ่งอาจจะเป็นผลเสียต่อสุขภาพ (Mattei *et al.*, 2011) จากบทความข้างต้นเกี่ยวกับอายุการทำงานข้อต่อเทียมมนุษย์จะเห็นได้ว่าเป็นสิ่งที่ท้าทายสำหรับงานวิจัยทางด้านไบโอไดรโบลยี (Bio-tribology) และด้านอื่นๆ ที่จะเพิ่มขีดความสามารถในการทำงานของข้อต่อเทียมให้ยาวนานมากขึ้น โดยที่คนไข้ไม่ต้องผ่าตัดเปลี่ยนข้อต่อเทียมซ้ำอีก การเสียหายของวัสดุส่วนใหญ่เกิดมาจากวัสดุเกิดการสึกหรอ นับตั้งแต่เริ่มมีการศึกษาเกี่ยวกับการหล่อลื่นจนถึงปัจจุบันนักวิจัยยอมรับว่าการหล่อลื่นนั้นเป็นตัวทำให้การสึกหรอน้อยลง (Jin & Dowson, 1999; Jalali-Vahid *et al.*, 2001) สำหรับบทความนี้ได้ทบทวนบทความวิจัยที่ได้นำเสนอแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการทำนายความหนาของน้ำไขข้อในข้อต่อเทียมมนุษย์ เพื่อเป็นแนวทางสำหรับนักวิจัยที่สนใจที่จะทำงานวิจัยเกี่ยวกับพฤติกรรมของน้ำไขข้อในข้อต่อเทียมมนุษย์ และพัฒนาข้อต่อเทียมมนุษย์ต่อไป

ทฤษฎีการหล่อลื่นในหัวเข้าเทียมและสะโพกเทียม

แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการทำนายพฤติกรรมของการหล่อลื่นของน้ำไขข้อในข้อต่อมนุษย์ในงานวิจัยด้านการคำนวณเชิงตัวเลขสามารถที่จะสรุปดังต่อไปนี้ นักวิจัยส่วนใหญ่จะใช้สมการเรโนลด์ (Reynolds equation) ในการคำนวณหาความดันของน้ำไขข้อในข้อเข้าเทียมและสะโพกเทียมแต่อย่างไรก็ตามสมการเรโนลด์ก็ได้ถูกทำการปรับปรุงเล็กน้อยมาให้มีความถูกต้องและเข้าใกล้กับสภาพความเป็นจริงมากขึ้น ในปี ค.ศ. 1999 Jin และ Dowson (Jin & Dowson, 1999) ได้นำเสนอสมการเรโนลด์สำหรับวิเคราะห์ความหนาของน้ำไขข้อในสะโพกเทียมแต่มีสมมุติฐานว่าวัสดุไม่มีการเสียรูปซึ่งการหล่อลื่นในลักษณะนี้ถูกเรียกว่าการหล่อลื่นแบบไฮโดรไดนามิก (Hydrodynamic lubrication, HL) และในบทความดังกล่าวได้คำนวณที่สภาวะคงตัวเท่านั้น (Steady state) ถัดมาในปี ค.ศ. 2003 (Udofia&Jin,2003) แบบจำลองทางคณิตศาสตร์เกี่ยวกับการเสียรูปของวัสดุถูกเพิ่มเข้ามาในการคำนวณซึ่งการหล่อลื่นในลักษณะนี้ถูกเรียกว่าการหล่อลื่นแบบอีลาสโตไฮโดรไดนามิก (Elastohydrodynamic lubrication, EHL) สำหรับพฤติกรรมของน้ำไขข้อนั้นในทางปฏิบัติจะไม่อยู่ในสภาวะคงตัวเนื่องจากคนไข้เดิน วิ่ง หรือทำกิจกรรมต่างๆ ดังนั้นในปี ค.ศ 2006 Liu และคณะ (Liu et al., 2007) ได้ปรับปรุงสมการเรโนลด์โดยเพิ่มตัวแปรที่อธิบายสภาวะไม่คงตัว (Transient) สำหรับการวิเคราะห์ความหนาของน้ำไขข้อในสะโพกเทียมสมการเรโนลด์ที่ Liu และคณะ ปรับปรุงนั้นถูกเขียนให้อยู่ในระบบพิกัดทรงกลม (spherical coordinates) และถูกแสดงอยู่ในสมการที่ (1) สาเหตุที่ต้องเขียนอยู่ในพิกัดทรงกลมเนื่องจากสะโพกเทียมมีลักษณะทางกายภาพที่จุดต่อเป็นแบบลูกบอลในเบ้า (ball-in-socket) ดังที่แสดงในภาพที่ 2 และภาพที่ 3 ตามลำดับ



ภาพที่ 3 ลักษณะของสะโพกเทียมที่เป็นลูกบอลในเบ้า (ball-in-socket) ในระบบพิกัดทรงกลม (R, ϕ, θ) รับภาระ w หมุนด้วยความเร็วเชิงมุม ω รอบแกน z (Liu et al., 2007)

$$\sin \theta \frac{\partial}{\partial \theta} \left(h^3 \sin \theta \frac{\partial p}{\partial \theta} \right) + \frac{\partial}{\partial \phi} \left(h^3 \frac{\partial p}{\partial \phi} \right) = 6\eta R_1^2 \sin^2 \theta \left(\omega \frac{\partial h}{\partial \phi} + 2 \frac{\partial h}{\partial t} \right) \tag{1}$$

- โดยที่ ตัวแปร p เป็นความดันของน้ำไขข้อ
- h คือความหนาของน้ำไขข้อ
- η คือความหนืดของน้ำไขข้อซึ่งมีค่าอยู่ประมาณ 0.0009-0.02 Pa.s

- R_1 คือรัศมีมีความโค้งของ Femoral head
- R_2 คือรัศมีมีความโค้งของ Acetabular cup
- t คือเวลา
- θ และ ϕ คือมุมในระบบพิกัดทรงกลม

สำหรับสมการความหนาของน้ำไขข้อ h ถูกแสดงในสมการที่ (2) (Liu *et al.*, 2007) ซึ่งรวมสมการรูปทรงในการสัมผัสซึ่งมีอัตราการใช้ศูนย์กลางในแกน x y และ z (e_x, e_y, e_z) และรวมการเสียดรูปของวัสดุเข้าด้วยกัน โดยที่ c เป็นค่าช่องว่างระหว่าง Acetabular cup และ Femoral head (radial clearance, $R_2 - R_1$) และ δ เป็นการเสียดรูปของวัสดุสำหรับสมการการเสียดรูปของวัสดุ δ ที่มีการสัมผัสเป็นแบบจุด (Point contact) สามารถที่จะศึกษาในรายละเอียดจากงานเขียนของ Bernard และ Hamrock (Bernard & Hamrock, 1998)

$$h = (c - e_x \sin \theta \cos \phi - e_y \sin \theta \sin \phi - e_z \cos \theta) + \delta \tag{2}$$

อย่างไรก็ตามสมการเรโนลด์ที่แสดงในสมการที่(1) อยู่ภายใต้สมมุติฐานที่ว่าน้ำไขข้อมีพฤติกรรมเป็นแบบนิวโทเนียน (Newtonian fluid) เป็นของไหลแบบอัดตัวไม่ได้ (Incompressible fluid) และความหนืดของน้ำไขข้อมีค่าคงที่ (Isoviscous fluid) ซึ่งในสภาพความเป็นจริงน้ำไขข้อไม่ได้มีพฤติกรรมตามสมมุติข้างต้น (Dumbleton, 1981) ดังนั้นแบบจำลองเกี่ยวกับของไหลหรือน้ำไขข้อที่มีพฤติกรรมเป็นแบบนอนนิวโทเนียน (Non-newtonian fluid) ได้ถูกทำการศึกษาในหลายๆแบบจำลอง เช่น แบบจำลองของ Rabinowitsch ได้ถูกศึกษาโดย Wang และคณะ ในปี ค.ศ 2008 (Wang *et al.*, 2008) แบบจำลองของ Carreau และ แบบจำลองของ Cross แบบจำลองความหนืดของไหลดังกล่าวแสดงในสมการที่ (3) (4) และ (5) ตามลำดับ

$$\eta = \eta_\alpha + \frac{\eta_0 - \eta_\alpha}{1 + (\tau / G)^2} \tag{3}$$

$$\eta = \eta_\alpha + \frac{\eta_0 - \eta_\alpha}{[1 + (\dot{\gamma} / \dot{\gamma}_c)^2]^{(1-n)/2}} \tag{4}$$

$$\eta = \eta_\alpha + \frac{\eta_0 - \eta_\alpha}{1 + (\dot{\gamma} / \dot{\gamma}_c)^{1-n}} \tag{5}$$

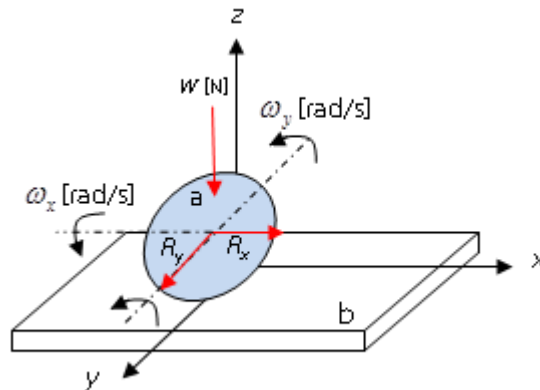
- โดยที่ η_0 คือค่า low shear strain rate viscosity
- η_α คือค่า high shear strain rate viscosity
- $\dot{\gamma}$ คือค่า shear rate
- $\dot{\gamma}_c$ คือค่า shear rate ที่ของไหลเปลี่ยนพฤติกรรมจากนิวโทเนียนไปเป็นนอนนิวโทเนียน
- τ คือค่าความเค้นเฉือน
- G คือค่า yield modulus
- n คือค่า power-law index

ซึ่งค่าดังกล่าวได้มาจากการทดสอบความหนืดของน้ำไขข้น สำหรับแบบจำลองของ Carreau และ แบบจำลองของ Cross ได้ถูกนำไปประยุกต์ใช้ในการทำนายพฤติกรรมการหล่อลื่นในหัวข้อเขาเทียม (Kren&Hyncik, 2007; Mongkolwongrojn *et al.*, 2010) โดยเฉพาะสมการเรโนลด์ที่ปรับปรุงจากแบบจำลองของไหลของ Carreau ในระบบพิกัดฉาก x-y ภายใต้สมมุติฐานให้มีลักษณะการสัมผัสของข้อเขาเทียมให้เป็นลักษณะการสัมผัสแบบทรงรีบนแผ่น (ภาพที่ 4) (Ellipsoidal solid-on-plate) ได้ถูกเขียนขึ้นในปี ค.ศ. 2010 โดย Mongkolwongrojn และคณะ (Mongkolwongrojn *et al.*, 2010) สำหรับสมการเรโนลด์ที่ปรับปรุงจากแบบจำลองของไหลของ Carreau ถูกแสดงในสมการที่ (6)

$$\frac{\partial}{\partial x} \left(\left(\frac{\rho h^3}{\eta_u^*} \right) \left(\frac{\partial p}{\partial x} \right) \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\left(\frac{\rho h^3}{\eta_v^*} \right) \left(\frac{\partial p}{\partial y} \right) \right) = 12\bar{u} \frac{\partial}{\partial x} (\rho h) + 12\bar{v} \frac{\partial}{\partial y} (\rho h) + 12 \frac{\partial}{\partial t} (\rho h) \quad (6)$$

- โดยที่ η_u^* ค่าความหนืดของน้ำไขข้นตามการไหลของน้ำไขข้นตามแกน x ที่สัมพันธ์กับโมแบบจำลองของ Carreau
 η_v^* ค่าความหนืดของน้ำไขข้นตามการไหลของน้ำไขข้นตามแกน y ที่สัมพันธ์กับแบบจำลองของ Carreau
 \bar{u} คือค่าความเร็วเฉลี่ยของผิวสัมผัสระหว่างผิว a (ผิวทรงรี) และ b (ผิวแผ่น) ตามแกน x
 \bar{v} คือค่าความเร็วเฉลี่ยของผิวสัมผัสระหว่างผิว a และ b ตามแกน y
 h คือความหนาของน้ำไขข้น

สำหรับสมการความหนาของน้ำไขข้นของข้อเขาเทียมที่รวมผลของรูปทรงในการสัมผัส และการเสียรูปของวัสดุแสดงอยู่ในสมการที่ (7) และ ρ คือค่าความหนาแน่นของน้ำไขข้นซึ่งจะมีค่าขึ้นกับความดันของน้ำไขข้นในกรณีทีพิจารณาเป็นของไหลแบบอัดตัวได้ (Compressible fluid) และสามารถที่จะคำนวณได้จากสมการที่ (8) โดยที่ ρ_0 คือความหนาแน่นของน้ำไขข้นที่ความดัน $p = 0$



ภาพที่ 4 ลักษณะการจำลองการสัมผัสของข้อเขาเทียมแบบทรงรีบนแผ่น (Ellipsoidal solid-on-plate)

$$h = h_0 + \frac{x^2}{2R_x} + \frac{y^2}{2R_y} + \delta \tag{7}$$

$$\rho = \rho_0 \left(1 + \frac{0.6 \times 10^{-9} p}{1 + 1.7 \times 10^{-9} p} \right) \tag{8}$$

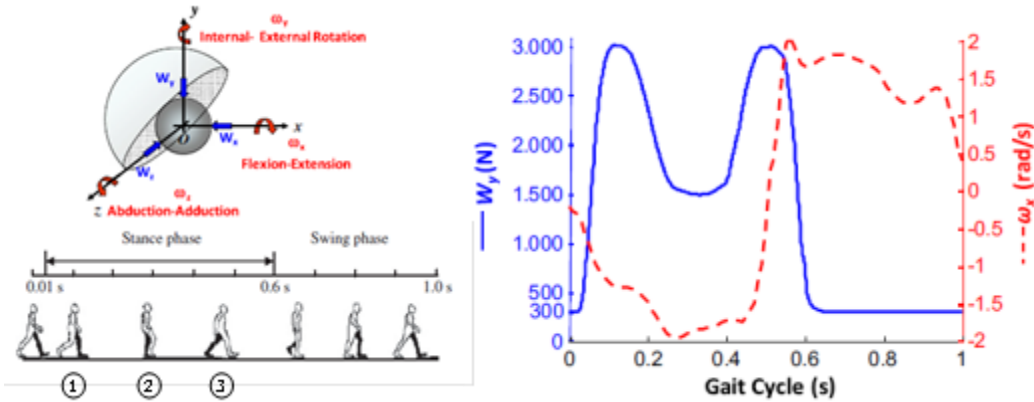
สำหรับการคำนวณในสภาวะที่สัมผัสกันนั้นลักษณะรูปทรงในการสัมผัสจะสนใจผลของอัตราการเยื้องศูนย์กลางในแกน x y และ z (e_x, e_y, e_z) ดังที่แสดงในสมการความหนาแน่นน้ำไขข้อในสมการที่ (2) แต่สำหรับข้อเข่าเทียมไม่คิดการเยื้องศูนย์กลางเพราะลักษณะการสัมผัสในข้อเข่าเทียมไม่ได้อยู่ในเบ้า (ball-in-socket) เหมือนสภาวะที่สัมผัสกันนั้นสมการความหนาแน่นน้ำไขข้อในข้อเข่าเทียมที่แสดงในสมการที่ (7) จะเห็นได้ว่าไม่มีตัวแปรเกี่ยวกับอัตราการเยื้องศูนย์กลาง สำหรับตัวแปร h_0 เป็นค่าความหนาแน่นของน้ำไขข้อที่ตำแหน่งกึ่งกลางการสัมผัส ($x=0, y=0$) และตัวแปร R_x กับ R_y เป็นค่ารัศมีความโค้งตามแกน x และตามแกน y ตามลำดับ ซึ่งมีค่าสัมพันธ์กับลักษณะรูปทรงของข้อเข่าเทียมที่แสดงในภาพที่ 1 และสามารถที่จะคำนวณได้จากสมการที่ (9) (Bernard & Hamrock, 1998)

$$\frac{1}{R_x} = \frac{1}{r_{FAP}} + \frac{1}{r_{TAP}}; \quad \frac{1}{R_y} = \frac{1}{r_{FML}} + \frac{1}{r_{TML}} \tag{9}$$

โดยที่ค่า r_{FAP} r_{TAP} r_{FML} และ r_{TML} คือค่ารัศมีความโค้งของรูปทรงข้อเข่าเทียมตามที่ได้แสดงในภาพที่ 1

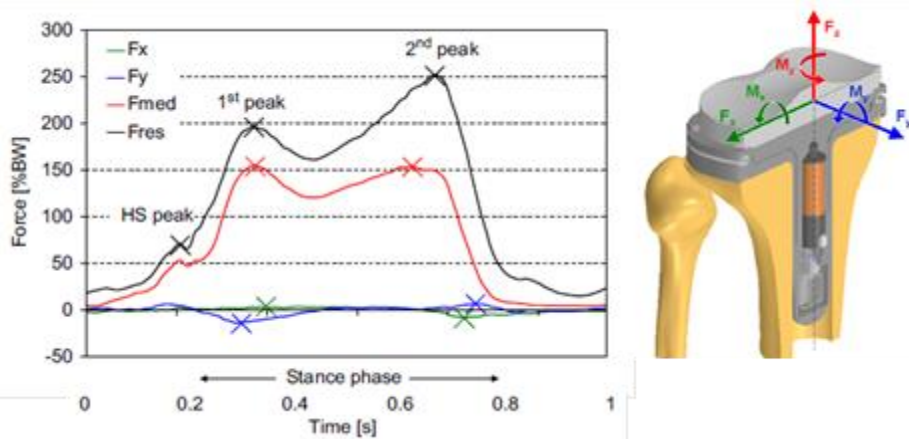
ภาวะและความเร็วของข้อเข่าเทียมและสภาวะข้อเข่าเทียม

ภาวะที่กระทำที่สภาวะข้อเข่าเทียมในขณะที่คนใช้ทำกิจกรรมต่างๆเช่นการเดิน การวิ่ง เป็นต้นนั้นมีความแตกต่างกันอย่างชัดเจนในส่วนของภาวะและความเร็วรอบที่สภาวะข้อเข่าเทียมนั้นได้มีการทดลองวัดค่าในขณะที่คนใช้เดินช้า เร็ว ขึ้นบันได เป็นต้นได้ถูกทำการวัดค่าโดย Bergmann และคณะ (Bergmann *et al.*, 2001) สำหรับตัวอย่างภาวะที่กระทำในแนวตั้ง (W_y)และความเร็วเชิงมุม Flexion-extension (ω_x) ใน 1 รอบการเดินตามมาตรฐาน ISO 14242 (Rieker *et al.*, 2005) แสดงในภาพที่ 5 ซึ่งภาวะสูงสุดในแนวตั้งจะเพิ่มขึ้นประมาณ 4 เท่าของน้ำหนักตัวในจังหวะที่ขาที่ใส่สภาวะข้อเข่าเทียม (ขาสีดำ ตำแหน่ง 1) ลงแตะกับพื้น จากนั้นภาวะในแนวตั้งลดลงเหลือประมาณ 2 เท่าของน้ำหนัก (ขาสีดำ ตำแหน่ง 2) หลังจากนั้นขาที่ใส่สภาวะข้อเข่าเทียมยันไปข้างหลังทำให้ภาวะในแนวตั้งเพิ่มขึ้นประมาณ 4 เท่าของน้ำหนัก (ขาสีดำ ตำแหน่ง 3) จากนั้นขาที่ใส่สภาวะข้อเข่าเทียมยกขึ้นจากพื้น (Swing phase) ภาวะในแนวตั้งลดลงมีค่าต่ำสุดประมาณ 0.3-0.5 เท่าของน้ำหนัก และมีค่าที่ค่อนข้างสม่ำเสมอจนครบรอบจังหวะการเดิน 1 รอบ สำหรับความเร็วเชิงมุม Flexion-extension (ω_x) ในช่วงที่ขาที่ใส่สภาวะข้อเข่าเทียมแตะพื้น (Stance phase) จะมีค่าติดลบหรือหมุนตามเข็มนาฬิกา จากนั้นในช่วงที่ขายกขึ้นจากพื้น (Swing phase) ความเร็วเชิงมุม Flexion-extension (ω_x) จะมีค่าเป็นบวกหรือการหมุนจะกลับด้าน (ทวนเข็มนาฬิกา) ดังที่แสดงเป็นกราฟเส้นประในภาพที่ 5 ด้านขวามือ



ภาพที่ 5 ภาวะในแนวตั้งและความเร็วเชิงมุม Flexion-extension สำหรับน้ำหนักตัว BW=750 N ในสะโพก (Liu et al., 2007; Mattei et al., 2011)

สำหรับภาวะที่กระทำที่ข้อเข่าในขณะที่เดิน และทำกิจกรรมอื่นๆเช่นเดินเร็ว ขึ้นบันได ยืนขาเดียว ยืนสองขา จังหวะนั่ง และจังหวะลุกขึ้นจากเก้าอี้ถูกศึกษาโดย Kutznerและคณะ (Kutzner et al., 2010) จากบทความดังกล่าวทำให้เห็นลักษณะที่ภาวะกระทำกับข้อเข่ามนุษย์มีค่าแตกต่างกัน โดยเฉพาะจังหวะที่ลงบันไดภาวะที่กระทำกับหัวเข่าในแนวตั้งมีค่าสูงสุด จากนั้นการศึกษาเกี่ยวกับผลของชนิดของรองเท้าต่อภาวะที่กระทำที่ข้อเข่าเทียมได้ถูกทำการศึกษาโดยการทดลองวัดค่าโดย Kutzner และคณะ (Kutzner et al., 2013) สำหรับภาวะที่กระทำกับข้อเข่าในกรณีเดินโดยไม่สวมรองเท้าใน 1 รอบการเดินแสดงในภาพที่ 6 จากภาพที่ 6 แสดงให้เห็นว่าแรงในแกน x (F_x กราฟเส้นสีเขียว) และแรงในแกน y (F_y กราฟเส้นสีน้ำเงิน) จะมีค่าน้อยมากเมื่อเทียบกับแรงในแนวตั้งหรือแกน z (F_{med} กราฟเส้นสีแดง)และเมื่อรวมแรงทั้งสามแกนจะได้แรงลัพธ์ (F_{res}) ที่กระทำที่ข้อเข่าดังที่แสดงเป็นเส้นสีดำซึ่งจะเกิดแรงสูงสุดสองจุด จุดที่ 1(1st peak) มีขนาดแรงลัพธ์ประมาณ 200% ของน้ำหนักตัวและจุดที่ 2(2nd peak) มีขนาดแรงลัพธ์ประมาณ 250% ของน้ำหนักตัวซึ่งทั้งสองจุดอยู่ในช่วงเท้าที่แตะพื้น (Stance phase) อย่างไรก็ตามบทความข้างต้นเกี่ยวกับภาวะที่กระทำที่ข้อเข่าและสะโพกที่ยกมโนทัศน์ที่จะศึกษาเพียงภาวะที่กระทำเนื่องจากกิจกรรมของคนไข้เท่านั้น แต่ไม่ได้นำไปประยุกต์ใช้กับการศึกษาพฤติกรรมการล่อลื่นของน้ำไขข้อ ดังนั้นถ้าแบบจำลองภาวะที่มีความแม่นยำในกรณีของคนไข้ทำกิจกรรมต่างๆ นอกเหนือจากการเดินเพียงอย่างเดียว นำมาประยุกต์ในการศึกษาการล่อลื่นของน้ำไขข้อในข้อต่อเทียม จะทำให้การจำลองน่าเชื่อถือมากขึ้น



ภาพที่ 6 ภาวะที่กระทำที่ข้อเข่าเทียมในขณะที่เดินด้วยเท้าเปล่าใน 1 รอบการเดิน (Kutzner et al., 2013)

จากบทความข้างต้นแรงในจังหวะที่คนใช้ทำกิจกรรมนั้น น้ำไขข้อที่ข้อต่อจะแบกรับไว้และในขณะที่เดินน้ำไขข้อจะมีแรงดันซึ่งคำนวณจากสมการเรโนลด์โดยที่ผลรวมของแรงดันของน้ำไขข้อที่เวลาใดๆ ในพื้นที่สัมผัสจะมีค่าเท่ากับแรงที่กระทำกับข้อต่อที่เวลาใดๆ ซึ่งมีความสัมพันธ์ตามสมการสมดุลดังที่ แสดงในสมการที่ (10)

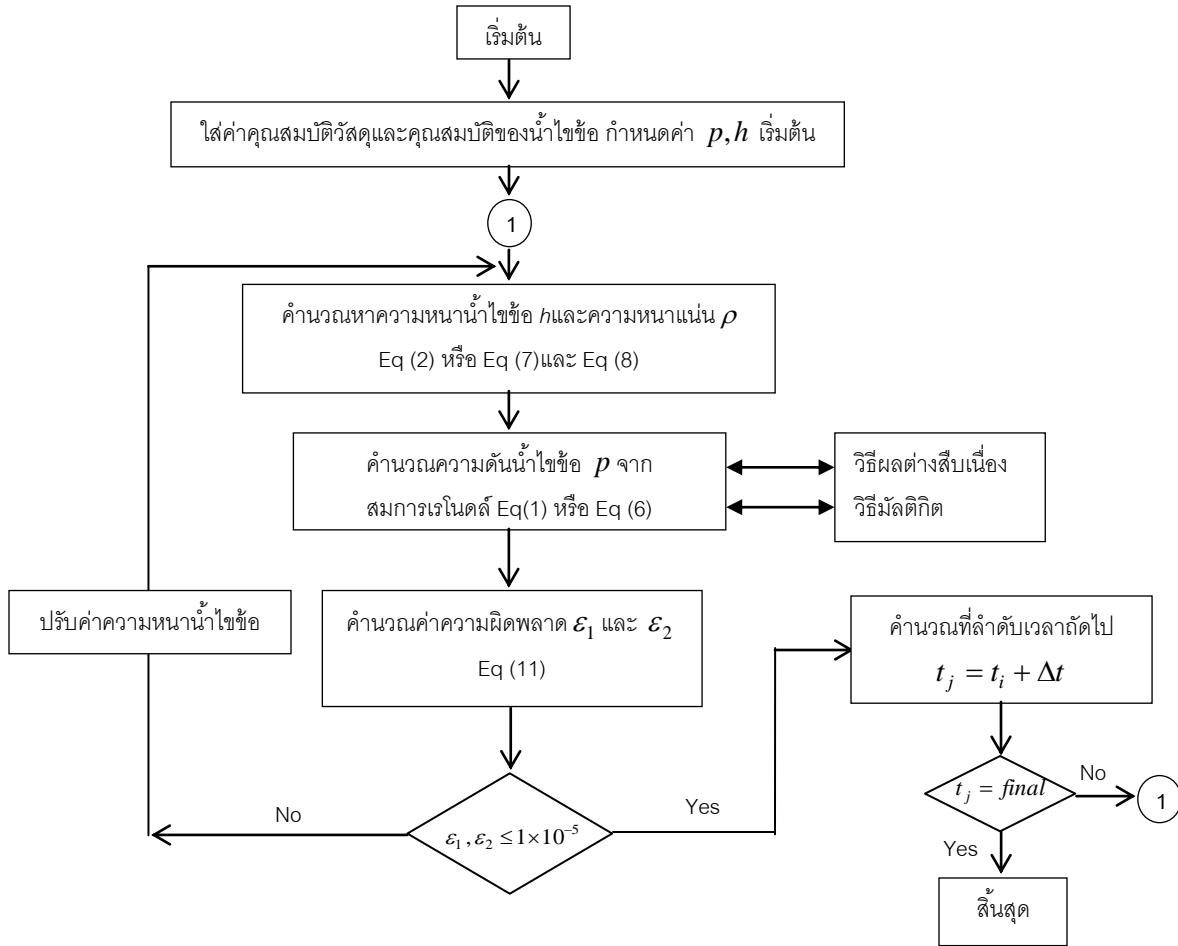
$$\int_A p dA = W(t) \tag{10}$$

โดยที่ $W(t)$ คือภาระที่กระทำที่ข้อเทียมในกรณีของคนใช้ทำกิจกรรมต่างๆซึ่งจะเป็นฟังก์ชันที่ขึ้นกับเวลา

ผลการคำนวณเชิงตัวเลข

สำหรับวิธีการคำนวณเชิงตัวเลขเพื่อที่จะหาค่าการกระจายของความดันของน้ำไขข้อ ในข้อต่อเทียมนั้นจะใช้วิธีผลต่างสืบเนื่อง (Finite difference method) ในการประมาณค่าอนุพันธ์อันดับหนึ่งและอันดับสองในสมการเรโนลด์ที่แสดงในสมการที่ (1) สำหรับสะพานเทียมและสมการที่ (2) สำหรับข้อเข่าเทียม จากนั้นจะใช้วิธีนิวตันราฟสัน (Newton Raphson method) ในการแก้ปัญหาความไม่เป็นเชิงเส้นของสมการเรโนลด์ อย่างไรก็ตามการคำนวณด้วยวิธีนิวตันราฟสันนั้นการคำนวณจะใช้เวลานานจึงจะได้คำตอบที่ลู่อัด ดังนั้น จึงมีการนำวิธีมัลติกริด (Multigrid method) เพื่อที่จะลดเวลาในการคำนวณ (Mongkolwongroj et al., 2010) สำหรับลำดับขั้นตอนการคำนวณเชิงตัวเลขหาแรงดันน้ำไขข้อและความหนาฟิล์มน้ำไขข้อแสดงในภาพที่ 7 โดยที่แต่ละลำดับเวลาคำตอบจะลู่อัดเมื่อค่าความผิดพลาดไม่เกินที่กำหนด สำหรับค่าความผิดพลาดแสดงในสมการที่ (11) สำหรับลำดับขั้นตอนการคำนวณในสะพานเทียมจะใช้สมการที่ (2) (8) (1) และ(11) สำหรับข้อเข่าเทียมจะใช้สมการ (7) (8) (6) และ(11) ตามลำดับ

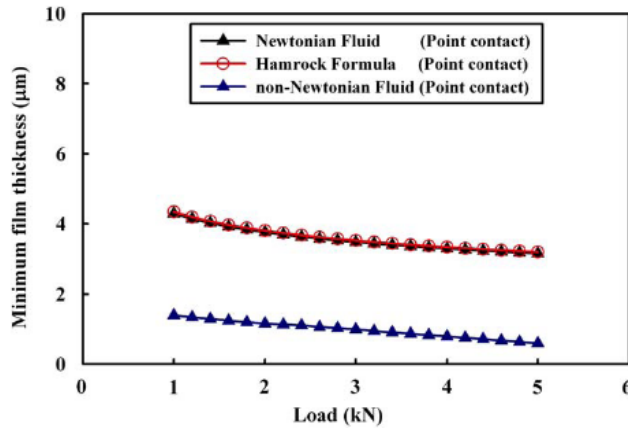
$$\epsilon_1 = \frac{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M |p_{new,i,j} - p_{old,i,j}|}{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M p_{new,i,j}} ; \quad \epsilon_2 = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M p_{new,i,j} \Delta A_{i,j} - W(t) \tag{11}$$



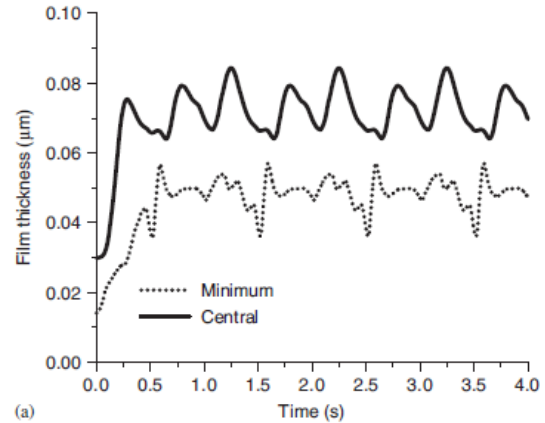
ภาพที่ 7 ขั้นตอนการคำนวณเชิงตัวเลขในการหาความดันและความหนาแน่นน้ำไขข้อเทียมในสะโพกและในข้อเข่า

สำหรับตัวอย่างผลการคำนวณเชิงตัวเลข เช่นความหนาฟิล์มน้ำไขข้อในเข่าเทียมกรณีใช้แบบจำลองน้ำไขข้อที่เป็นนิวโทรเนียนและแบบนอนนิวโทรเนียน ความหนาฟิล์มน้ำไขข้อในสะโพกเทียม ความดันน้ำไขข้อเมื่อเปลี่ยนแปลงค่าข้อมอดูลัสของวัสดุและการเปลี่ยนแปลงความหนืดแสดงในภาพที่ 8-11 สำหรับภาพที่ 8 แสดงให้เห็นว่าเมื่อแบบจำลองของไหลที่เป็นนอนนิวโทรเนียน ค่าความหนาฟิล์มน้ำไขข้อต่ำสุดจะมีค่าต่ำกว่าเมื่อใช้แบบจำลองของไหลที่เป็นนิวโทรเนียนและความหนาฟิล์มน้ำไขข้อจะลดลงเมื่อมีภาระที่กระทำที่ข้อเทียมสูงขึ้น ดังนั้นการใช้แบบจำลองของไหลที่เป็นนอนนิวโทรเนียนจะทำให้สามารถนำไปใช้ในการออกแบบข้อต่อเทียมได้ดีกว่า สำหรับภาพที่ 9 แสดงค่าความหนาฟิล์มน้ำไขข้อต่ำสุดและที่จุดกึ่งกลางการสัมผัส (Central contact) ของสะโพกเทียมในขณะเดิน ผลการคำนวณแสดงให้เห็นว่าความหนาฟิล์มของน้ำไขข้อทั้งสองมีค่าขึ้นๆ ลงๆ ตามภาระที่กระทำที่สะโพกเทียมตามภาพที่ 5 กล่าวคือเมื่อภาระมากขึ้นค่าความหนาฟิล์มน้ำไขข้อจะลดลงอย่างไรก็ตามความหนาฟิล์มน้ำไขข้อในกิจกรรมอื่น ๆ เช่นการยกของ การขึ้นบันได การกระโดด เป็นต้น ยังมีงานวิจัยจำนวนน้อย อันเนื่องมาจากจำเป็นที่จะต้องพัฒนาแบบจำลองของภาระที่กระทำที่ข้อเทียม ภาพที่ 10 แสดงการกระจายความดันและการกระจายความหนาฟิล์มของน้ำไขข้อของเข่าเทียม เมื่อเปลี่ยนแปลงค่าข้อมอดูลัสเสมือน E' (Equivalent Young's modulus) ความหนาฟิล์มของน้ำไขข้อมีค่าลดลงเมื่อวัสดุที่ใช้มีความแข็งมากขึ้น (E' เพิ่มขึ้น) ทำให้ความดัน

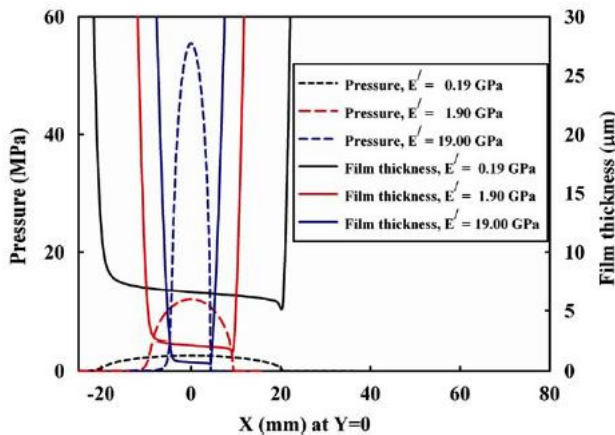
น้ำหล่อลื่นเพิ่มสูงขึ้น ดังนั้นการเลือกใช้วัสดุที่มาทำข้อเทียมจึงมีความสำคัญในการลดการสึกหรอ ภาพที่ 11 แสดงให้เห็นว่าความหนาฟิล์มน้ำหล่อลื่นมีค่าลดลงเมื่อความหนืดของน้ำหล่อลื่นมีค่าลดลง จากผลการจำลองเป็นการยืนยันว่าในสภาวะที่น้ำหล่อลื่นเสื่อมสภาพอันเนื่องมาจากอายุที่มากขึ้นหรือสาเหตุอื่น ๆ ทำให้รับภาระได้น้อยลงความหนาฟิล์มน้ำหล่อลื่นต่ำลงส่งผลให้เกิดการสึกหรอได้ง่าย



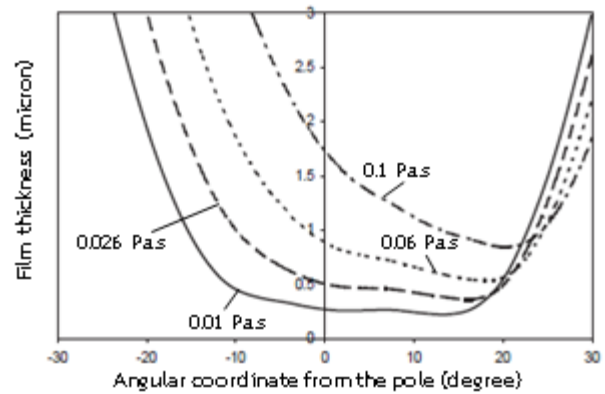
ภาพที่ 8 ความหนาฟิล์มน้ำหล่อลื่นในเข้าเทียมกรณีแบบจำลองของไหลเป็นนิวโทเนียนและนอนนิวโทเนียน (Mongkolwongrojn *et al.*, 2010)



ภาพที่ 9 ความหนาฟิล์มน้ำหล่อลื่นที่สะโพกเทียมในจังหวะเดิน (Liu *et al.*, 2007)



ภาพที่ 10 ผลของค่ายังมอดุลัสเสมือนต่อความหนาฟิล์มและความดันน้ำหล่อลื่นในเข้าเทียม (Mongkolwongrojn *et al.*, 2010)



ภาพที่ 11 ผลของความหนืดน้ำหล่อลื่นต่อความหนาฟิล์มน้ำหล่อลื่นที่สะโพกเทียม (Jim & Dowson, 1999)

สรุปและข้อเสนอแนะ

จากการศึกษาบทความเกี่ยวกับพฤติกรรมการหล่อลื่นของน้ำไขข้อในข้อต่อเทียมมนุษย์โดยวิธีการคำนวณเชิงตัวเลข สามารถที่จะสรุปและเสนอแนะแนวทางการพัฒนางานวิจัยได้ดังนี้

- 1) สมการที่ใช้ในการวิเคราะห์พฤติกรรมของน้ำไขข้อที่มีความถูกต้อง ควรที่จะเขียนขึ้นบนพื้นฐานที่น้ำไขข้อเป็นของไหลประเภทนอนนิวโทเนียน และจะมีความถูกต้องเข้าใจลักษณะความเป็นจริงมากขึ้นเมื่อพิจารณาการหล่อลื่นที่มีบางตำแหน่งมีการสัมผัสของความหยาบของวัสดุ หรือเรียกว่าการหล่อลื่นแบบผสม (Mixed lubrication) ซึ่งยังไม่มีการประยุกต์แบบจำลองนี้ในข้อต่อเทียมมนุษย์
- 2) การคำนวณเชิงตัวเลขจะมีความถูกต้องมากขึ้น เมื่อค่าภาระที่กระทำที่ข้อต่อเช่นเข้าเทียม และสะโพกเทียมมีความถูกต้องซึ่งพฤติกรรมการหล่อลื่นของน้ำไขข้อขึ้นกับภาระ ดังนั้นการศึกษาพฤติกรรมการหล่อลื่นของน้ำไขข้อในจังหวะอื่นๆ นอกเหนือจากที่ได้กล่าวมาในบทความนี้เช่นยกของ วิ่ง กระโดด จำเป็นจะต้องวัดค่าภาระที่ข้อต่อหรือต้องพัฒนาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ทำนายภาระดังกล่าว
- 3) ชนิดของวัสดุ ความหนืดของน้ำไขข้อ และภาระที่กระทำส่งผลต่อความหนาของน้ำไขข้อความหนาฟิล์มของน้ำไขข้อจะลดลงเมื่อภาระที่กระทำที่ข้อต่อสูงขึ้น ความหนืดของน้ำไขข้อน้อยลง และวัสดุที่ใช้ทำข้อต่อเทียมมีขมอดูลัสสูงขึ้น

เอกสารอ้างอิง

- Bartel, DL., Bicknell, VL., & Wright, TM. (1986). The effect of conformity, thickness, and material on stresses in ultra-high molecular weight components for total joint replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 68, 1041–51.
- Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J., & Duda, G.N. (2001). Hip Contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*, 34, 859-871.
- Bernard, J., & Hamrock. (1998). *Fundamentals of Fluid Film Lubrication*. New York: McGraw-Hill.
- Brown, AS. (2006). Hip new world. *ASME MechEng*, 128, 28-33.
- Dumbleton, JH. (1981). *Tribology of Natural and artificial joints*. London: Elsevier.
- Jalali-Vahid, D., Jagatia, M., Jin, ZM., & Dowson, D. (2001). Prediction of lubricating film thickness in UHMWPE hip joint replacement. *Journal of Biomechanics*, 34, 261-266.
- Jin, Z.M., & Dowson, D. (1999). A full numerical analysis of hydrodynamic lubrication in artificial hip joint replacement constructed from hard materials. *Journal Mechanical Engineering Science*, 213, 355-370.
- Udofia, I.J., & Jin, Z.M. (2003). Elastohydrodynamic lubrication analysis of metal-on-metal hip-resurfacing prostheses. *Journal of Biomechanics*, 36, 537-544.
- Mongkolwongrojn, M., Woungseedakaew, K., & Kennedy, F.E. (2010). Transient elastohydrodynamic lubrication in artificial knee joint with non-Newtonian fluids. *Tribology International*, 43, 1017-1026.
- Kurtz, S., Edmund, L., & Fionna, M. (2007). Halpern Michael. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *J Bone Jt Surg*, 89, 780-785.

- Kutzner, I., Heinlein, B., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Halder, A., Beier, A., & Bergmann, G. (2010). Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. *Journal of Biomechanics*, 43, 2164-2173.
- Kutzner, I., Stephan, D., Dymke, J., Bender, A., & Graichen, F. (2013). The influence of footwear on knee joint loading during walking in vivo load measurements with instrumented knee implants. *Journal of Biomechanics*, 46, 796-800.
- Kren, J., & Hyncik, L. (2007). Modelling of non-Newtonian fluids. *Math Comput Simul*, 76, 116-123.
- Mattei, L., Di Puccio, F., Piccigallo, B., & Ciulli, E. (2011). Lubrication and wear modelling of artificial hip joints : A review. *Tribology international*, 44, 532-549.
- Liu, F., Jin, ZM., Roberts, P., & Grigoris, P. (2007). Effect of bearing geometry and structure support on transient elastohydrodynamic lubrication of metal-on-metal hip implants. *Journal of Biomechanics*, 40, 1340-1349.
- Wang, WZ., Jin, ZM., Dowson, D., & Hu, YZ. (2008). A study of the effect of model geometry and lubricant rheology upon the elastohydrodynamic lubrication performance of metal-on-metal hip joints. *Proc Inst Mech Eng Part J J Eng Tribol*, 222, 491-501.
- Rieker, C.B., Schon, R., Konrad, R., Liebenritt, G., Gnepf, P., Shen, M., Roberts, P., & Grigoris, P. (2005). Influence of the clearance on invitro tribology of large diameter metal-on-metal articulations pertaining to resurfacing hip implants. *Orthopedic Clinics of North America*, 36(2), 135-142.