

การศึกษาองค์ความรู้ทางชีวกลศาสตร์ของเอ็นบริเวณข้อต่อกระดูกต่าง ๆ บริเวณต้นขา เป็นแนวทางใหม่ในระดับนานาชาติ ที่ให้ความสำคัญอย่างมากต่อแรงที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อและเอ็นต่าง ๆ ซึ่งจะใกล้เคียงกับระบบในร่างกายมนุษย์มาก มีประสิทธิภาพ โดยเฉพาะในขณะเคลื่อนไหว เพื่อเป็นแนวทางในการวินิจฉัยและการรักษาที่ถูกต้อง

ในสรีระของมนุษย์การรักษารกผู้ป่วยที่มีปัญหาเกี่ยวกับข้อต่อกระดูก หรือกระดูกที่ติดกับข้อไหล่ ข้อตะโพก และข้อเข่า เช่น อาการกระดูกแตกหรือหัก ข้อต่อเสื่อม เป็นต้น การรักษาดังกล่าวอาจต้องให้เหล็กหรือวัสดุอื่นมาตามกระดูก หรือสร้างชิ้นส่วนทดแทน ผลการรักษาจะทำให้ผู้ป่วยส่วนที่ได้รับการรักษาดังกล่าวกลับมาทำงานให้ได้ใกล้เคียงกับปกตินั้น ต้องขึ้นอยู่กับปัจจัยหลายประการ ความเข้าใจในชีวกลศาสตร์ของกล้ามเนื้อที่ยึดกระดูกและข้อต่อต่าง ๆ เป็นปัจจัยหนึ่งที่สำคัญต่อผลสำเร็จของการรักษา เนื่องจากกล้ามเนื้อเหล่านั้นจะได้รับคำสั่งจากเส้นประสาทส่วนกลางให้ออกแรงดึงในทิศทางต่าง ๆ ทำให้เกิดการเคลื่อนไหวตามที่ได้รับคำสั่งจากสมองอย่างถูกต้อง ความเข้าใจในทิศทางและขนาดของแรงที่เกิดขึ้น รวมทั้งคุณสมบัติของกล้ามเนื้อแต่ละชนิด ทำให้ทราบถึงระยะยืดหดตัวและความเค้นที่เกิดขึ้นของกล้ามเนื้อ กระดูก และข้อต่อที่เกี่ยวข้อง ช่วยให้การรักษาและออกแบบวัสดุทดแทนมีประสิทธิภาพ

แต่ละปัญหามากขึ้น และในการสร้างอุปกรณ์ทดสอบคุณสมบัติทางชีวกลศาสตร์สำหรับกล้ามเนื้อ ปัจจุบันจะต้องนำเข้าจากต่างประเทศ และมีราคาสูงมาก ดังนั้นจึงควรที่จะพัฒนาด้านแบบอุปกรณ์ที่เหมาะสมกับสรีระของคนไทย โดยประยุกต์จากวัสดุในประเทศ และราคาไม่

เป็นประโยชน์ต่อการสาธารณสุขไทยซึ่งขาดแคลนงบประมาณในการซื้ออุปกรณ์ที่มีราคาสูง

1

เครื่องทดสอบทางกลที่ช่วยให้ทราบคุณสมบัติทางกลของเอ็น ทำให้ได้ฐานข้อมูลของเอ็นของคน
 เป็นประโยชน์ต่อการรักษาผู้ป่วยของแพทย์ทางด้านออร์โธปิดิกส์ และรวมถึงการออกแบบ
 วัสดุทดแทนต่าง ๆ จากนั้นนำฐานข้อมูลของเอ็นที่ได้มาวิเคราะห์ค่าความเค้น และความเครียด
 ของเอ็นข้อเข่า (Hamstring) ที่ใช้ในการทดแทนเอ็นไขว้หน้าซึ่งมีทั้งการรักษาแบบใช้เอ็น 1
 Bundle 2 Bundles โดยวิเคราะห์ให้มีการเคลื่อนไหวขณะเดินขณะเดินด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์
 เอลิเมนต์

1.2 วัตถุประสงค์

- 1.2.1 ศึกษาชีวกลศาสตร์ของเอ็นข้อเข่า
- 1.2.2 พัฒนาและสร้างเครื่องทดสอบทางกลสำหรับกล้ามเนื้อ
- 1.2.3 ศึกษาคุณสมบัติทางกลของเอ็นข้อเข่า (Hamstring)
- 1.2.4 ศึกษาความเค้น บริเวณข้อเข่า ขณะเดิน

ใช้คุณสมบัติของเอ็นข้อเข่า (Hamstring)

1.3

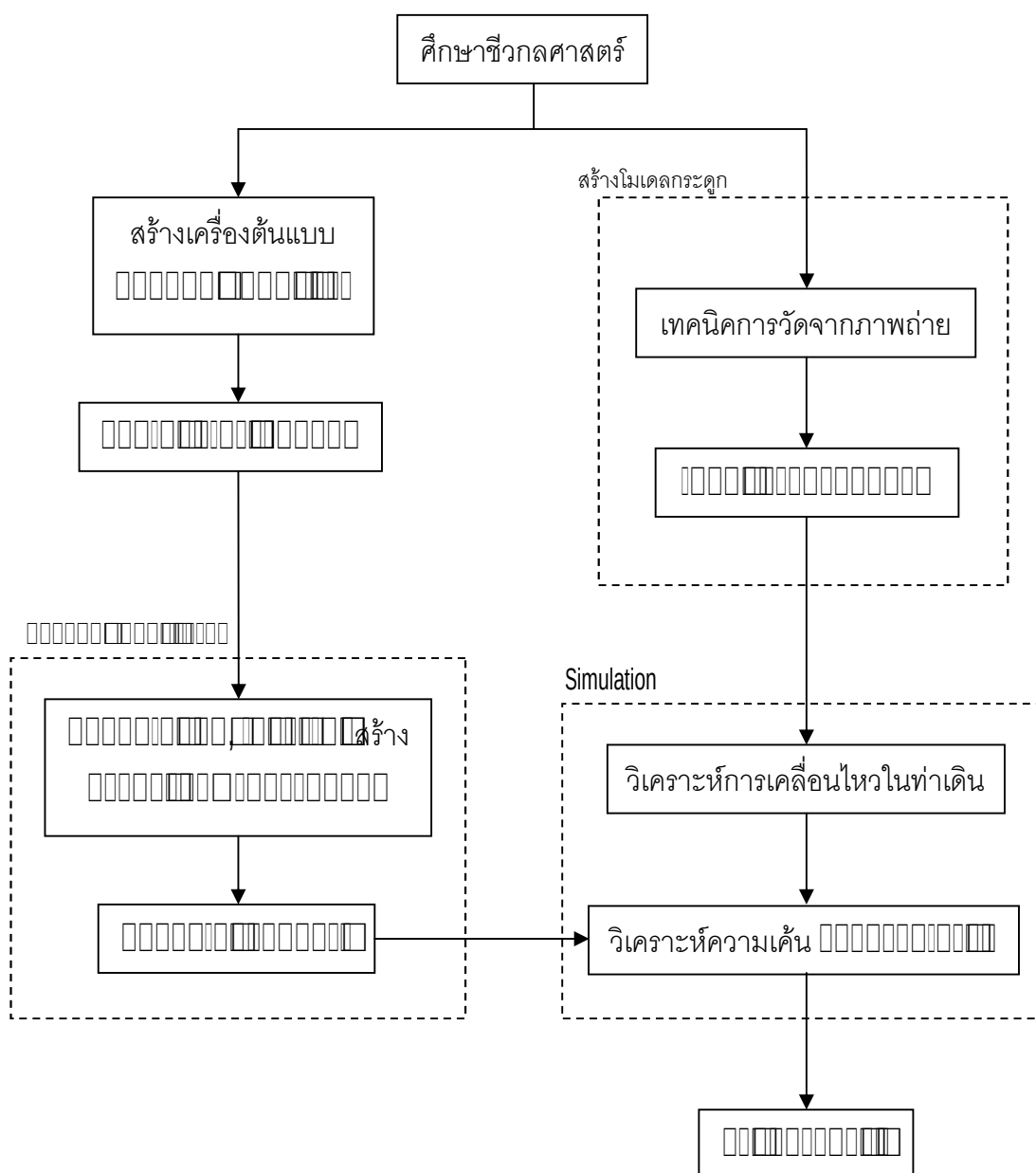
- 1.3.1 พัฒนาเครื่องทดสอบทางกลสำหรับกล้ามเนื้อ
- 1.3.2 วิเคราะห์ความเค้น ความเครียดด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของเอ็นข้อเข่า

โดยใช้คุณสมบัติของเอ็นข้อเข่า (Hamstring)

1.4 ผลที่คาดว่าจะได้รับจากงานวิจัย

- 1.4.1 ได้ชุดทดสอบทางกลสำหรับเอ็น
- 1.4.2 ได้ฐานข้อมูลคุณสมบัติทางกลของเอ็นข้อเข่า
- 1.4.3 ได้ทราบถึงพฤติกรรมของเอ็นข้อเข่าขณะเดิน
- 1.4.4 เป็นข้อมูลที่เป็นประโยชน์ต่อการรักษาผู้ป่วยของแพทย์ทางด้านออร์โธปิดิกส์

(Orthopedics)



□□□□□1

ผังงานภาพรวมของงานวิจัยทั้งหมด

1.7 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องในอดีต

1.7.1 Influence of muscle forces on femoral strain distribution

Georg N. Duda Humboldt-University ได้ศึกษาแรงในกล้ามเนื้อที่ทำให้เกิด ความเครียดในกระดูกต้นขา โดยใช้ FE model ในการคำนวณหา ความเค้น ความเครียด ϵ 10%, 30%, 45% 70% gail cycle case กล้ามเนื้อออกเป็น 5 case ใช้ FE model Hexahedral element 7693 element 8553 nodes ในการคำนวณหา ความเค้น ความเครียด ผลการทดลอง case 5 (เส้น โปรง) case 1 (เส้น ทึบ) case 5 bending moment ตรงบริเวณส่วนล่างของกระดูก ซึ่งสามารถสรุปได้ว่าจำนวนของกล้ามเนื้อมีผลต่อ strain

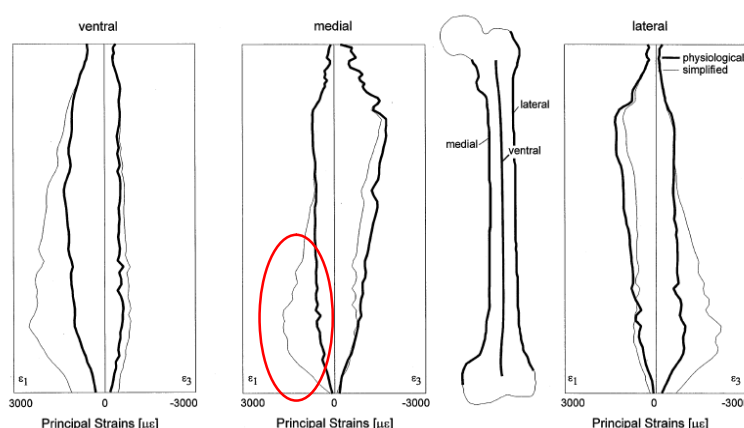


Figure 1.7.1

ระหว่าง 5

1.7.2 Influence of head constrain and muscle force on the strain

distribution within the intact femur J.A. Simoes University of Aveiro ได้ศึกษาแรงในกล้ามเนื้อที่ทำให้เกิด ความเครียดในกระดูกต้นขาโดยวัดด้วย Strain gauges 20 ตัว โดยจะมีการใส่โหลด 3 Joint reaction force Abductor Iliopsoas Vastus lateralis รูปจะเห็นว่าลักษณะของ จะมีมากที่สุดเนื่องจาก ไม่มีการยึดของ กล้ามเนื้อจึงทำให้ Joint reaction force Abductor Iliopsoas Vastus lateralis ซึ่งสามารถสรุปได้ว่าจำนวนของกล้ามเนื้อมีผลต่อ strain

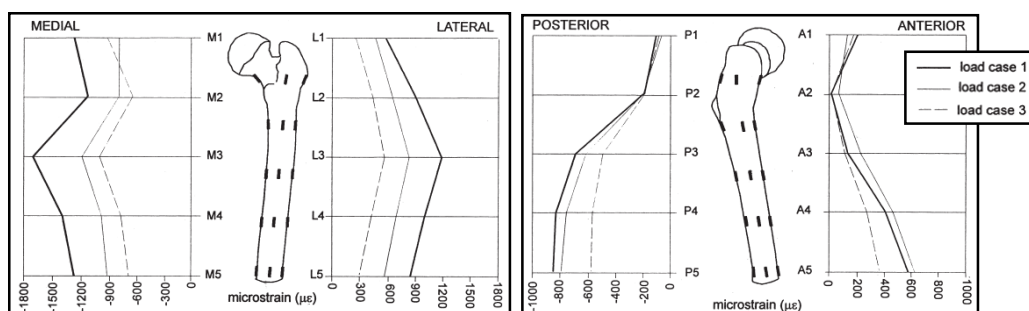


Figure 13

Figure 13 shows the microstrain distribution along the femur for three load cases (1, 2, 3) across four views: MEDIAL, LATERAL, POSTERIOR, and ANTERIOR. The graphs show varying strain levels across different points (M1-M5, L1-L5, P1-P5, A1-A5) for each load case.

1.7.3 Computational bone remodelling simulations and comparisons with DEXA results A.W.L. Turner University of New South Wales งานวิจัยนี้จะเป็นการศึกษา Bone remodelling Margron Stability Epoch ที่เหมาะสมโดยใช้การวัดแบบ dual-energy X-ray absorptiometry (DEXA) simulation โดยใช้ FEM 10-noded tetrahedral elements (MSC.Patran, MSC.Software) Gruen zone หลังจากการใช้งาน คุณสมบัติต่าง ๆ ของกระดูกจะถูกเก็บค่าจาก CT scan จำลองเหตุการณ์ให้มีพฤติกรรมเดิน 45% Galt cycle และใส่ journal “Influence of muscle forces on femoral strain distribution” งานวิจัยสามารถสรุปได้ว่า ความแตกต่าง bone remodeling ทำให้ได้ผลของ bone density change ที่แตกต่างกัน ออกไป ส่วนแบบของ bone remodeling 3 Epoch FEM นวัตกรรมที่คล้ายคลึงกันซึ่งการออกแบบของ FEM ก็จะเป็นแนวทางที่ประหยัดเวลา ให้สามารถเดินตามไปได้ง่ายขึ้น

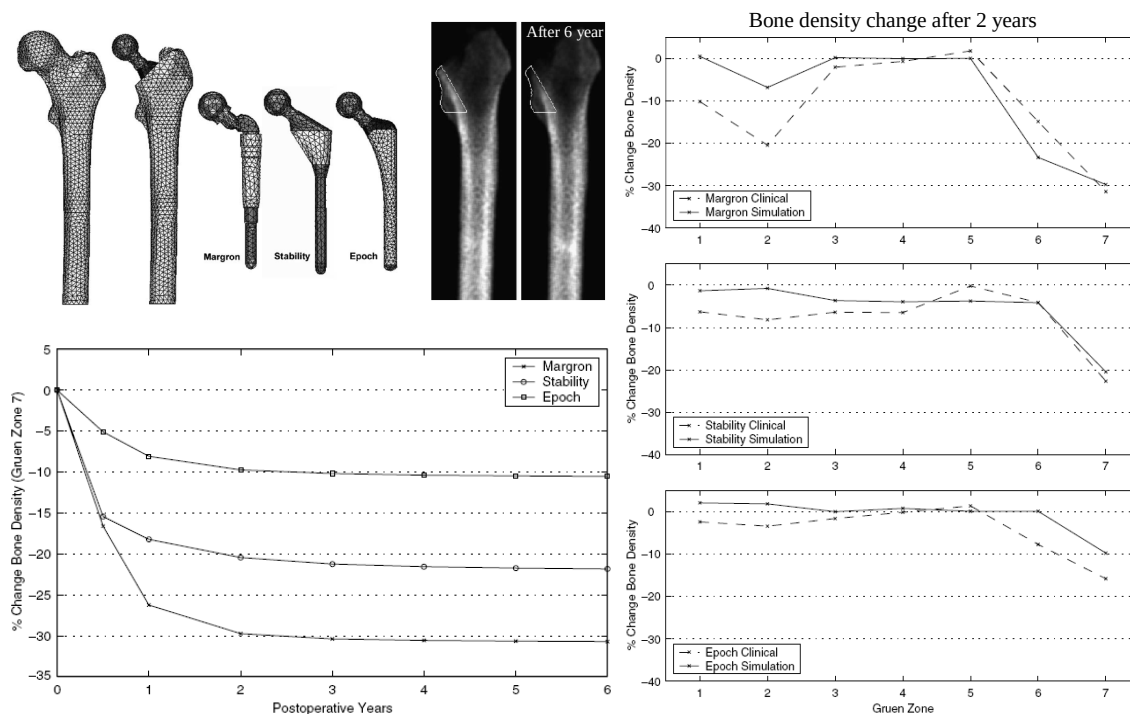


Figure 14

Figure 14 shows the bone density change after 2 years for the three implant designs.

1.7.4 Influence of changes in stem positioning on femoral loading after THR using a short-stemmed hip implant Andrew D. Speirs Charite – Universitätsmedizin Berlin จะเป็นการศึกษาตำแหน่งของ stem ที่แตกต่างกัน แล้วเปรียบเทียบกับ intact femur strain strain energy density กระทำอยู่ภายนอก ซึ่งจะแบ่งตำแหน่งของ stem ออกเป็น 3 Medialised model (Med) Reference model (Ref) Anteverted model (AV) การศึกษาจะเป็นการใช้หลักของ FEM มาช่วยในการคำนวณโดยใช้ โปรแกรม Patran 2004 สร้าง mesh 83,000 elements 10-noded tetrahedral elements และใช้โปรแกรม ABAQUS v6.5 ในการวิเคราะห์ จากการศึกษพบว่า ทั้ง 3 แบบนี้มีผลต่อค่า strain strain energy density เกิดขึ้นแต่ผลจะมีค่า ใกล้เคียงกัน แต่เมื่อ intact femur จะพบว่าในส่วนบริเวณคอของกระดูกค่า strain implant models จะมีค่า 95% intact femur ส่วน strain energy density implant models ค่าลดลง 0.4 kJ/m³ (28%) 0.6 kJ/m³ (69%) สามารถสรุปได้ว่า การเปลี่ยนแปลงของตำแหน่ง stem จะมีผลต่อค่า strain strain energy

density แต่เมื่อเทียบระหว่าง implant models กับ intact femur พบว่า implant models จะได้ผลการทดลองที่ดีกว่า

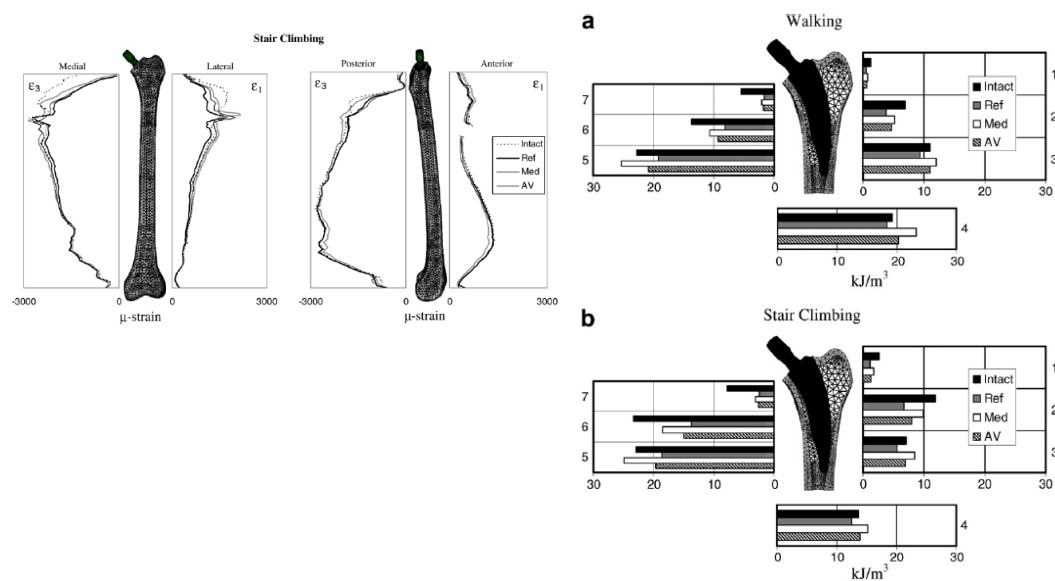


Figure 15

การวางตำแหน่งของ Stem ที่แตกต่างกันทั้ง 4

1.7.5 Physiologically based boundary condition in finite element modeling Andrew D. Speirs Universita tsmedizin-Berlin
 ในกล้ามเนื้อทำให้เกิด ความเครียดในกระดูกต้นขาโดยจะมีการแบ่งลักษณะการยึดของกระดูก และกล้ามเนื้อออกเป็น 5 แบบดังตาราง โดยแบ่งโหลดที่กระทำเป็นลักษณะท่าเดิน และท่าขึ้น
 case E (เส้นสีเขียว) Strain
 joint และในแต่ละ constraints strain
 constraints แต่ละแบบ และการยึดของกล้ามเนื้อมีผลต่อค่า strain ในกระดูกต้นขา

tendon ยึดอยู่โดยเราจะนำกล้ามเนื้อเหล่านี้มาทดลองใช้งานกับ Freeze clamp ที่ได้ตั้งชื่อไว้ว่า “cryo-jaw” สารเคมีที่ทำให้เกิดการแข็งตัวของกล้ามเนื้อบริเวณหัวจับคือ liquid nitrogen จะมีการลำเลียงสารเคมีมาจากถังเก็บที่อยู่ภายใต้ความดัน 160 kPa ผ่านท่อที่ทำจาก copper ส่วนที่จับขนาดใหญ่จะมีการลำเลียงผ่านไปยังถังเก็บย่อยซึ่งจะมีลักษณะเป็นโพรงดังรูป

ที่จับยึดขนาดเล็กจะมีการส่งผ่านแรงได้มากที่สุด 2000 N ส่วนที่จับยึดขนาดใหญ่จะมีการส่งผ่านแรงได้มากที่สุด 3500 N

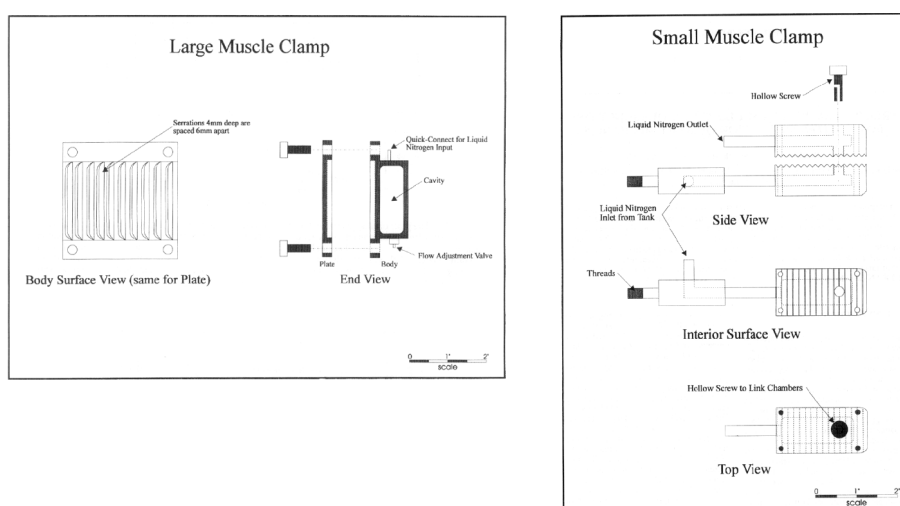
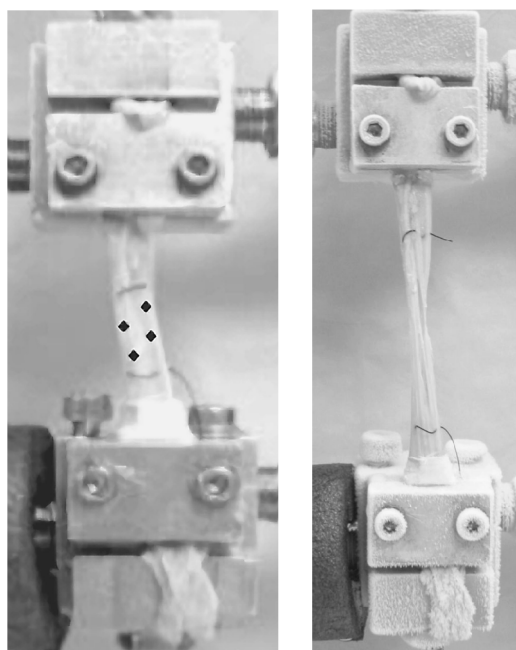


Figure 7

ตัวจับยึดกล้ามเนื้อแบบขนาดใหญ่ และแบบขนาดเล็ก

1.7.7 Thermal Microdebridement does not affect the time zero biomechanical properties of human patellar tendons William P. Silver การมีการทดสอบกล้ามเนื้อจะใช้เครื่อง servo hydraulic material testing machine cryogrip เพื่อทำหน้าที่จับยึดกล้ามเนื้อโดยมี liquid nitrogen ไหลเวียนอยู่ ทำให้กล้ามเนื้อบริเวณตัวจับแข็งตัว เริ่มต้นทดสอบจะมีการติดกล้ามเนื้อเข้าไปในหัวจับโดยมีแรงดึงอยู่ 2 N 0.1%-1% ค่า displacement สามารถวัดได้จากการติดตัว 4 ตัวดังรูป แล้ววัดการเคลื่อนตัวด้วย video strain analysis การบันทึกข้อมูลจะ 60 Hz 12-bit acquisition card ใช้ โปรแกรม Labview 6 บันทึกแล้วพล็อตกราฟ

โดยใช้ความสัมพันธ์ระหว่าง โหลด กับ ระยะยืดและสามารถคำนวณ stress $\square$ ultimate tensile stress $\square$ strain energy density $\square$ ultimate stress



118

ด้ามเนื้อ