



รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการ การพัฒนาเทคนิควิธีการวัดสัญญาณสั่นสะเทือนข้อ
เข่าเพื่อช่วยวินิจฉัยและคัดกรองโรคกระดูกอ่อนผิวข้อเข่า
ลูกสะบ้าเสื่อมสภาพ

โดย อ.ดร.คัตนันทน์ สรุงบุญมี

พฤษภาคม 2561

สัญญาเลขที่ MRG 5980103

รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการ การพัฒนาเทคนิควิธีการวัดสัญญาณสั่นสะเทือนข้อ
เข้าเพื่อช่วยวินิจฉัยและคัดกรองโรคกระดูกอ่อนผิวข้อเข้า
ลูกสะบ้าเสียสภาพ

อ.ดร.คัคณานต์ สรุงบุญมี มหาวิทยาลัยมหิดล

สนับสนุนโดยสำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย

(ความเห็นในรายงานนี้เป็นของผู้วิจัย
สกว. และ สกอ. ไม่จำเป็นต้องเห็นด้วยเสมอไป)

บทคัดย่อ

รหัสโครงการ : MRG5980103

ชื่อโครงการ : การพัฒนาเทคนิควิธีการวัดสัญญาณสันสะท้อนข้อเข่าเพื่อช่วยวินิจฉัยและคัดกรองโรคกระดูกอ่อนข้อเข่าลูกสะบ้าเสียสภาพ

ชื่อนักวิจัย : อ.ดร.คัคณานต์ สรุงบุญมี คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล

E-mail Address: kakanand.sru@mahidol.edu

ระยะเวลาโครงการ : 2 ปี

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาเทคนิคการวัดสัญญาณสันสะท้อนข้อเข่าในการคัดกรองและวินิจฉัยภาวะกระดูกอ่อนข้อเข่าลูกสะบ้าเสียสภาพ โดยดำเนินการสองการทดลองเพื่อศึกษาคุณลักษณะของสัญญาณ การศึกษาแรกทำในข้อเข่าหมูที่ทำให้เสียสภาพ โดยการนำข้อเข่าหมูมาเลาะเนื้อออก แล้วนำมาวัดกระดูกอ่อนข้อเข่าในระดับต่างๆจนกระทั่งถึงกระดูก แล้วทำการวัดสัญญาณในทุกระดับ การศึกษาที่สองทำในคนปกติที่ไม่มีอาการปวดเข่าจำนวน 16 คน ทำการวัดสัญญาณจากเข่าทั้งสองข้างและถ่ายภาพ MRI การวิเคราะห์สัญญาณในโดเมนเวลา-ความถี่ของสัญญาณจากการศึกษาทั้งสองพบว่า กำลังสัญญาณในช่วงความถี่สูง (500-1500 Hz) ของกระดูกอ่อนข้อเข่าที่ผิดปกติมีค่าสูงกว่าปกติ แบบจำลองการจำแนกสัญญาณ Quadratic support vector machine ที่พัฒนาขึ้นมา เพื่อแยกสัญญาณ 4 ระดับ (ปกติ น้อย ปานกลาง มาก) ให้ความแม่นยำ 71% การศึกษานี้แสดงให้เห็นถึงศักยภาพของสัญญาณสันสะท้อนข้อเข่าในการใช้คัดกรองและช่วยวินิจฉัยภาวะกระดูกอ่อนข้อเข่าลูกสะบ้าเสียสภาพ

คำหลัก : การสันสะท้อนที่เกิดจากแรงเสียดทาน; สัญญาณสันสะท้อนข้อเข่า; กระดูกอ่อนข้อเข่าลูกสะบ้าเสียสภาพ

Abstract

Project Code: MRG5980103

Project Title: Development of Knee Joint Vibration Measurement Technique for Chondromalacia Patella Screening and Diagnosis

Investigator : Kakanand Srungboonmee, Ph.D.

Faculty of Medical Technology, Mahidol University

E-mail Address: kakanand.sru@mahidol.edu

Project Period: 2 years

The purpose of this research is to develop a technique to measure the knee joint vibration or the knee vibroarthrographic signal for screening and diagnosis of chondromalacia patella. Two studies have been done in order to characterize the signal. The first study was conducted in the deteriorated cartilage of the swine knee. The patellofemoral joints were dissected and scrubbed to mimic the level of cartilage degeneration. Vibration signals from all conditions were taken. The second study was done in 16 volunteers who had no knee pain. Vibration signals were taken from both knees of the participants, following by getting the knee MRI images. Time-frequency analysis was performed for both studies and found that power of the signals in high frequency range (500-1500 Hz) was higher in the pathological cases than in the normal cases. A quadratic support vector machine classification model was developed and yielded 71% accuracy in classifying 4 classes of the chondromalacia of patellofemoral cartilage (normal, low, moderate and high). This study therefore revealed a potential of using the knee vibroarthrographic signal in screening and diagnosis of chondromalacia patella.

Keywords : Friction-induced vibration, knee vibroarthrographic signal, chondromalacia patella

Executive Summary

การศึกษานี้มีจุดประสงค์เพื่ออธิบายคุณลักษณะของสัญญาณสันสะท้อนที่ได้จากการเสียสภาพของกระดูกอ่อนหุ้มข้อเข่า ทั้งจากการศึกษาในกระดูกข้อเข่าหมู และการวัดสัญญาณจากคนปกติที่ไม่มีอาการปวดเข่า จำนวน 16 คน เทียบกับผลที่ได้จากการถ่ายภาพ MRI พบว่าสัญญาณสันสะท้อนนี้ จะมีกำลังของสัญญาณในช่วงความถี่สูง (500-1500 Hz) เพิ่มขึ้น เมื่อเทียบกับข้อเข่าปกติ และเมื่อทำการสร้างแบบจำลองจำลองจำแนกสัญญาณเป็นระดับตามการเสียสภาพกระดูกอ่อนหุ้มข้อ (ปกติ น้อย ปานกลาง สูง) ได้ความแม่นยำ 71% ในอนาคต หากมีการเก็บข้อมูลมากขึ้น ความแม่นยำของแบบจำลองน่าจะเพิ่มสูงขึ้นด้วย สัญญาณสันสะท้อนข้อเข่ามีศักยภาพในการศึกษาและพัฒนาต่อไป เพื่อนำไปใช้ในการตรวจคัดกรองการเสียสภาพของกระดูกอ่อนหุ้มข้อเข่า โดยเฉพาะอย่างยิ่งในระยะแรก ที่ไม่มีอาการปวด ทำให้เกิดการดูแลรักษาข้อเข่าตั้งแต่เนิ่นๆ เพื่อสุขภาพข้อเข่าที่ดีต่อไปในอนาคต

เนื้อหางานวิจัย

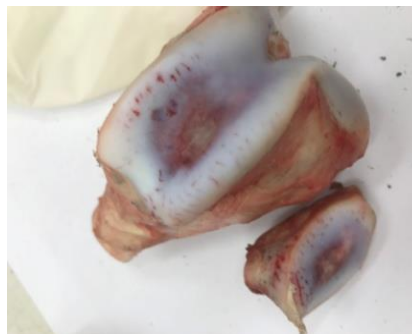
วัตถุประสงค์

1. เพื่อศึกษาคุณลักษณะของสัญญาณสันสะท้อนที่เกิดจากความผิดของผิวข้อ ด้วยการจำลองผิวข้อให้มีการเสียสภาพ ก่อให้เกิดความผิดต่างกัน
2. เพื่อศึกษาคุณลักษณะของสัญญาณสันสะท้อนข้อเข่าอันเกิดจากโรคกระดูกอ่อนผิวข้อเข่าลูกสะบ้าเสียสภาพ

วิธีการทดลอง

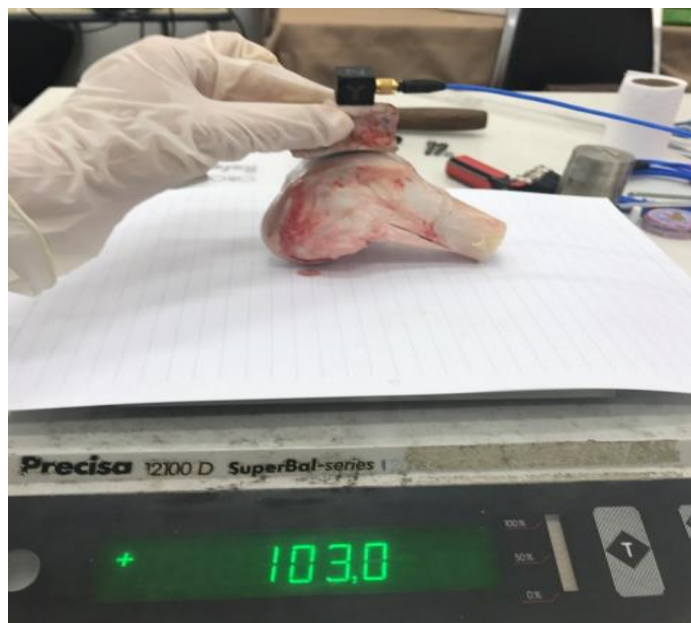
การศึกษาที่ 1 ศึกษาคุณลักษณะสัญญาณสันสะท้อนข้อเข่าสุกรที่มีการเสียสภาพในแบบต่าง ๆ

การศึกษาในแบบจำลองนั้น ได้นำกระดูกข้อเข่าสุกรมาทำให้เสียสภาพด้วยการขัดถู ให้ได้การเสียสภาพระดับต่าง ๆ จนกระดูกอ่อนข้อเข่าสึกถึงกระดูก (subchondral bone) ดังแสดงในภาพที่ 1.1 จากนั้นนำมาวัดสัญญาณสันสะท้อนขณะกระดูกอ่อนข้อเข่าถูกขัด ด้วยน้ำหนักกดและความเร็วในการถูที่ต่างกัน



ภาพที่ 1.1 การทำให้กระดูกอ่อนหุ้มข้อเสียสภาพ จากปกติ (ซ้าย) และจนถึงระดับกระดูก (ขวา)

กระดูกอ่อนหุ้มข้อที่ผ่านการจำลองการเสียสภาพดังกล่าว ได้นำมาวัดสัญญาณสั่นสะเทือน ด้วยการนำไปยึดกระดูกดังภาพที่ 1.2 จากนั้นนำ patellofemoral joint มาประกบกันให้สัมผัสกันตรงร่องเดิม แล้วนำกระดูก femur มาวางบนตาชั่งและตั้งให้เป็นค่าศูนย์ดังภาพที่ 1.2 โดยที่ให้ femoral condyle หนึ่ง แล้วจับ patella ให้เคลื่อนที่ โดยมีการควบคุมน้ำหนักกดให้อยู่ระหว่าง 100-110 กรัม โดยมีความเร็วตาม metronome ที่ 100 bpm จากนั้นวัดสัญญาณสั่นสะเทือนจาก accelerometer (Model: PCB356A16)

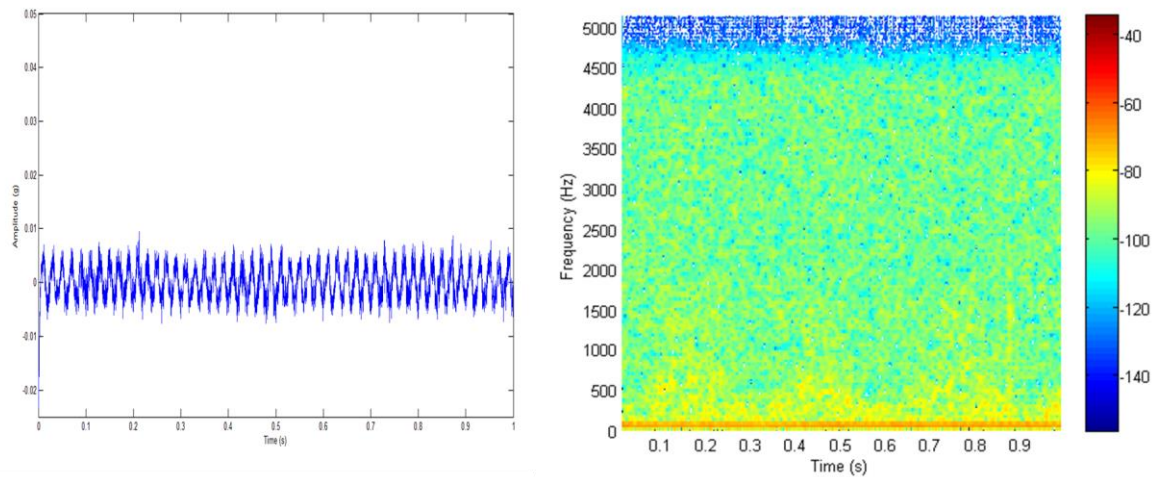


ภาพที่ 1.2 การวางกระดูกในส่วน femoral condyle ที่ติดตั้งระบบการเคลื่อนที่เชิงเส้นของ patella ขนานไปกับพื้นตาชั่ง และมี accelerometer ติดบน patella เพื่อวัดสัญญาณขณะเคลื่อนที่เสียดสีไปบน femoral condyle

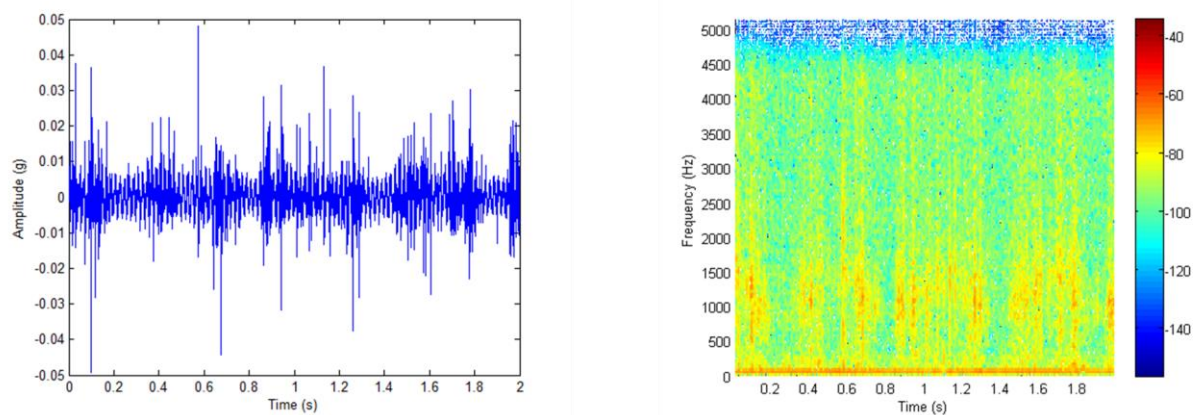
ผลการทดลองการศึกษาที่ 1

ภาพสัญญาณสั่นสะเทือนที่ได้จากการวัด ในกรณีปกติ (ภาพที่ 1.3) และกรณีที่กระดูกอ่อนหุ้มข้อเสียสภาพเล็กน้อยจนถึงกระดูก (ภาพที่ 1.4-1.7) แสดงให้เห็นว่า ในโดเมนเวลา-

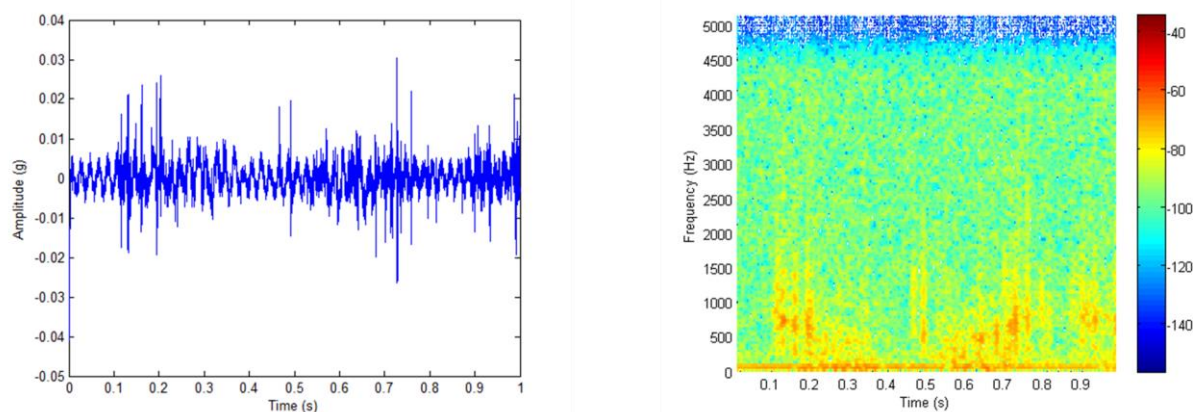
ความถี่นั้น พลังงานการสั่นสะท้อนความถี่สูงนั้น (500-1500 Hz) จะมีค่ามากขึ้น เมื่อเทียบกับกรณีปกติ



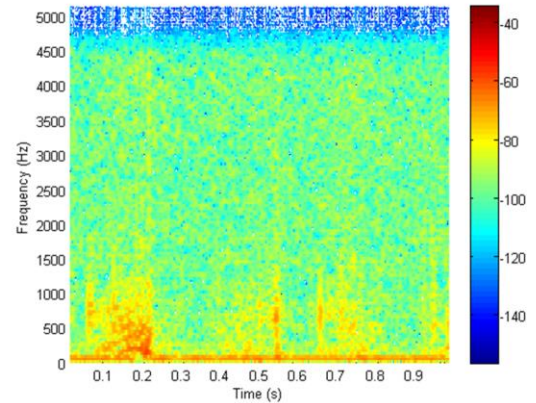
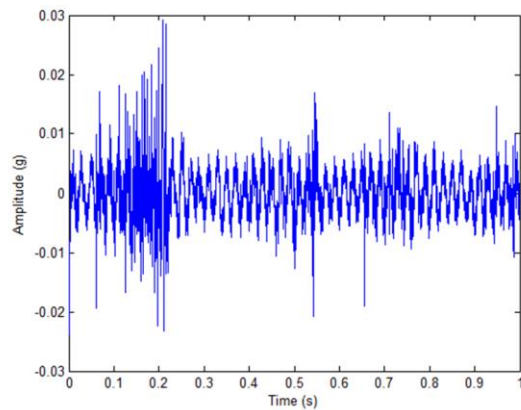
ภาพที่ 1.3 สัญญาณสั่นสะท้อนในกรณีกระตุกอ่อนหุ่มข้อเข้าผิดปกติในโดเมนเวลา (ซ้าย) และโดเมนเวลา-ความถี่(ขวา)



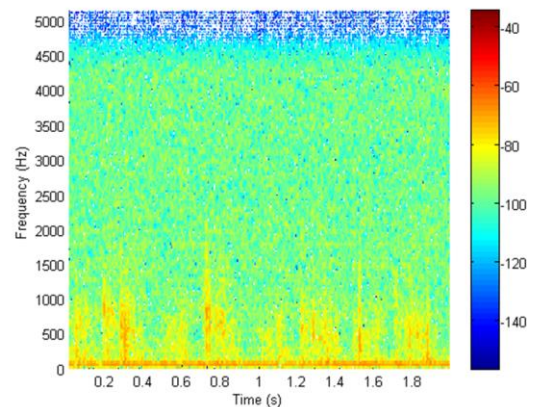
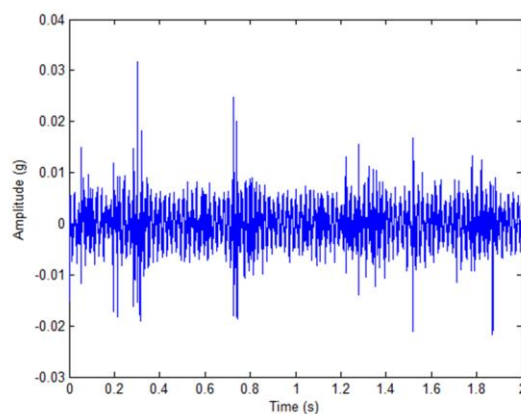
ภาพที่ 1.4 สัญญาณสั่นสะท้อนในกรณีกระตุกอ่อนหุ่มข้อเข้าที่สึกในระดับที่ 1 ในโดเมนเวลา (ซ้าย) และโดเมนเวลา-ความถี่(ขวา)



ภาพที่ 1.5 สัญญาณสั่นสะท้อนในกรณีกระตุกอ่อนหุ่มข้อเข้าที่สึกในระดับที่ 2 ในโดเมนเวลา (ซ้าย) และโดเมนเวลา-ความถี่(ขวา)



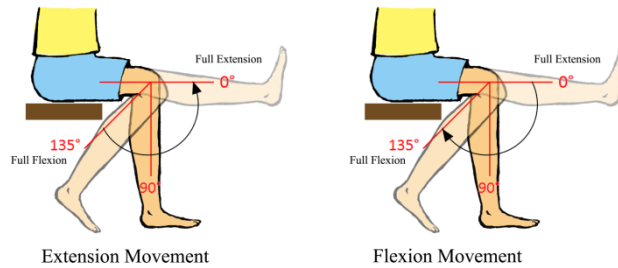
ภาพที่ 1.6 สัญญาณสั่นสะเทือนในกรณีกระดูกอ่อนหุ้มข้อเข่าที่สึกในระดับที่ 3 ในโดเมนเวลา (ซ้าย) และโดเมนเวลา-ความถี่(ขวา)



ภาพที่ 1.7 สัญญาณสั่นสะเทือนในกรณีกระดูกอ่อนหุ้มข้อเข่าที่สึกในระดับที่ 4 (ถึงกระดูก) ในโดเมนเวลา (ซ้าย) และโดเมนเวลา-ความถี่(ขวา)

การศึกษาที่ 2: ศึกษาคุณลักษณะของสัญญาณสั่นสะเทือนที่เกิดจากภาวะกระดูกอ่อนลูกสะบ้าเสื่อมสภาพ

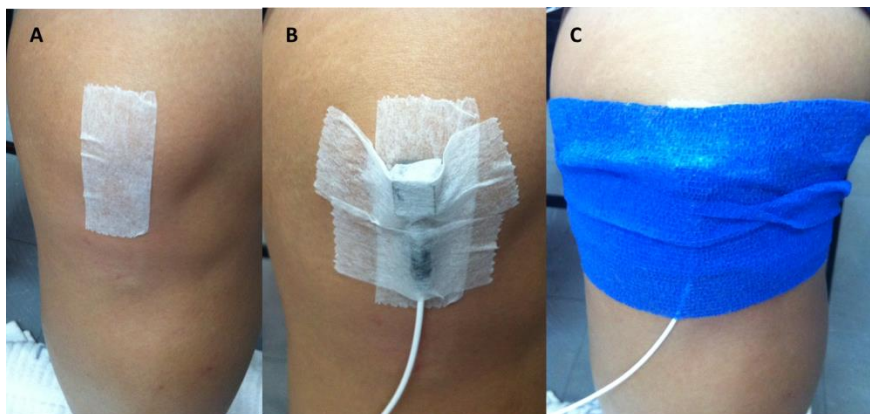
เราทำการเก็บข้อมูลจากผู้เข้าร่วมวิจัยจำนวน 16 คน ที่ไม่มีอาการปวดเข่า ด้วยการวัดสัญญาณสั่นสะเทือนจากเข่าทั้งสองข้าง (รวม 32 เข่า) ในขณะงอเหยียดข้อเข่าตามภาพที่ 2.1 จากนั้นให้ผู้ร่วมวิจัยไปทำการถ่ายภาพ MRI ข้อเข่า เพื่อดูพยาธิสภาพข้อเข่า เปรียบเทียบกับสัญญาณสั่นสะเทือนที่ผ่านการประมวลผลแล้ว จากนั้น นำพารามิเตอร์ที่ได้จากสัญญาณไปทำการสร้างแบบจำลองจำแนกสัญญาณ



ภาพที่ 2.1 ลักษณะการยืดเหยียดข้อเข่าขณะวัดสัญญาณสั่นสะเทือน

การวัดสัญญาณสั่นสะเทือน

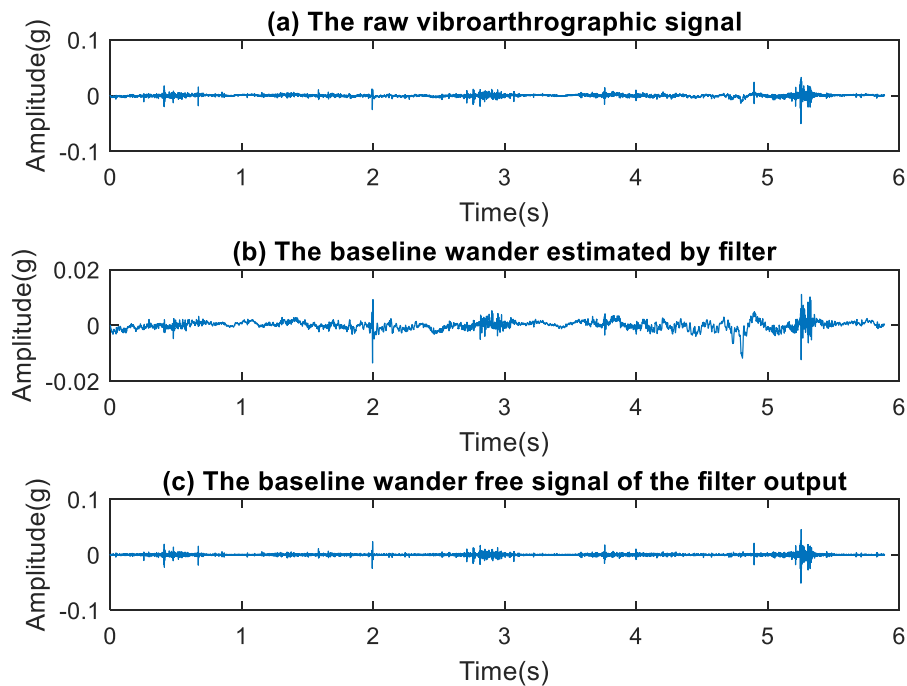
เราใช้ accelerometer ที่เป็นเซนเซอร์ความเร่งขนาดเล็ก (Model 353C33, PCB Piezotronics, Inc., USA) ที่มี sensitivity 102.9 mV/g bandwidth 0.5 to 10000 Hz ติดบริเวณกึ่งกลางลูกสะบ้า ดังภาพที่ 2.2 และทำการบันทึกสัญญาณโดยใช้ signal acquisition USB module (USB 2405, ADLINK, Taiwan) ด้วย software (U-Test, ADLINK, Taiwan) ใช้ sampling rate 10240 Hz ที่มี ADC resolution 24 bit การประมวลผลทั้งหมด ทำใน MATLAB (MATLAB R2017a -Academic License, The MathWorks, USA)



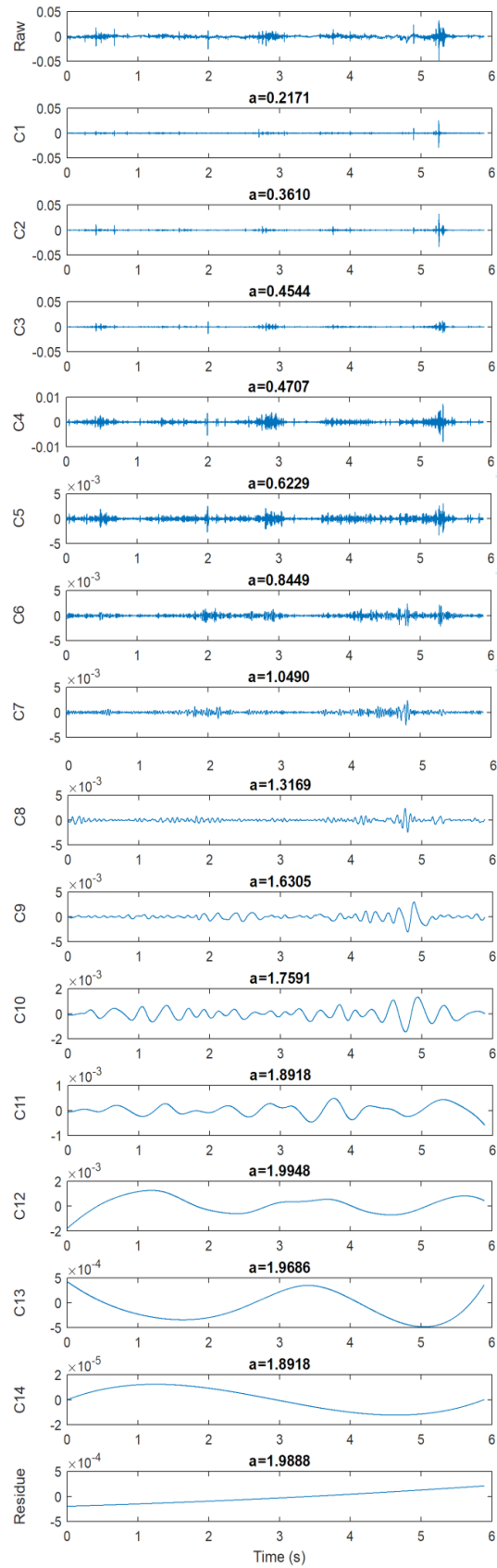
ภาพที่ 2.2 แสดงการติดตั้งเซนเซอร์ความเร่งขนาดเล็กเพื่อวัดสัญญาณสั่นสะเทือนข้อเข่า โดยทำการติดเทป (**Micropore™**, Nexcare 3M, Thailand) ที่ผิวก่อน (A) จากนั้นทำเซนเซอร์ไปติดที่กึ่งกลางลูกสะบ้าแล้วพันเทปติดอีกรอบ (B) จากนั้นใช้ผ้ายืด (**Coban™**, Nexcare 3M, Thailand) พันรอบเข่าอีกชั้นหนึ่ง (C)

การประมวลผลสัญญาณสั่นสะเทือนข้อเข่า

สัญญาณสั่นสะเทือนที่ได้มา จะทำการประมวลผล เริ่มจากการใช้ Cascade Moving Average Filter เพื่อกำจัดสัญญาณ baseline wander ออก ดังตัวอย่างในภาพที่ 2.3

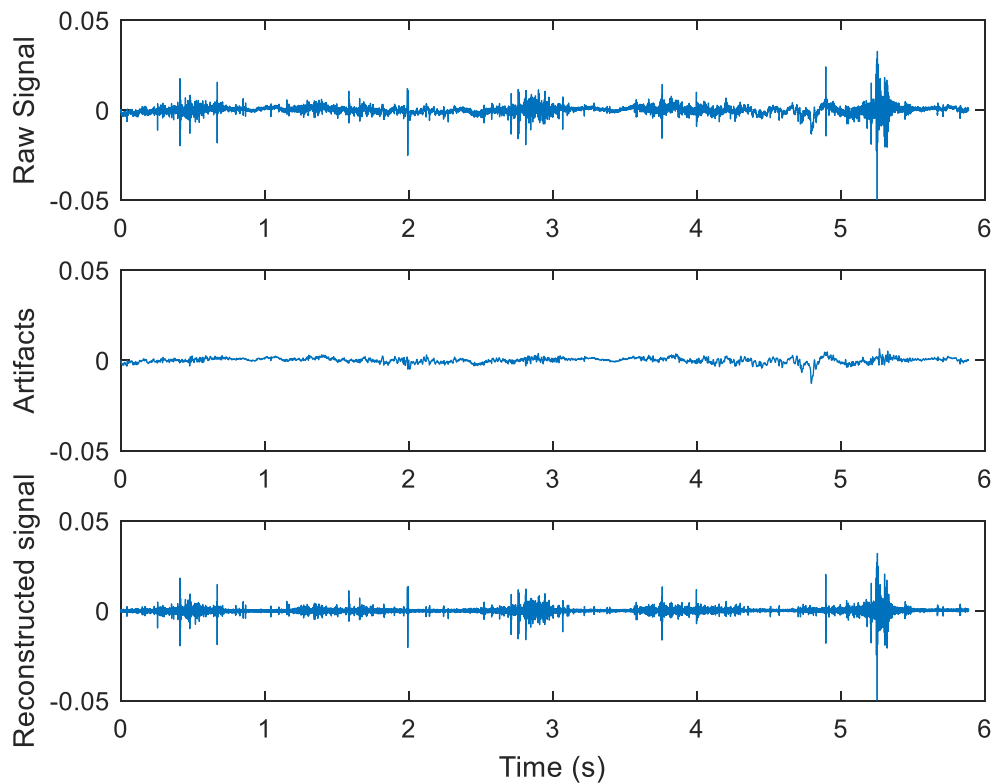


ภาพที่ 2.3 (a) สัญญาณสั่นสะเทือนข้อเข่าที่วัดได้ (b) สัญญาณ baseline wander ที่ประมาณได้จาก cascade moving average filter (c) และสัญญาณที่นำเอา baseline wander ออกแล้ว จากนั้นใช้ Ensemble Empirical Mode Decomposition (EEMD) ซึ่งเป็นเทคนิคที่นิยมใช้สำหรับสัญญาณ nonlinear และ non-stationary ซึ่งเป็นการแยกสัญญาณออกเป็น intrinsic mode function (IMFs) ดังภาพที่ 2.4 จากนั้นใช้ detrended fluctuation analysis (DFA) ในการประเมินว่า IMF ใดถือเป็นสัญญาณรบกวน และทำการกำจัด โดยเลือกจากค่า α ในรูป IMF ที่มี α มากกว่า 0.5 จะถือเป็นสัญญาณรบกวน ที่ต้องตัดออก



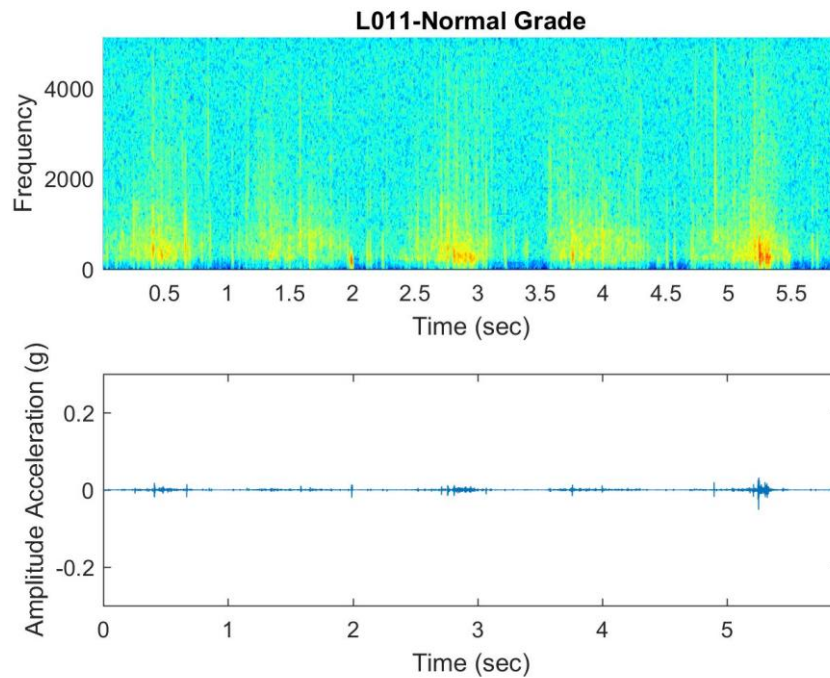
ภาพที่ 2.4 IMFs ทั้งหมด หลังจากการทำ EEMD และ DFA ได้ค่า a ของ IMF ต่างๆดังแสดงในภาพ

เมื่อนำ artifact สัญญาณออกทั้งหมดแล้ว ทั้ง baseline wander และสัญญาณรบกวน จะได้สัญญาณที่สะอาดขึ้นที่พร้อมสำหรับการคำนวณพารามิเตอร์สัญญาณต่อไป

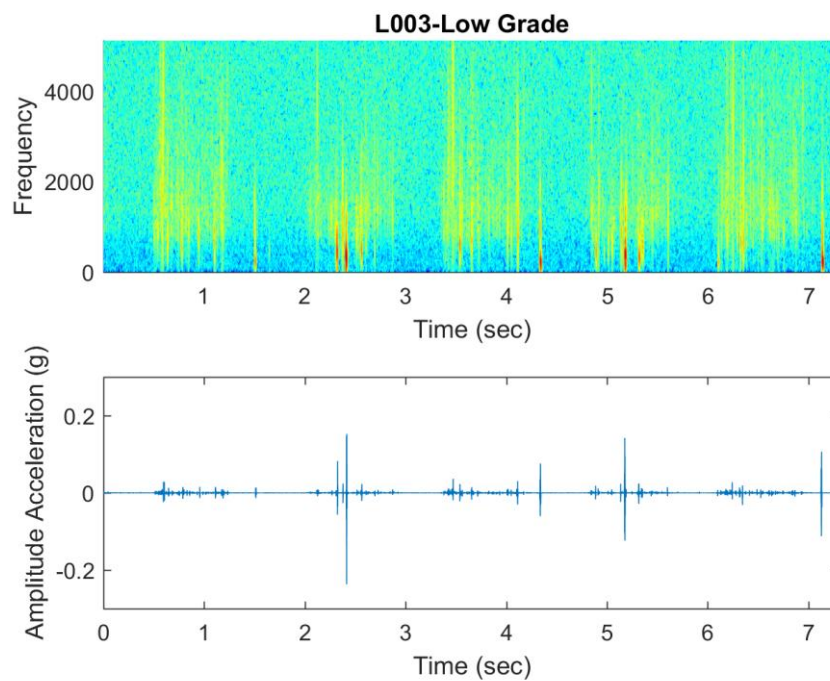


ภาพที่ 2.5 สัญญาณที่สะอาดขึ้นที่วัดได้ (Raw Signal) สัญญาณรบกวนทั้งหมด (Artifacts) และสัญญาณที่ปราศจาก artifact (Reconstructed signal) ที่จะใช้ในการคำนวณพารามิเตอร์สัญญาณ

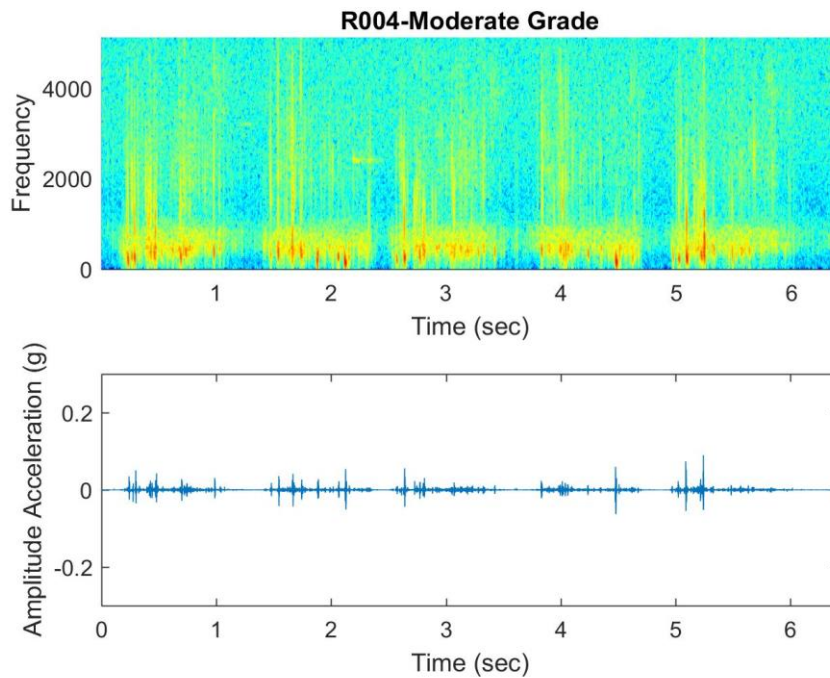
เมื่อพิจารณาสัญญาณที่วัดได้กับภาพ MRI แสดงได้ในภาพที่ 2.6-2.9 ซึ่งพยาธิสภาพที่เพิ่มขึ้นนั้น สอดคล้องกับระดับความแรงของสัญญาณที่มากขึ้น



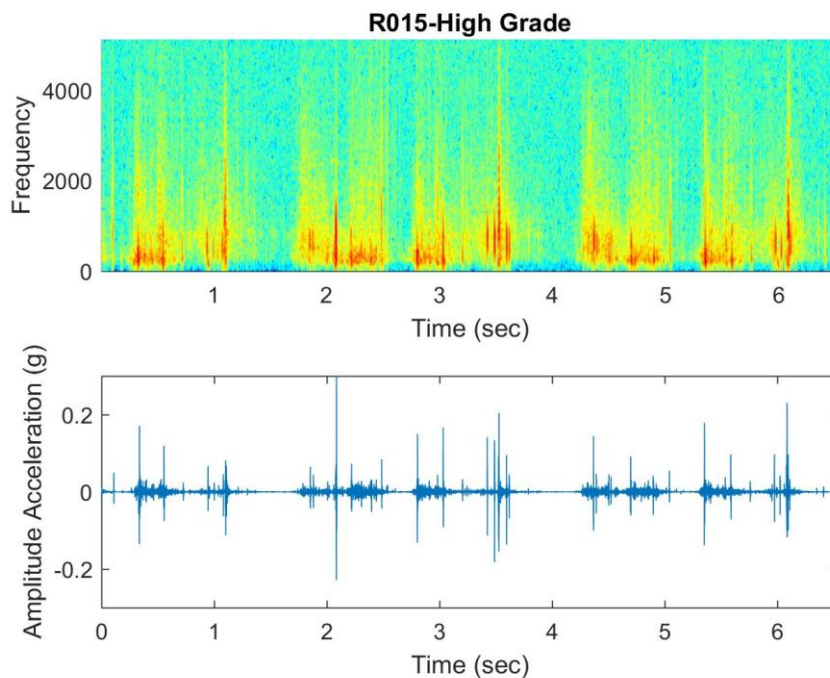
ภาพที่ 2.6 สัญญาณสั่นสะเทือนข้อเข่าจากเข่าปกติ รายละเอียดในตารางที่ 1 (F011-Left)



ภาพที่ 2.7 สัญญาณสั่นสะเทือนข้อเข่าจากเข่าที่มี low grade chondromalacia patella (Grade 1) รายละเอียดในตารางที่ 1 (F003-Left)



ภาพที่ 2.8 สัญญาณสั่นสะเทือนข้อเข่าจากเข่าที่มี moderate grade chondromalacia patella (Grade 2) รายละเอียดในตารางที่ 1 (F004-Right)



ภาพที่ 2.9 สัญญาณสั่นสะเทือนข้อเข่าจากเข่าที่มี high grade chondromalacia patella (Grade 2-3) รายละเอียดในตารางที่ 1 (F015-Right)

การจำแนกสัญญาณ

สัญญาณสั่นสะเทือนที่ไม่มีสัญญาณรบกวน ได้นำมาคำนวณพารามิเตอร์ต่างๆ ได้แก่ ค่ากำลังและพลังงานเฉลี่ยในช่วง 0-1000 และ 1000-2000 Hz, ค่า mean absolute value

(MAV) , root mean square (RMS), variance of mean (VM), approximate entropy (*ApEN*) และ sample entropy (SampEn) และใช้ Genetic Algorithm ในการทำ Feature selection เพื่อหา feature ที่เหมาะสม ที่ใช้ในการจำแนกสัญญาณ จึงเหลือเพียง 2 พารามิเตอร์ นั่นคือ ค่ากำลังในช่วง 1000-2000 Hz (Energy in 1000-2000 Hz) และค่า MAV จากนั้นนำมาเข้ากระบวนการ machine learning ว่าสัญญาณที่ได้จะสอดคล้องกับพยาธิสภาพที่อ่านได้จากภาพ MRI (ระดับ Normal, Low, Moderate, High) อย่างไร โดยใช้ Support Vector Machine แบบ multiple separating hyperplane ด้วย quadratic polynomial kernel function โดยใช้ RapidMiner studio (Version 7.6 -free license, RapidMiner, Inc., USA) โดยแบ่งข้อมูลออกเป็น 60:40 (training : testing) training ใช้ 10 folds-cross validation เพื่อป้องกัน over-fitting ของโมเดล

ผลการทดลองการศึกษาที่ 2

ผลที่ได้ เมื่อเทียบกับผล MRI แสดงในตารางที่ 1 โดยรวมแล้ว ความแม่นยำของโมเดลประมาณ 71% จาก confusion matrix (ตารางที่ 2)

ตารางที่ 1 ผล MRI และผลจากการจำแนกสัญญาณสั้นสะท้อนด้วย quadratic support vector machine

No.	Side	MRI						MRI	VAG
		Patella			Trochlear				
		Lat. facet	Med. ridge	Facet	Lat.	Central	Med.		
F001	Left	2	0	0	0	0	0	Low	Low
	Right	1	0	2	0	0	0	Mod.	Mod.
F002	Left	2	0	2	0	0	0	Mod.	Low
	Right	2	0	1	0	0	0	Mod.	Mod.
F003	Left	0	1	0	0	0	0	Low	Low
	Right	0	0	1	0	0	0	Low	Low
F004	Left	1	0	0	0	0	0	Low	Low
	Right	0	0	2	0	0	1	Mod.	Mod.
F005	Left	0	2	1	0	0	1	Mod.	Low
	Right	0	0	2	0	0	2	Mod.	Mod.
F006	Left	2	0	1	0	0	1	Mod.	Mod.
	Right	2	0	1	0	0	1	Mod.	Mod.
F007	Left	2	2	0	0	0	0	Mod.	Mod.
	Right	2	0	1	0	0	0	Mod.	Low

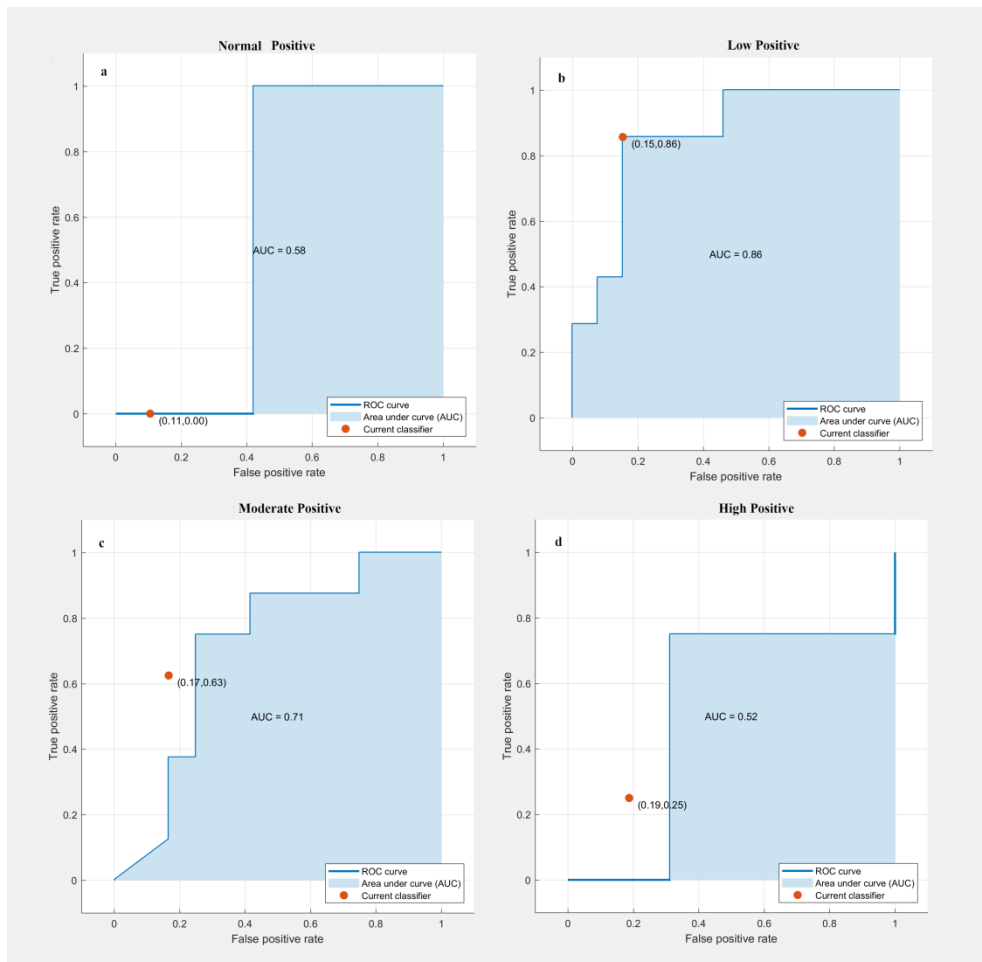
F008	Left	2	4	0	2	0	0	High	Mod.
	Right	2	1	1	2	2	0	High	Low
M009	Left	1	1	0	0	1	0	Low	Low
	Right	0	0	1	0	0	0	Low	Low
F010	Left	0	0	0	0	0	0	Nor.	Nor.
	Right	2	0	1	0	0	0	Mod.	Low
F011	Left	0	0	0	0	0	0	Nor.	Nor.
	Right	0	0	1	0	0	0	Low	Low
F015	Left	0	2	2	0	0	0	Mod.	Mod.
	Right	2	2	2	2	2	2	High	High
F016	Left	2	0	1	1	0	0	Mod.	Mod.
	Right	2	2	1	1	0	0	High	High

ตารางที่ 2 Confusion matrix ของโมเดลที่ใช้จำแนกสัญญาณ

Quadratic SVM model		Predicted Outcome			
		Normal	Low	Moderate	High
Actual Outcome	Normal	1			
	Low		4		
	Moderate		3	4	
	High		1		1
Overall accuracy		71%			

ตารางที่ 3 Sensitivity และ Specificity ของโมเดลจำแนก ในระดับต่างๆของความเสียหายของผิวข้อ

Normal		Low	
Sensitivity	Specificity	Sensitivity	Specificity
1.000	1.000	1.000	0.600
Moderate		High	
Sensitivity	Specificity	Sensitivity	Specificity
0.571	1.000	0.500	1.000



ภาพที่ 2.10 Receiver operating characteristic (ROC) curves จากโมเดลจำแนก quadratic SVM: a) Normal positive class (AUC=0.58) b) Low positive class (AUC=0.86) c) Moderate positive class (AUC=0.71) d) High positive class (AUC 0.52)

สรุปและวิจารณ์ผลการทดลองของการศึกษาทั้งสอง

คุณลักษณะของสัญญาณสันสะท้อนข้อเข้า จากกระดูกอ่อนหุ้มข้อที่เสียสภาพ ทั้งจากโมเดลกระดูกอ่อนข้อเข้าหุ้ม และการวัดในคนปกติ นั้น มีความเชื่อมโยงกัน คือ สัญญาณผิดปกติ จะมีค่าพลังงานสูงในช่วงความถี่สูง เมื่อดูจากสัญญาณที่วัดได้ในโดเมน เวลา-ความถี่ มีลักษณะคล้ายกัน คือ ค่าพลังงานที่สูงในช่วงความถี่สูง เมื่อมีพยาธิสภาพที่เปลี่ยนไปจากกระดูกอ่อนหุ้มข้อปกติ ซึ่งในการศึกษาในคนปกติ นั้น มีความสอดคล้องกับพยาธิสภาพข้อเข้าที่พบจากการถ่ายภาพ MRI ในข้อเข้าหุ้มที่ได้ทำการขีดให้เสียสภาพ สัญญาณนี้ยังถูกรบกวนด้วยน้ำ หากมีน้ำ สัญญาณจะกลับมาคล้ายกับสัญญาณปกติ ในแง่การจำแนกสัญญาณโดยใช้ Support Vector Machine ในการศึกษาที่ 2 นั้น ในการทำ feature selection พบว่า กำลังสัญญาณในช่วงความถี่ 1000-2000 Hz ซึ่งเป็นความถี่สูงนั้น ก็เป็นหนึ่งในพารามิเตอร์ที่ถูกนำมาใช้ในการจำแนกสัญญาณ

แบบจำลองจำแนกสัญญาณที่ได้ นั้น มีความแม่นยำประมาณ 71% ซึ่งเทียบเคียงได้กับการศึกษาอื่นๆ ซึ่งมีการจำแนกสัญญาณสันสะท้อนข้อเข้าที่ปกติและผิดปกติ ดังตารางที่ 4 ซึ่ง

มีความแม่นยำในช่วง 65-91% ในขณะที่การศึกษานี้ เราทำการจำแนกสัญญาณออกเป็นระดับความรุนแรงของการเสียสภาพข้อเข่าที่สอดคล้องกับภาพถ่าย MRI

ตารางที่ 4 สรุปผลของแบบจำลองจำแนกสัญญาณสั่นสะเทือนข้อเข่าที่ได้จากการศึกษาอื่นๆ

Literatures	Sensors	Signal Processing	Pathology Detection	Accuracy
Moussavi et al, 1996	Accelerometer (model 3115a, Dytran, , CA)	<u>Segmentation Method</u> Adaptive segmentation based on the recursive least squares transversal algorithm <u>Classification</u> Logistic regression analysis	Normal-Pathological (Chondromalacia)	77%
Krishnan et al, 1997	Accelerometer (model 3115a, Dytran, , CA)	<u>Segmentation method</u> Adaptive segmentation based on the recursive least squares lattice (RLSL) algorithm <u>Classification</u> Logistic regression analysis	Normal-Pathological (Chondromalacia)	84.5%
Mu et al., 2008	Accelerometer (model 3115a, Dytran, Chatsworth, CA)	Normalized each signal to the amplitude range [0,1] <u>Classification</u> Strict-2 surface proximal classifier	Normal-Pathological	91.0%
Wu and Krishnan, 2009	Accelerometer (model 3115a, Dytran, Chatsworth, CA)	<u>Classification</u> -Fisher linear discriminant analysis (FLDA) -Nonlinear least squares support vector machine (LS-SVM)	Normal-Pathological	65.17% (FLDA) 73.03% (LS-SVM)
Ragayyan and Wu ,2010	Accelerometer (model 3115a, Dytran, Chatsworth, CA)	Normalized each signal to the amplitude range [0,1] <u>Classification</u> Radial basis function network (RBFN)	Normal-Pathological	77.53%
Cai et al., 2013	Accelerometer (model 3115a, Dytran,	Matching pursuit decomposition and dynamic weighted classifier fusion	Normal-Pathological	88.76%

	Chatsworth, CA)			
Chen J et al., 2013	Miniature accelerometers (Model 353-B33, PCB Piezotronics Inc., USA)	-Hilbert Huang Transform -Statistical pattern classification	Normal-Pathological	85.3%
Wu et al., 2013	Accelerometer (model 3115a, Dytran, Chatsworth, CA)	Classification -FLDA -SVM	Normal-Pathological	-FLDA (81.33%) -SVM (81.33%)

ข้อเสนอแนะสำหรับงานวิจัยในอนาคต

ข้อจำกัดของการศึกษานี้ โดยเฉพาะการทำแบบจำลองจำแนกสัญญาณสั่นสะเทือนของงานวิจัยนี้ คือ จำนวนกลุ่มตัวอย่างที่ยังน้อยเกินไป เนื่องจากข้อจำกัดเรื่องงบประมาณในการทำ MRI ซึ่งใช้ทั้งงบประมาณโครงการวิจัย และบางส่วนจากสิทธิรักษาของผู้เข้าร่วมวิจัยเอง และทั้งที่ผู้เข้าร่วมวิจัยไม่มีอาการปวดเข่า แต่ส่วนมากจะมีการเสียสภาพกระดูกอ่อนหุ้มข้อเข่า พบเข่าปกติเพียง 2 เข่า เท่านั้น นับเป็นการตระหนักรู้ในแง่สุขภาพ การเสียสภาพกระดูกอ่อนหุ้มข้อเข่าในระยะเริ่มต้น อาจไม่มีอาการ ถึงแม้ไม่มีอาการปวด อาจมีการเสียสภาพไปแล้ว และจากความแม่นยำในระดับพอใช้ได้ของแบบจำลองที่มีจำนวนตัวอย่างที่น้อยนี้ ทำให้การศึกษานี้มีศักยภาพในการต่อยอด หากมีจำนวนผู้เข้าร่วมวิจัยมากขึ้นในอนาคต โดยเฉพาะอย่างยิ่งผู้เข้าร่วมวิจัยที่มีข้อเข่าปกติ โดยอาจจะทำการคัดกรองโดยใช้สัญญาณสั่นสะเทือนข้อเข่าก่อน

Output จากโครงการวิจัยที่ได้รับทุนจาก สกว.

- ผลงานตีพิมพ์ในวารสารวิชาการนานาชาติ (ระบุชื่อผู้แต่ง ชื่อเรื่อง ชื่อวารสาร ปี เล่มที่ เลขที่ และหน้า) หรือผลงานตามที่คาดไว้ในสัญญาโครงการ
 - อยู่ในช่วงเขียนบทความวิชาการจากผลที่พบจากการศึกษานี้
- การนำผลงานวิจัยไปใช้ประโยชน์
 - เชิงวิชาการ เป็นการเสริมสร้างศักยภาพนักวิจัยรุ่นใหม่ (นักวิจัยหัวหน้าโครงการ) ให้โอกาสทำวิจัยและสร้างผลงานวิชาการที่เป็นประโยชน์กับผู้อื่น
- อื่นๆ
 - มีการเสนอผลงานในที่ประชุมประจำปีศัลยแพทย์ออร์โธปิดิกส์แห่งประเทศไทย



VIBROARTHROGRAPHIC SIGNAL OF A KNEE WITH PATELLOFEMORAL LESIONS

Kakanand Srungboonmee¹ , Viboon Sangveraphunsiri², Chanin Lamsam³

¹Center of Data Mining and Biomedical Informatics, Faculty of Medical Technology, Mahidol University

²Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Chulalongkorn University

³College of Sports Science and Technology, Mahidol University



BACKGROUND

- From previous studies, vibroarthrographic signal has a potential to examine patellofemoral crepitus non-invasively [1][2].
- During knee flexion/extension, patella is in contact with the underlying femoral trochlea [3][4].

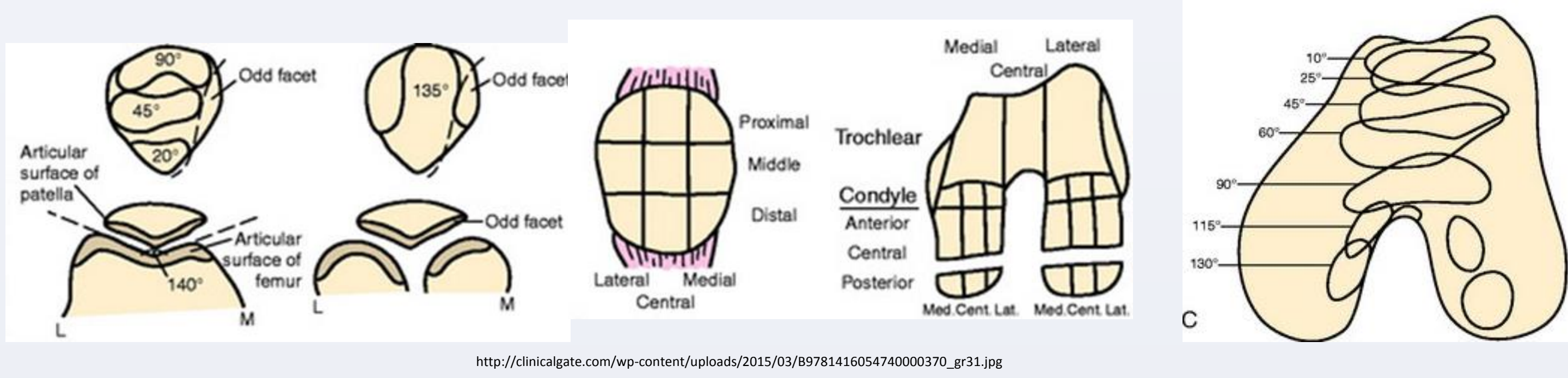


Figure 1 Biomechanics of patellofemoral joint during knee flexion/extension [5]

OBJECTIVE

- The aim of this study is to preliminarily examine the vibroarthrographic signal in relation to the patellofemoral lesions.

MATERIALS AND METHODS

- A knee vibroarthrographic signal, vibration signal of the knee joint, was recorded from the right knee of a male subject prior to an arthroscopic surgery.
- A vibration sensor was placed on the mid-patella area when the right knee was fully flexed.
- The subject actively moved his leg from full extension to full flexion and back to full extension in a supine position.
- The recorded knee signal was analyzed in time-frequency domain and related that to the lesions found during arthroscopic examination.



Figure 2 Vibroarthrographic signal recording system

RESULTS

- A grade-II lesion on the patellar cartilage was observed near the apex as well as a grade-IV lesion at the femoral trochlear. Those contact locations corresponded to approximately 30 degrees of knee flexion.

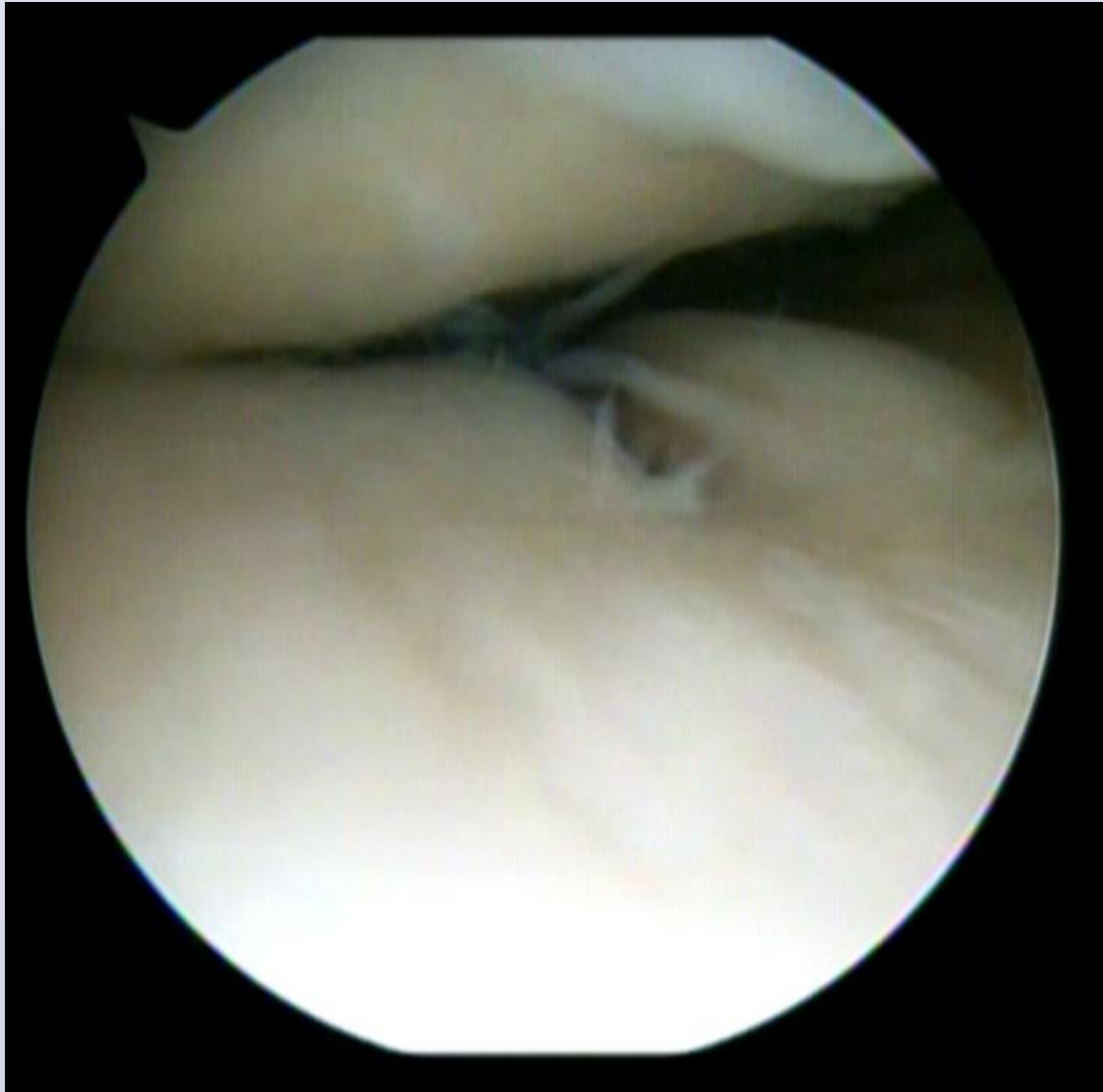


Figure 3 Grade-IV lesion at the femoral trochlea

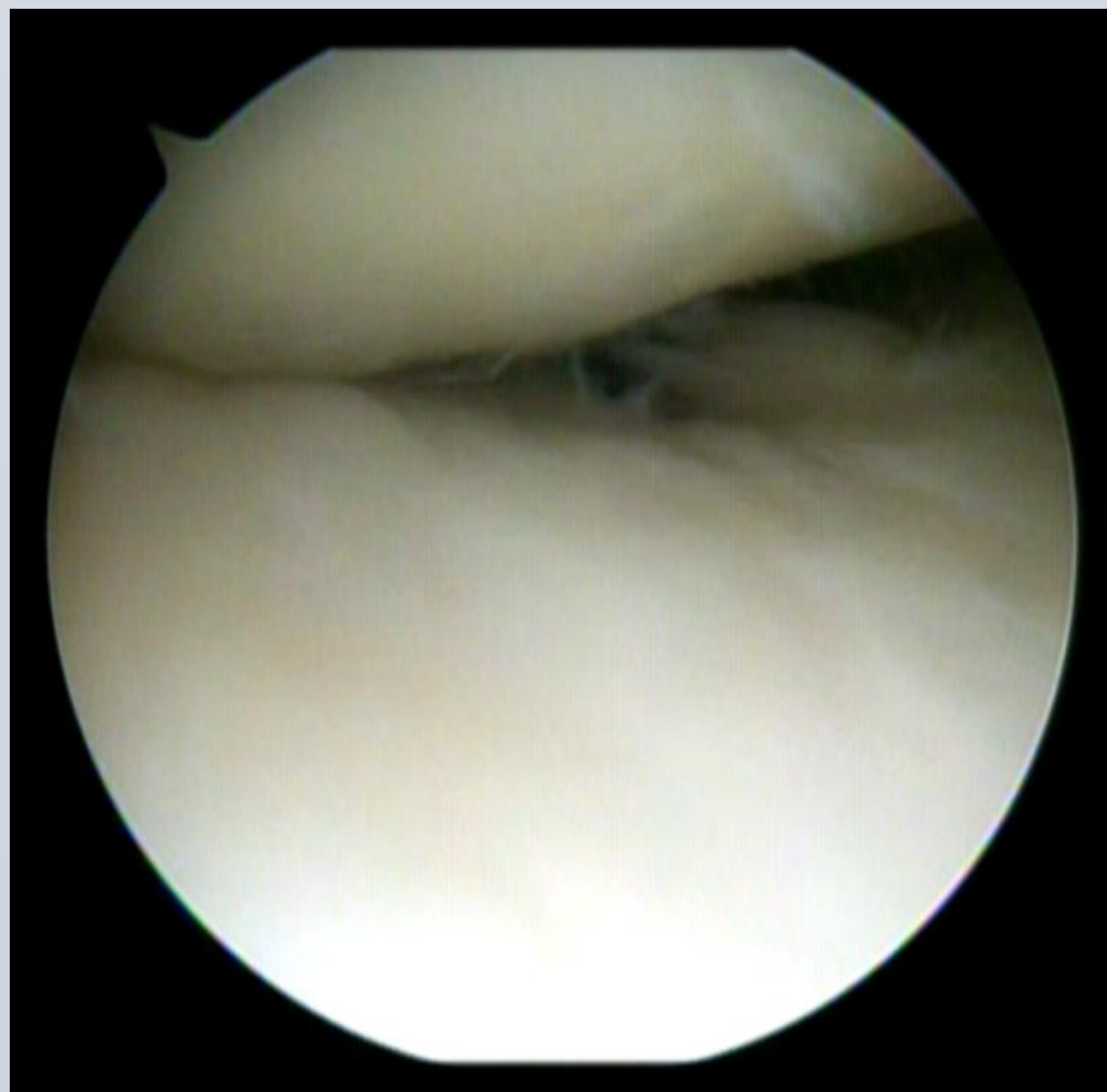


Figure 4 Grade-II lesion at the patella

- Wide-range of high frequency components of the recorded vibroarthrographic signal were found at the beginning of knee flexion and near full extension, approximately at 30 degree flexion.(Figure 5)

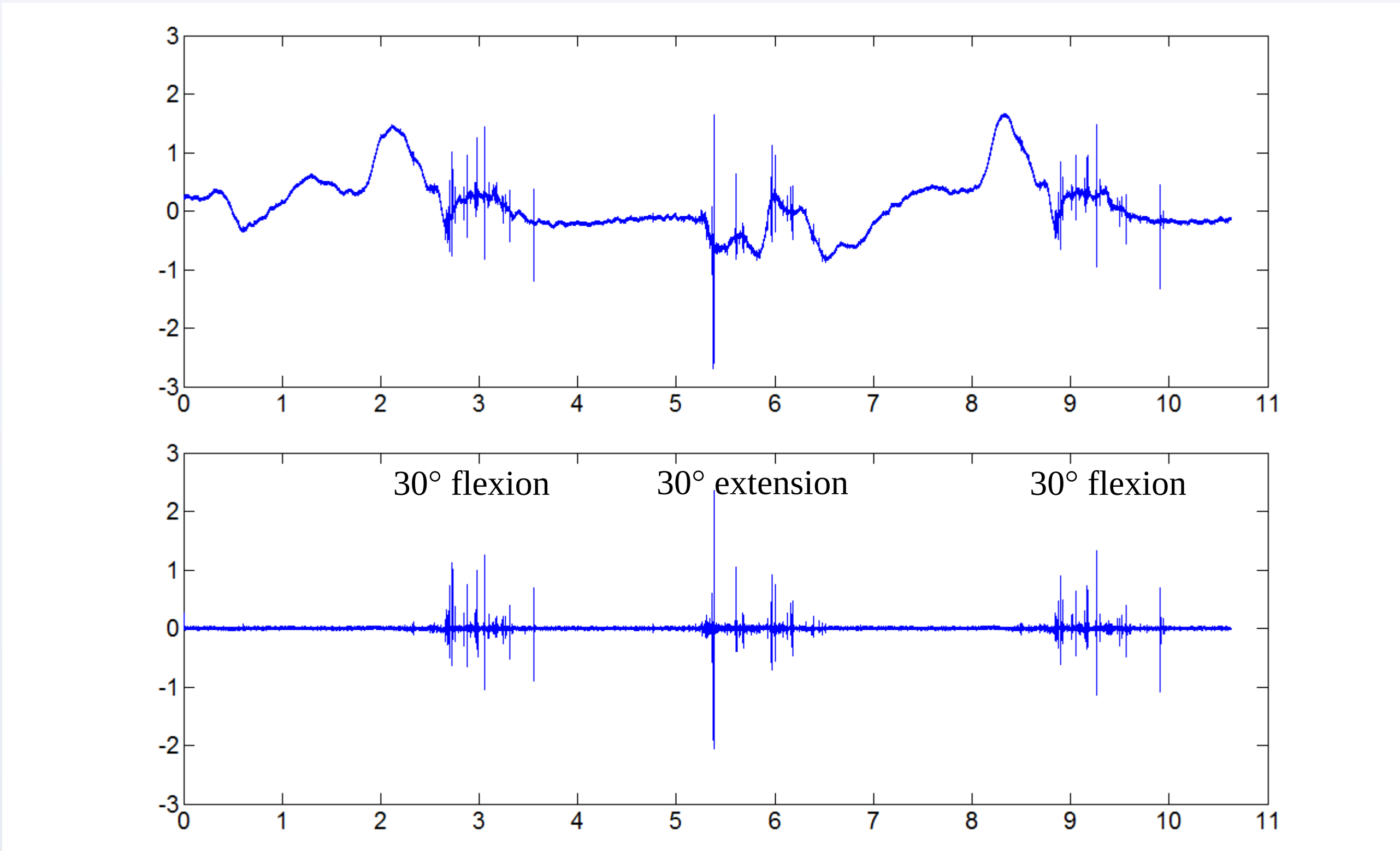


Figure 5 Recorded vibroarthrographic signal after removal of knee motion signal

- Knee joint vibration signals after baseline removal were analyzed in time and time-frequency domain (Figure 6).

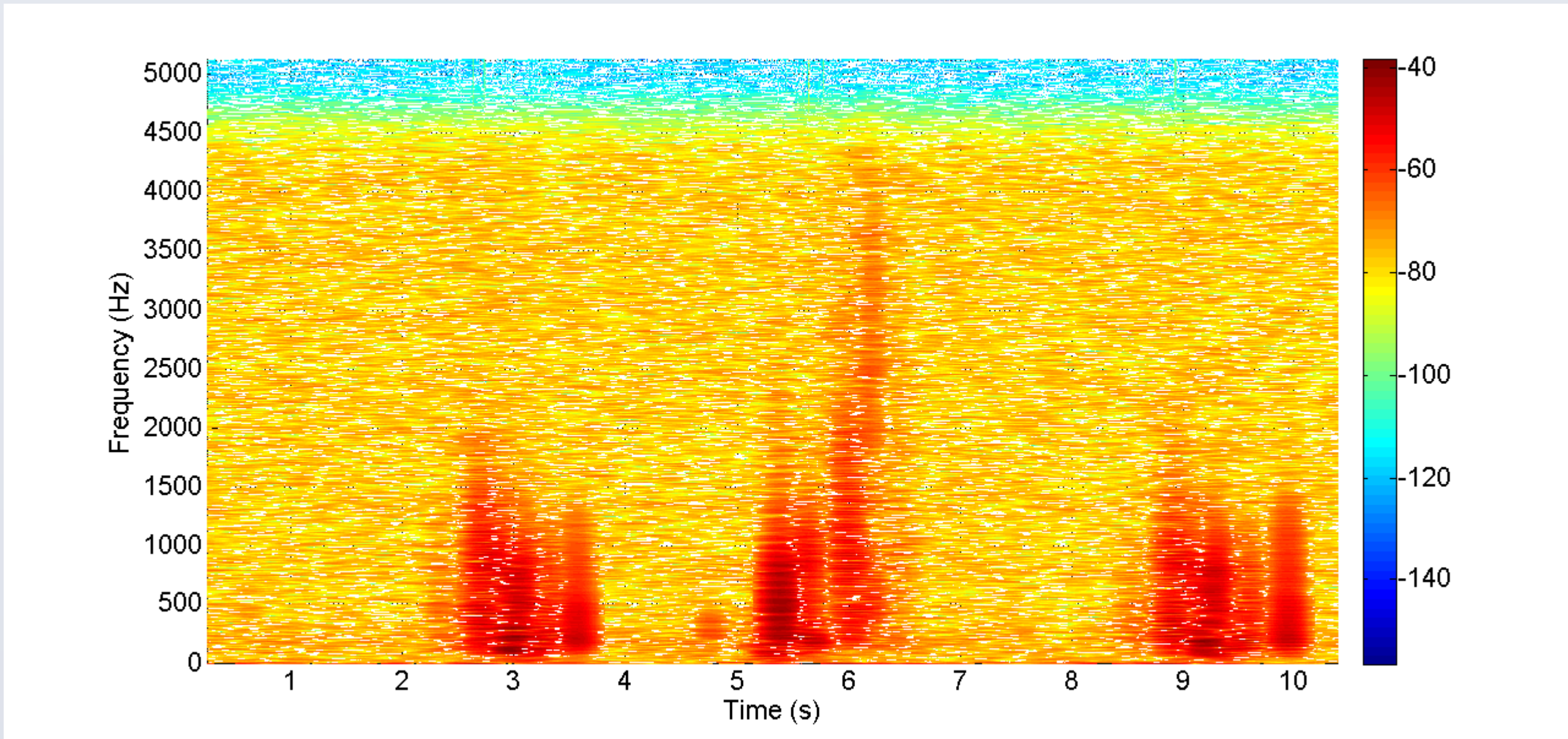


Figure 6 Knee joint vibration signal in time-frequency domain.

CONCLUSION

- The sensor (accelerometer) basically took the vibration of the patella as gliding on the femoral articular surface.
- The non-smooth contact surfaces should provide strong vibration signal with higher amplitudes at high frequency region and vice versa.
- This characteristic found at the time corresponding to the location of the lesion contacts.
- This study suggested the use of vibroarthrographic signal to examine the cartilage degeneration non-invasively and could potentially locate the contact lesions.

REFERENCES

- [1] Bączkiewicz D, Majorczyk E. Joint motion quality in vibroacoustic signal analysis for patients with patellofemoral joint disorders. BMC musculoskeletal disorders. 2014;15(1):1-7
- [2] Wu Y, Chen P, Luo X, Huang H, Liao L, Yao Y, et al. Quantification of knee vibroarthrographic signal irregularity associated with patellofemoral joint cartilage pathology based on entropy and envelope amplitude measures. Computer methods and programs in biomedicine. 2016;130:1-12.
- [3] Andrich JT. Biomechanics of the Patellofemoral Joint. Operative Techniques in Sports Medicine.23(2):62-7.
- [4] Grelsamer RP, Klein JR. The Biomechanics of the Patellofemoral Joint. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 1998;28(5):286-98.
- [5] http://clinicalgate.com/wp-content/uploads/2015/03/B9781416054740000370_gr31.jpg

ACKNOWLEDGMENT

The first author would like to acknowledge supports from Thailand Research Fund.

CONTACT

Kakanand Srungboonmee, Ph.D. (kakanand.sru@mahidol.edu)
Center of Data Mining and Biomedical Informatics, Faculty of Medical Technology,
Mahidol University, THAILAND