

修士論文

令和5年度

アコースティックエミッション法を用いた
骨スクリュー引抜きに伴う骨の微細破壊の検出

三重大学大学院 工学研究科 博士前期課程

機械工学専攻

生体システム工学研究室

稲井 悠貴

目次

1 章 緒言	1
2 章 脊椎の解剖学的理論および疾患と治療法	
2.1 脊椎の構成要素	3
2.2 椎骨のバイオメカニクス	6
2.2.1 骨組織の構造	6
2.3 機能的脊椎単位と安定要素	8
2.3.1 脊椎の前方部分	8
2.3.2 脊椎の後方部分	9
2.3.3 脊椎の靭帯	11
2.4 脊椎のバイオメカニクス	12
2.4.1 Coupled motion (Coupling)	12
2.4.2 Viscoelasticity (粘弾性)	12
2.4.3 椎間可動域 (Range of motion : ROM)	13
2.5 脊椎の損傷	14
2.5.1 脊椎疾患	14
2.5.2 脊椎手術	16
2.5.3 脊椎固定具	17
2.5.4 脊椎固定術における Implant failure	18
3 章 Acoustic Emission method	
3.1 アコースティックエミッション法 (AE: Acoustic Emission)	19
3.1.1 AE の歴史, 用途	19
3.1.2 AE 計測原理	19
3.1.3 AE の特徴	20
3.1.4 AE の評価指標	21
3.2 AE 法の活用事例	22
4 章 スクリューと椎骨間に生じる AE 特性調査	
4.1 試験機	24
4.2 試験体の概要	25
4.2.1 試験体の作製	25
4.3 スクリューの設計	27

4.4	AE 計測機器	29
4.5	引抜試験	33
4.5.1	実験準備	33
4.5.2	実験方法	34
4.5.3	評価パラメータ	34
4.6	実験結果	35
4.6.1	AE エネルギーと引抜荷重の関係	35
4.6.2	AE 周波数と引抜荷重の関係	39
4.7	考察	43
4.7.1	AE エネルギーと引抜荷重の関係	43
4.7.2	AE 周波数と引抜荷重の関係	43
4.8	結言	44
5 章 負荷除荷を伴う引抜試験における AE 評価		
5.1	試験機	45
5.2	試験体の概要	45
5.3	AE 計測機器	46
5.4	引抜試験	47
5.4.1	実験準備	47
5.4.2	実験方法	47
5.4.3	評価パラメータ	47
5.5	実験結果	48
5.5.1	AE エネルギーと引抜荷重の関係	48
5.5.2	AE 周波数と引抜荷重の関係	53
5.6	考察	57
5.6.1	AE エネルギーと引抜荷重の関係	57
5.6.2	AE 周波数と引抜荷重の関係	59
5.7	結言	60
6 章	結言	61
参考文献		62

第1章 緒言

近年、高性能な医療機器の出現に見られるように医療技術は著しく向上し、多くの疾患の治療が可能となった。この背景には、工学的な理論や技術を医学に応用することを目指す学問である医用工学の発展がある。このように医学と工学の密接な連携が期待されており、今後の医療がさらに発展を遂げていく上で、工学の貢献が重要である。

生体を構成する様々な器官の機能は力学負荷が加わった状態で維持・発揮されている。そのため、疾患の治療方法や医療機器を選択する上で、疾患に対するそれらの効果を力学的に解析することは重要である。生体を構成する器官の1つとして脊椎がある。脊椎は主に体幹の支持、中枢神経である脊髄の保護および筋肉や椎間関節を介した運動の伝達といった役割を持つ生体内において重要な器官である。脊椎を構成する安定要素には椎骨、椎間板、椎間関節、棘上・棘間靭帯等がある。これらの安定要素に外傷や変性、腫瘍が生じることで、脊椎のもつ役割が十分に果たされない状態を脊椎疾患という。

例えば、脊椎疾患の中に脊柱管狭窄症がある。脊柱管狭窄症とは、脊柱管が狭くなることで、中にある神経が圧迫されて足や腰にしびれや痛み、麻痺が生じる疾患である。この脊椎疾患に対する治療法の1つとして圧迫している原因を取り除く除圧術がある。この手術において、術野確保などの手術手技により靭帯や筋肉、関節等の安定要素が切除される場合がある。この場合、手術を施した椎間の安定性が失われるため、脊椎固定具を用いた脊椎固定術が施される。多数ある固定術の中でも一般的に **Pedicle Screw and Rod System** (以下、PS) による固定術が行われる。PS 固定術は椎体後方から椎弓根部へ **Screw** を挿入し、それらを **Rod** で連結する固定術である。PS 固定術を施された椎間の固定性は高く、短期的には良好な臨床結果を収めている。その反面、長期的な臨床結果においては、隣接椎間障害の発生^[1]や **screw** が緩むことによる障害や再手術の報告例がある。

Screw の緩みや脱転による **Implant failure** は、運動時の衝撃や度重なる負荷、および患者の状態により生じる。**Implant failure** により、腰痛の再発や後弯変形の悪化による姿勢異常、後弯変形に伴う遅発性神経障害、**screw** による神経根障害の下肢痛、および皮膚障害をきたすため、再手術が必要となる^[2]。また、頸椎後方固定術を施した、頭部を挙上維持できない首下がり症候群患者は、**screw** の緩みにより首下がり症候群が再燃した報告もある^[3]。これらの問題に関しては、発生原因が未だ解明されておらず、**Implant failure** を未然に防ぐ方法は編み出されていない。

そこで本研究では、材料の微細破壊を音波(AE波)として検知する手法である **Acoustic Emission (AE)** 法を用いることにより、固定具に生じる不具合の予兆を検出可能か調査することを目的として、**screw** の引抜試験を実施した。

AE 法とは材料の変形中に蓄えられているひずみエネルギーの一部が破壊に伴って放

出され、材料の表面まで伝搬された超音波を検知する手法のことである^[4]。この手法は設備診断など、工学系の分野で問題の早期解決に役立っている。また、近年 AE を用いることにより、**screw** の締めすぎによる骨の剥離を防ぐ可能性が報告されているなど、生体分野への応用もされ始めている。

2 章 脊椎の解剖学的理論および疾患と治療法

本章では、脊椎の解剖学的な理論および代表的な脊椎疾患とその治療法について述べる。

2.1 脊椎の構成要素

人体における脊椎の役割は主として3つに大別される。第1に、頭や手、胴体の重みを骨盤に伝える。第2に、頭や胴体、骨盤の間に十分な動きを作り出す。第3に、脳から続く重要な神経（中枢神経）である脊髄を取り囲み、外力によるダメージから保護する。脊柱は24個の椎骨と5個の仙骨および3~4個の尾椎の合計32~33個の脊椎と、これらを連結する椎間板、靭帯より構成される^[5]。図2.1に示すように、24個の椎骨には大きく分けて頸椎、胸椎、腰椎の3部分がある。頸椎は7個の椎骨より構成され、英語で *Cervical spine* と表されることから、その頭文字をとって頭側から C1, C2, ..., C7 と呼ばれる。胸椎は12個の椎骨より構成され、英語で *Thoracic spine* と表されることから、その頭文字をとって頭側から T1, T2, ..., T12 と呼ばれる。腰椎は5個の椎骨より構成され、英語で *Lumber spine* と表されることから、その頭文字をとって頭側から L1, L2, ..., L5 と呼ばれる。脊椎は前額面（身体を前後に切る面と、これに平行なすべての面）では左右対称となっており、矢状面（身体を左右対称に切る面と、これに平行なすべての面）では4つの湾曲が存在している。頸椎部と腰椎部では前方に凸湾しており、胸椎部と仙椎部では後方に凸湾している。胸椎部での後湾は、椎体の前湾が後湾と比較して低いという骨形態によって形成されている。頸椎部、腰椎部の前湾は椎体の形態ではなく、前方が厚く後方が薄いくさび型をした椎間板によって形成されている。これら矢状面での生理的湾曲は、屈曲／伸展において、力のスムーズな伝達や、衝撃の吸収などに対応するために存在している。

図2.2の(a)、(b)はそれぞれ脊椎の断面図と側面図を表し、各種構成要素を示す。椎骨は椎体部分と椎弓部分の2つに大きく分けられ、主に椎体が身体の支持と運動の伝達および軸の役割を、椎弓が脊髄の保護の役割を果たしている。椎弓からは棘突起、横突起および上下関節突起などが突出しており、それらの間、また周囲には椎間板や各種靭帯が存在している。これら椎骨、椎間板、各種靭帯が脊椎の安定要素として構成されている。

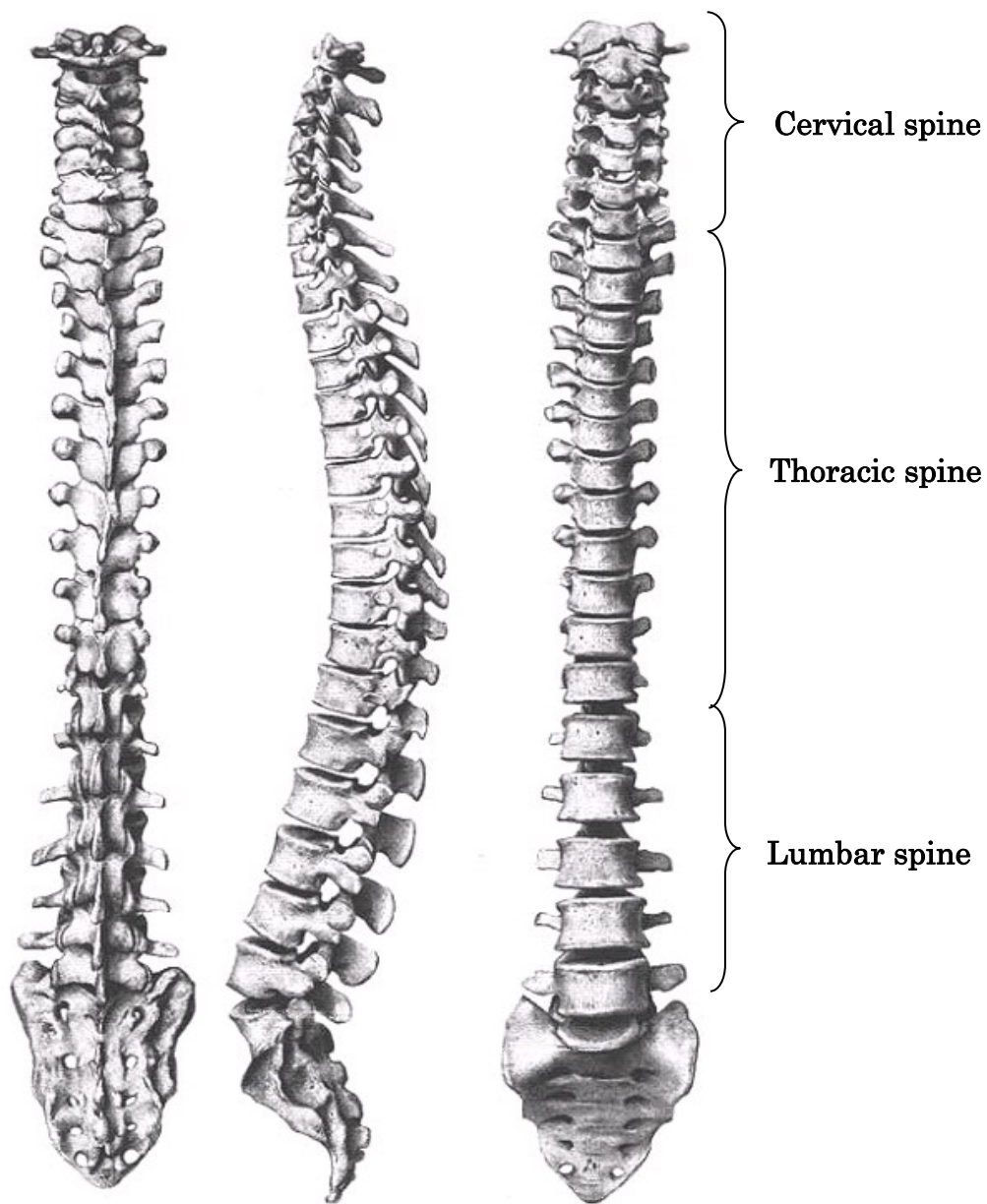
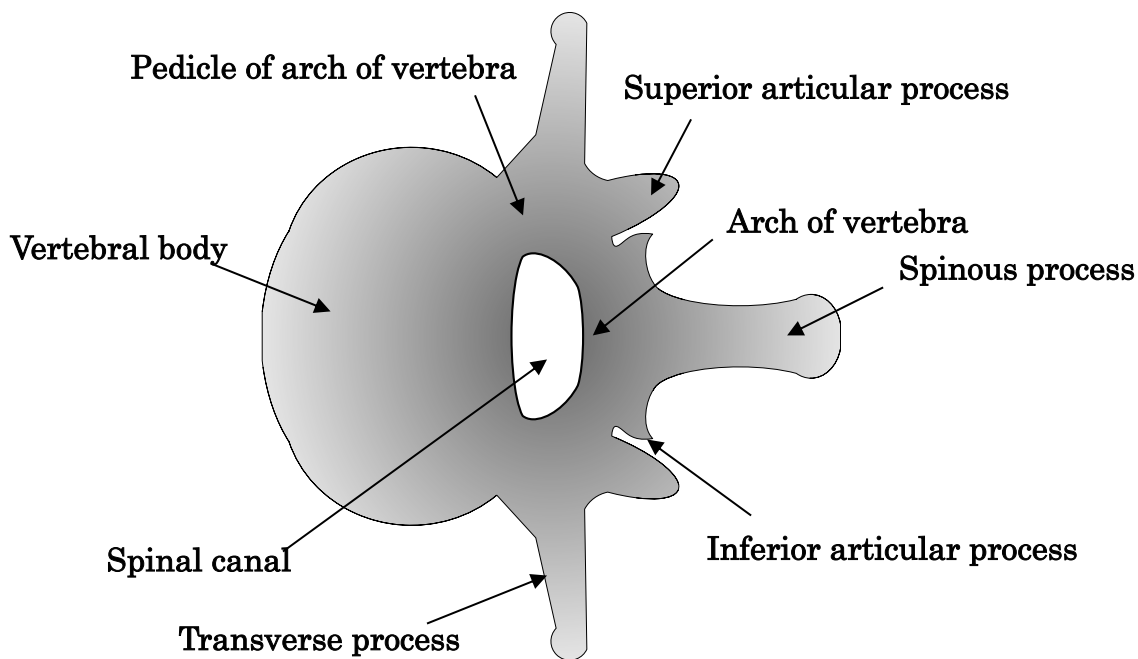
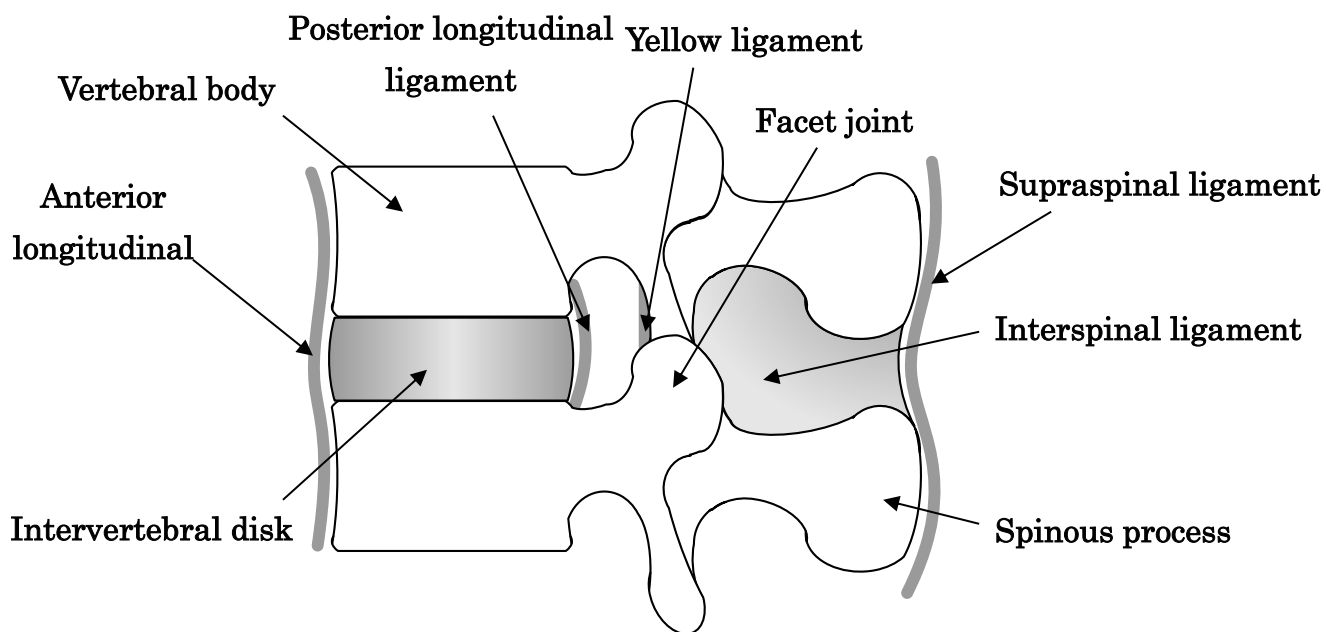


Fig. 2.1 Spine



(a) Cross section diagram.



(b) Left lateral view

Fig. 2.2 Component of spine

2.2 椎骨のバイオメカニクス

骨格は、生体の内部臓器を保護し、筋肉の働きを介して生体の運動に関与している。そのため、骨はきわめて独特の機械的特質を有している。例えば、骨には自己修復機能があり、機械的要求に応じてその性状と形状を変化させることが可能である。一般に、骨の密度は長期間使用されない場合や、使いすぎた場合に変化することが確認されている。また、骨折の治療後あるいは、ある種の骨折手術の後に、骨の形状が変化することも確認されている。すなわち、骨は機械的要求に適合する能力を有しているといえる。

さて、椎骨は前方要素と後方要素の2つに大きく分けられる。前方の要素としては椎体、後方の要素としては椎弓や棘突起などが含まれる。体重の支持機構としての役割は主に前方要素である椎体が担っている。椎体のみで行った圧縮試験では6000~8000Nの破壊荷重を示しており、体重を10倍した負荷にも抵抗することが可能であるといえる^[6]。しかし、椎体の強度が年齢によって変化することはもちろんであり、特に40歳を超えるとその強度は減少してくる。

2.2.1 骨組織の構造

骨組織は、厚い緻密な層をなす皮質骨 (Cortical bone) と網状にほぐれた海綿骨 (Cancellous bone) に区別される。外側の皮質骨自体にそれほどの厚みはなく、上下方向からの圧力で簡単に破壊されてしまう。また、海綿骨自体の圧縮強度は4.7 MPa程度にすぎない^[6]。しかし、この皮質骨の内側に海綿骨が充填されていることによって、骨組織の強度が増している。さらに、椎体内で骨梁間の空間は血液で満たされており、この血液も荷重負荷を伝達したり、力を吸収したりすることに役立っている。特に、高速での荷重負荷時には、ショックアブソーバーとしての役割を持っている。

椎体の骨量と破壊強度との間には強い相関関係があり、椎体の骨量が25%減少すると強度は50%以上の低下を示す。(図2.3参照)^[6]。この主な原因として、椎体の海綿骨が無造作な塊ではなく骨梁が柱上に配列していることが挙げられる。海綿骨梁は上下方向に配列し、さらにはそれらの支柱は横方向の梁によって連絡されている。椎体海綿骨の組織学的研究では、加齢による比較的早期の変化として横方向の梁が消失していくことが観察されている。また、この変化は椎体の中央部から始まり、縁部では梁が消失しにくいことも観察されている。このような梁の消失は骨粗鬆症の椎体中央部に陥没骨折が多く認められる事実と一致している。

椎体の荷重負荷能力を皮質骨と海綿骨とに分けると、これも年齢による違いが現れている。40歳未満では皮質骨が圧縮負荷の45%を、海綿骨が55%を役割負担している。一方、40歳以上では皮質骨が圧縮負荷の65%を、海綿骨が35%を役割負担しており、骨粗鬆化が進むにつれて海綿骨の力学的な役割は減少していく傾向にある。

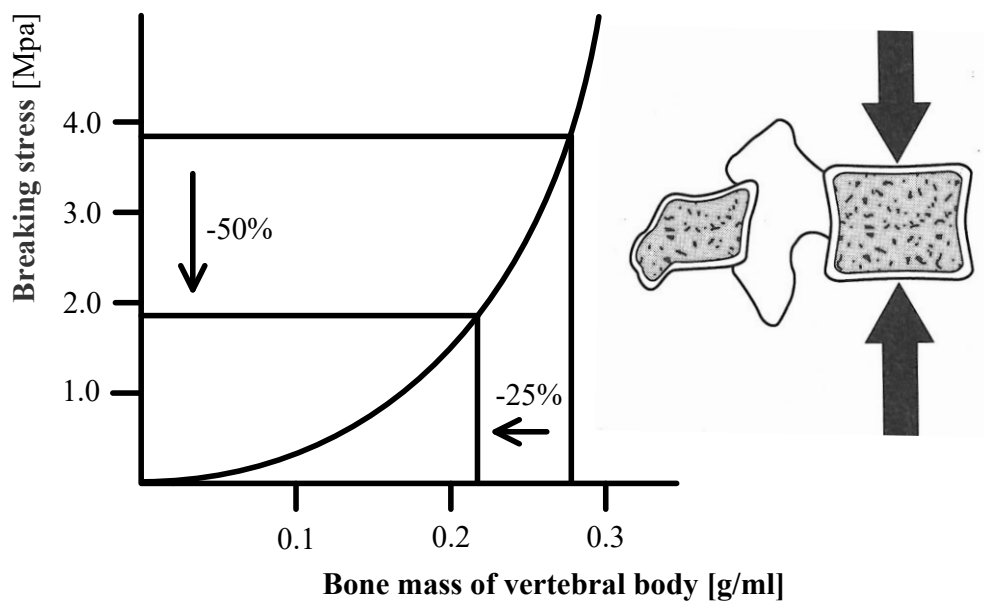


Fig. 2.3 Bone mass and fracture strength of vertebral body

2.3 機能的脊椎単位と脊椎の安定要素

脊椎のバイオメカニクスを考えるうえで2個の椎体およびその間に介在する軟部組織を一つの機能単位とした。これを機能的脊椎単位 (Functional Spinal Unit, 以下, FSU) と呼ぶ。FSU を構成する要素のうち, 椎体, 椎間板および縦走靭帯を前方安定要素, 椎弓, 椎間関節, 横突起, 棘突起および棘上・棘間靭帯を後方安定要素と呼ぶ。

2.3.1 脊椎の前方部分

前方要素は脊椎における静的支持機構の中心であり, 圧縮負荷の大部分が椎体と椎間板によって支持される。椎体は, 主に圧縮負荷を支持するように形作られ, 上部に積み重ねられる重量が増すにつれて大きくなる。つまり, 腰椎における椎体は, 頸椎や胸椎と比較してより高く, かつ, より大きな横断面を持つ。腰椎はこのようにサイズが大きいため, 同部分が受けなければならないより大きな負荷を支持することが可能となる。よって, 椎体の圧縮強度は頸椎から腰椎へと下方へ進むにつれて増加し, 腰椎での強度は最下段に位置する L5 において 5.7 kN といわれている^[7]。

椎間板は機械的に, また機能的に非常に重要であり, 髄核および線維輪の二つの構造物からなっている。髄核は内側部分に存在し, 線維輪は外側部分に存在している。髄核は, 水を結合したグリコサミノグリカンに富むコロイド性のゲルよりなる液状の物質で, 70~90%の水分量を含んでいる^[8]。線維輪は, 交叉性に配列したコラーゲン線維束を持つ線維軟骨からなり, 層状構造をなす。各層の線維の方向は椎体終板に対して 30°の傾斜を持っており, このような線維束の配列は高い曲げ, および回旋負荷に抵抗することを可能にしている^[9]。椎間板の重要な部分である軟骨終板は, 硝子軟骨からなり, 椎体より髄核および線維輪を分離させている。

また, 椎間板は日常生活動作時に, 圧縮, 曲げおよびねじりの組み合わせのような複雑な負荷を受けている。椎間板に切開を施した場合には, 髄核が突出してくるが, これは髄核が圧縮を受けていることを示している。椎間板は椎体を離そうとするため, 輪状線維と縦走靭帯に引張を生じさせている。正常な髄核は静水圧的に作用しており, 負荷を受けている間でも圧力は均等に分布している^[10]。それゆえ椎間板は, 運動分節で静水圧的機能を備えており, 椎体間でクッションとして作用し, エネルギーを蓄え, 負荷を分散させている。

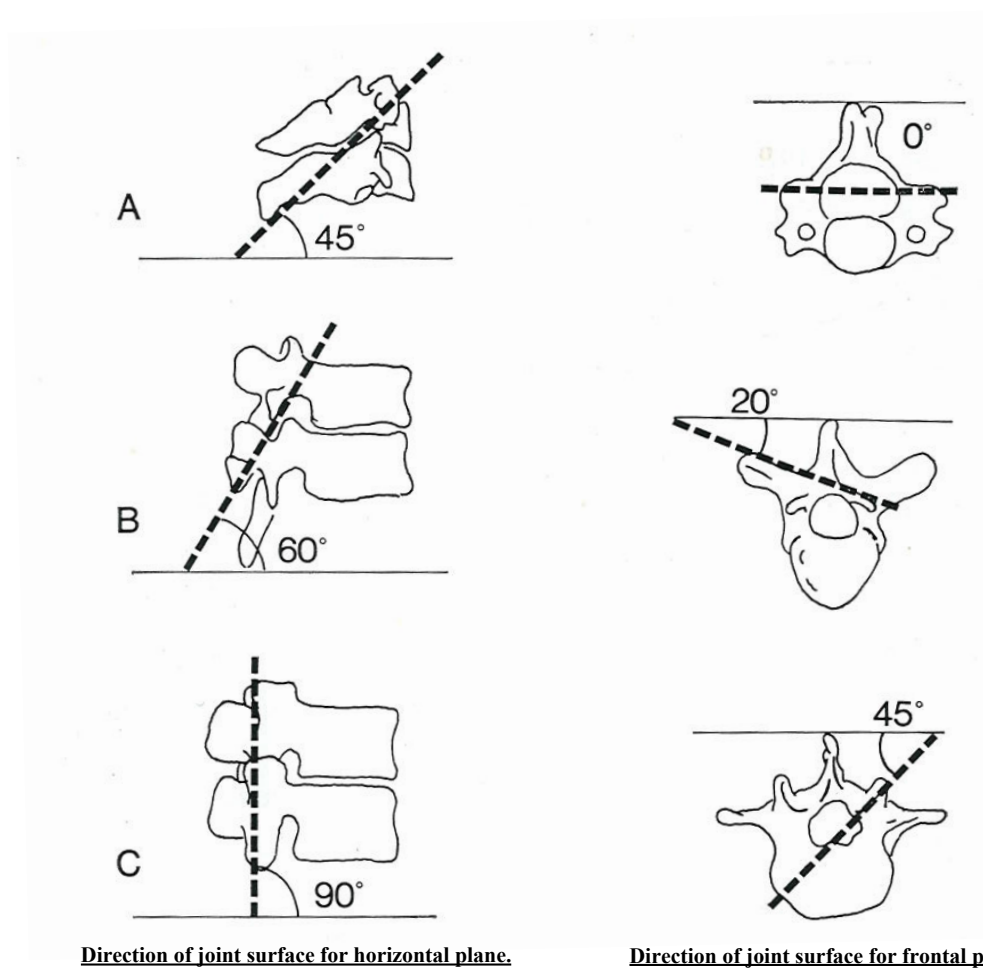
ヒト屍体からの正常およびやや変性した腰椎髄核における椎間板内圧の測定では, 負荷を受けない椎間板での固有の圧力が 10 N/cm²であることを示している^[11]。椎間におけるこの圧力は靭帯の力によるものである。また, 圧力負荷を受けた椎間板内の圧力は,

単位面積当たりにおいて外部より加えられた負荷の約 1.5 倍であることが示されている。このようにして、圧縮負荷は椎間板を外側に膨隆させ、そして円周張力が輪状線維に加えられる。これに対する線維輪の引張強さは椎間板の外側で最も強くなるが、垂直方向へは 0.7~1.4 MPa、水平方向へはその約 5 倍、さらに線維方向へは水平方向の約 3 倍の強度を持つとされている^[12]。しかし、変性した椎間板では、圧縮負荷が加わると上下方向の力が線維輪を通じて椎体終板に伝わるのみであり、このとき、線維輪には均等な力が加わらず、ストレス集中によって一部が破壊されやすくなる。

2.3.2 脊椎の後方部分

後方要素は運動分節の動きを導いており、椎間関節の働きによるところが大きい。椎間関節は、一对の上下関節突起で形成されており、関節包と靭帯で囲まれた滑膜関節である。また、この突起の関節面は硝子様軟骨で覆われている。椎間関節は脊椎運動のコントロールに最も大きく関与し、この運動方向は椎間関節の関節面の向きに依存している（図 2.4 参照）。この方向は脊椎全体を通じて横断面と前額面に関連して変化する。下部頸椎、胸椎、腰椎における椎間関節の関節面の方向を図 2.4 に示す。最上部にある二つの頸椎の関節は水平方向に向いているが、それら二つを除いた頸椎における椎間関節の関節面は水平面に対して 45°傾き、前額面に対しては平行である。これらの頸椎椎間関節の配列は屈曲、伸展、側屈および回旋を許容している。胸椎の椎間関節面は水平面に対して 60°、前額面に対して 20°傾いている。この配列は側屈、回旋、そしてある程度の屈曲および伸展を許容している。腰椎部での椎間関節は水平面に対して直角、前額面に対して 45°の傾きを持っている^[13]。この配列は屈曲、伸展および側屈を許容するが、回旋に関してはほとんど許容できない。腰仙部の椎間関節は腰椎部の椎間関節と異なっている。この部位での関節面の方向と形状はある程度の回旋を許容している^[14]。ここで挙げられた値はおおよそのものであり、関節面の向きは一個体の中でも個体間でも変化があることに注意しなければならない。

関節面は以前には、運動分節における運動のガイドに主な意味があり、負荷を支持する機能はわずかであると考えられていた。しかし、近年の研究では、それらの負荷支持機能はさらに複雑であることが示唆されてきた。脊椎の位置によって、関節面と椎間板との間の負荷分担は変化する。中でも関節面の負荷支持は 0 から全負荷の約 30 %であり、その負荷支持機能は脊椎が過伸展位にあるとき、特に明瞭であることが示されている^[15]。また、せん断力に抵抗するためには椎弓と椎間関節が重要であり、このことは脊椎分離症や関節欠損の状態では椎体が前方にずれる危険があることから具体的に示されている。



A : Cervical spine. Joint surface inclines at horizontal plane by 45° , and is parallel to the frontal plane.
 B : Thoracic spine. Joint surface inclines at horizontal plane by 60° , and incline at the frontal plane by 20° .
 C : Lumbar spine. Joint surface inclines at horizontal plane by 90° , and incline at the surface plane by 45° .

Fig.2.4 Direction of joint surface of facet joint

2.3.3 脊椎の靭帯

脊椎の周囲には、前縦、後縦、左横突起間、右横突起間、黄色、棘間および棘上の7つの靭帯が存在する。これらは脊椎の内因的安定性の一部を担っており、多くは主として同一方向に並ぶコラーゲン線維の束から構成されている。これらは繊維方向と同じ方向への引っ張りに対しては強い抵抗能力を持つが、圧縮に対しては曲がってしわがよるため、その意味ではゴムバンドに似ているといわれる。一方で、椎弓を縦に連結する黄色靭帯は、生体の中でも弾性線維を高率に含んでいる例外的なものである。黄色靭帯の高い弾性は、脊椎の引張時に黄色靭帯が伸張し、圧縮時には短縮することを可能にしており、靭帯が脊柱間内へ突出することがない。このように、黄色靭帯は常に一定の緊張を保っている。また、椎間板にある運動中心と黄色靭帯との間の距離は、椎間板に予め圧力を与えることになり、椎間板内圧を作り出す一因となっている。

靭帯の効果としては、脊椎の動きに順応して椎体間の関係を良好に保ち、筋のエネルギー消費を少なくすることや脊椎の運動を一定限度に制御することによって、脊髄を保護すること、さらに、急激な外力を吸収して、脊椎を護ることなどが挙げられる^[16]。また、引張負荷を一つの椎体から他の椎体へと伝達し、少ない抵抗でなされなければならない生理学的運動範囲内での滑らかな動きを可能にすることも靭帯が有する重要な機能の一つである。

2.4 脊椎のバイオメカニクス

2.4.1 Coupled motion (Coupling)

生体内においては、例えば単軸引張や圧縮などの純粋な力やトルクが加わることはなく、引張とねじりなどといったように複合された力が加わる。このように、一軸における主運動（main motion）である並進や回旋には、他軸に関する並進や回旋が付随して生じることが通常であり、この付随した運動のことを **Coupled motion** という^[17]。例えば、Miles と Sullivan は腰椎において、側屈運動には棘突起が側屈した方向に向かう回旋運動を伴うことを報告している^[18]。

2.4.2 Viscoelasticity

FSU（機能的脊椎単位）を構成する靭帯や椎間板組織の多くは、コラーゲン線維と弾性線維からなり、粘弾性を有する。粘弾性を有する脊椎は、Creep, Hysteresis などの現象を呈する。

- **Creep** : 負荷荷重一定のもとで、時間とともに変位が増加する現象である。脊椎における粘弾性は、変位の速度が次第に減少し、数十分から数時間で最大変位に達するという特徴を有する。
- **Hysteresis** : 粘弾性を有する物質に負荷、および除荷を行うと、負荷時と除荷時とは異なった負荷-変位曲線を示す。この現象を **Hysteresis** といい、エネルギーの喪失を示す。図 2.5 は、FSU を用いた圧縮試験による負荷-変位曲線である。変位は圧縮方向を正とした。

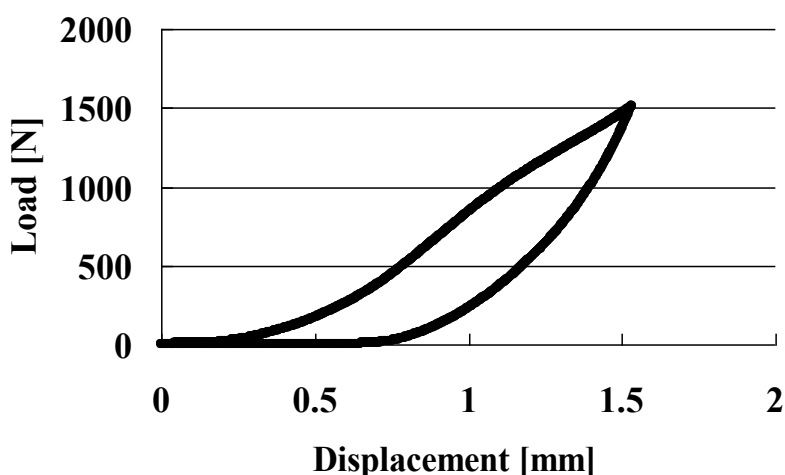


Fig. 2.5 Load-displacement curve indicates Hysteresis

2.4.3 椎間可動域 (Range of motion : ROM)

図 2.6 に示すように FSU における負荷 0 での変位の大きさを Panjabi らは Neutral zone (NZ) と称した. NZ を始点として, 負荷-変位曲線は Elastic zone (EZ) に入り, NZ と EZ を合わせたのが可動域 (Range of motion : ROM) である^[19]. NZ では, 椎間運動は小さい力で生じ, 負荷と除荷を繰り返すと, Creep により NZ および ROM は漸増する^{[20][21]}. 一般に, 安定要素に損傷を加えると, NZ が大きくなるといわれ, 臨床において NZ を把握することは極めて重要である. なお, 図 2.6 は FSU に対し, 前屈方向の曲げトルクを負, 後屈方向の曲げトルクを正とした場合における, 曲げトルクと角変位の関係を表している.

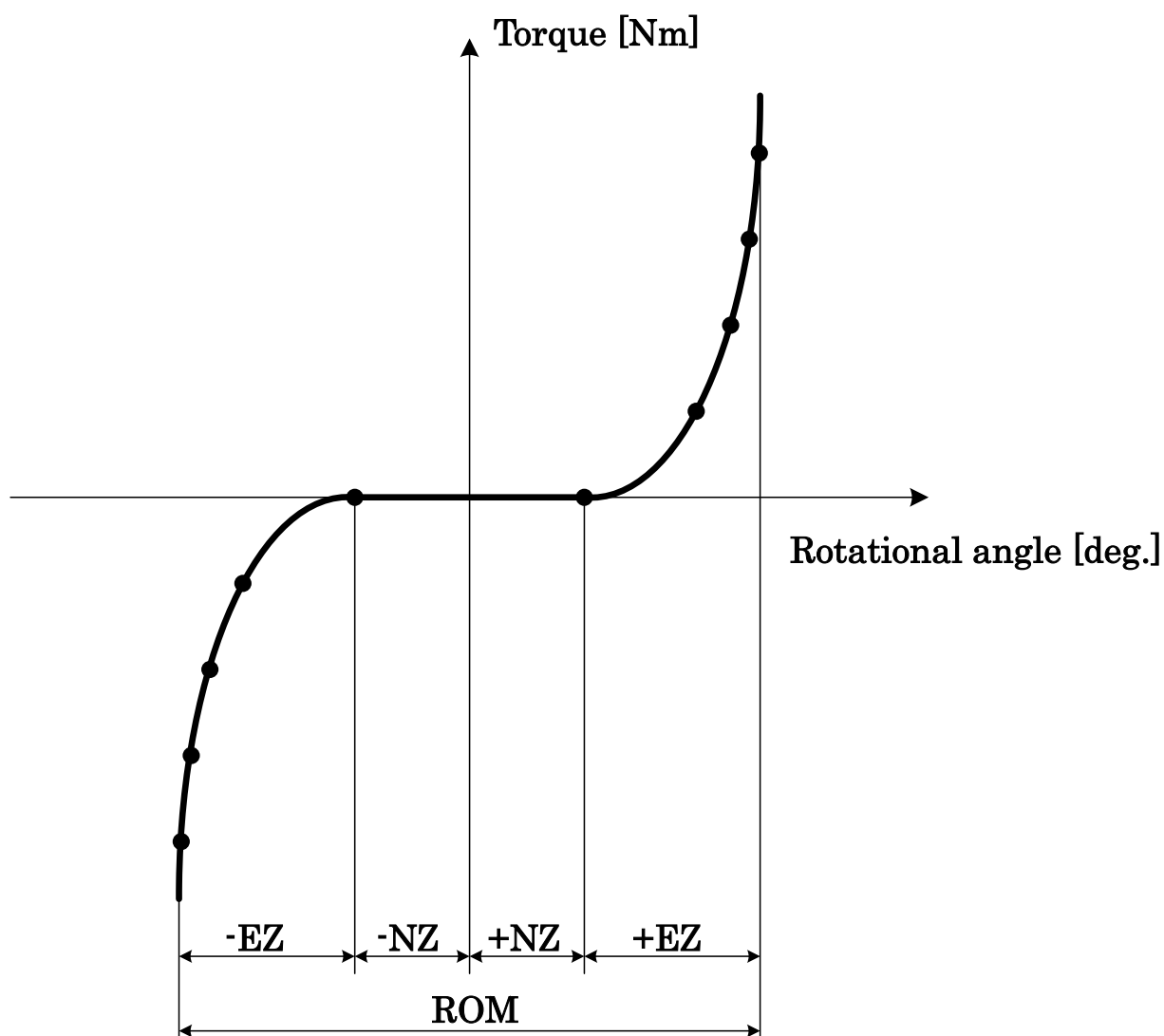


Fig. 2.6 Relationship between torque and rotational angle of spine

2.5 脊椎の損傷

脊椎はそれを取り巻く安定要素に対して、変性や破壊などの損傷が加わると不安定になり機能障害を引き起こす。ここでは、不安定の原因となる脊椎の損傷について簡単に述べる。

脊椎の損傷は大きく二つに分類される。一つは外傷、変性および腫瘍などの疾患によるものであり、もう一方はそれを治療するための手術手技によるものである。後者は手術をする際、視野の妨げとなる靭帯や関節などの安定要素をやむなく切除することによって生じる損傷である。

2.5.1 脊椎疾患

表 2.1 に、成因別に分類した脊椎における代表的疾患を示す。その中で、脊椎分離すべり症や脊椎腫瘍は前者に相当する症例であり、脊柱管狭窄症は後者に相当する、すなわち手術の際にやむを得ず損傷が加わる症例である。これら代表例について、以下に説明するとともに、次項にて、その代表的な治療法について簡単な説明を付け加える。

・ 脊椎分離すべり症

脊椎分離症とは、椎骨の後方要素である椎弓部分の関節突起間部に骨欠損（分離）がある状態で、それに起因して腰痛や下肢痛が生じる疾患である。また、脊椎すべり症とは、上下の椎体とその間にある椎間板の部分ですべりの現象を起こしている状態で、それに起因して脊椎分離症と同様の臨床症状がみられる疾患である^{[17][22]}。治療方法としては、症状の軽い場合であればコルセットや薬物療法が選択されるが、症状が重い場合は椎弓の切除を行い、圧迫されている神経の除圧、いわゆる神経除圧術を行う。

・ 脊椎腫瘍

脊椎腫瘍は原発性脊椎腫瘍と転移性脊椎腫瘍の二つに区別される。原発性脊椎腫瘍は病巣が脊椎自体から発生する疾患であり、転移性脊椎腫瘍は病巣が他の器官から脊椎に転移することによって発生する疾患である。脊椎腫瘍が脊髄を圧迫することによって疼痛や麻痺が生じる。治療方法としては、腫瘍ができた椎骨を摘出することで、神経除圧術を行う^[23]。

・ 脊椎圧迫骨折

脊椎圧迫骨折とは骨粗鬆症性椎体骨折とも呼ばれ、主な原因は骨粗鬆症による骨の脆弱化である。脆弱化した骨が上半身の重さに耐えきれず押しつぶされるように骨折し、それに伴い寝返りの際や、起床、体動時に痛みが生じる疾患である。治療方法としては、症状の軽い場合であればコルセットや薬物療法が選択されるが、症状が重い場合には骨折した骨を除去し、スペーサーで置き換える椎体置換術を行う。

・ 脊柱管狭窄症

脊椎の中心にある脊柱管は、トンネルのような管になっており、脊髄や腰部の神経を保護している。脊柱管狭窄症とは、この脊柱管が狭くなることにより、中にある神経が圧迫されて足や腰にしびれや痛み、麻痺が生じる疾患である。原因として、1.先天的なもの、2.脊椎すべり症などの病気に伴うもの、3.椎間板などの老化により起こるものなどが挙げられ、症状が軽い場合には薬物療法やコルセットの装着などの保存的治療を行うが、症状が重い場合には椎弓の切除を行い、圧迫されている神経の除圧をして、脊柱管を広げる手術的治療を行う。

Table. 2.1 Typical disease of spine.

筋・筋膜症のもの	脊椎の老化に起因	外傷によるもの
基礎因子による 現象としての腰痛	椎間関節症 骨粗鬆症 脊柱管狭窄所	腰椎圧迫骨折 脊椎すべり症 脊椎分離症
椎間板に起因	腰椎の構造に起因	内臓諸疾患に起因
椎間板ヘルニア シュモール結節	腰椎移行椎 二分脊椎 側彎症	性器の炎症 自律神経失調症
炎症によるもの	腫瘍によるもの	その他
結核性脊椎炎 椎間板炎	脊椎骨の腫瘍 脊髄腫瘍	心因性的のため

2.5.2 脊椎手術

前項で述べたような疾患に対して、一般的には薬物療法や理学療法などの保存的治療を十分に行う。しかし、それらの効果がみられない場合は外科的治療である手術を行うことになる。その手術法として以下の方法が挙げられる。

・ 除圧術（神経除圧術）

除圧術の主な目的は、いわゆる神経痛の原因となっている神経根を圧迫する種々の因子（椎間板、肥大化した椎間関節、脊椎腫瘍など）を直接的に除去して臨床症状を緩和することである。除圧の方法には、神経を圧迫している部分の骨を取り除く方法や、骨をずらして神経の通る空間を広げる方法などがある。また、脊椎や脊髄の腫瘍が圧迫の原因になっている場合は、可能な限りそれを摘出する。

・ 固定術

除圧だけでは症状が再発する可能性がある場合や、骨を取り除くことで脊椎が不安定になってしまう場合は、除圧した後に、患者自身の骨盤からの骨（自家骨）や人工骨を横突起付近に置くことによって骨癒合させ、不安定な椎骨と椎骨を一塊に骨癒合する固定術を行う。固定の際、移植した骨が骨癒合するまで数ヶ月の月日が必要となるため、手術後の早期離床や早期の社会復帰を目的として、脊椎固定器具（Spinal instrumentation）を用い固定の補強を行う。

また、これら除圧術と固定術は、しばしば併用して行われることがあり、その手術法を脊椎除圧固定術、あるいは単に脊椎固定術と呼ぶ。脊椎固定術は前方法固定術と後方法固定術に大別される。前方法固定術として、前方進入腰椎椎体間固定術（Anterior Lumbar Interbody Fusion ; ALIF）があり、後方法固定術としては、後側方腰椎固定術（Posterior Lumbar Interbody Fusion ; PLF）、後方進入腰椎椎体間固定術（Posterior Lumbar Interbody Fusion ; PLIF）、経椎間孔進入椎体間固定術（Transforaminal Lumbar Interbody Fusion ; TLIF）がある。適応される疾患については、各術者によって多少異なるが、術者はそれぞれの術式の利点、欠点を十分に理解したうえで選択している。

2.5.3 脊椎固定具 (Spinal instrumentation)

各種脊椎疾患や手術手技による安定要素の損傷などによって脊椎に不安定性が生じた場合、その程度によっては脊椎固定具を用いて脊椎固定術を施される。これは、安定性を失った脊椎に対して、配列の維持や変形の矯正を行うことで、早期に日常生活に復帰できるように力学的安定性を作り出し、骨融合が起こるまでの間、脊椎を保護することを目的としている。脊椎固定具にはプレート、ロッド、スクリュー、フックおよびワイヤなどが使用されており、現在では様々な種類の脊椎固定具が存在する^[24]。脊椎の安定性獲得や配列の矯正を目的として用いられる代表的な固定具として、Pedicule screw and rod (以下 PS、図 2.7 参照) が挙げられる。

脊椎固定具の中で最も使用頻度が高く、背中側から進入して椎弓根部へスクリューを挿入し、それらをロッドで連結することによって安定性を確保するものである。実際の手術手順は、まず背中側から切開を行い、筋肉などの組織を展開し、疾患部の脊椎に到達する。その後、圧迫されている神経を除圧するため、また視野の確保のために神経を取り巻く棘上および棘間靭帯や左右の椎間関節などの安定要素を除去する。除圧後、不安定になった椎間の上下椎弓に対して、後方から左右 2 本ずつの計 4 本のスクリューを挿入し、それらスクリューとロッドの連結を行い、左右両側を PS によって固定する。図 2.8 は、実際の臨床における術前および両側 PS 固定を施した術後の様子を示す。また、疾患が多椎間に至る場合は、それに応じて多椎間にわたりスクリューを挿入し、ロッドにて連結固定を行う^[25]。

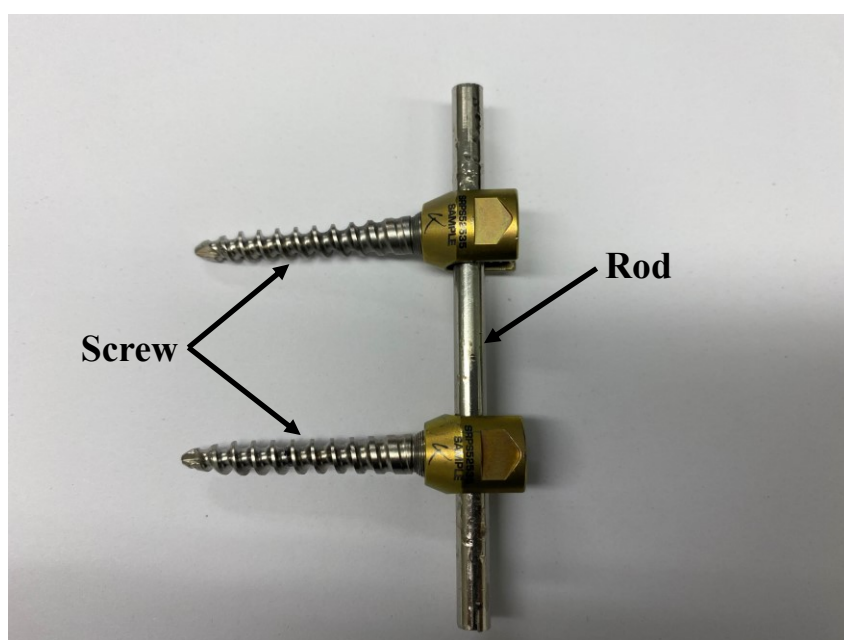


Fig. 2.7 Pedicle screw and rod system

2.5.4 脊椎固定術における Implant failure

PS 固定術は、一般に短期の臨床成績は良好であるが、患者の身体状況や運動時の衝撃や度重なる負荷などにより screw の back out による Implant failure が生じると報告されている^[26]。特に、高齢化社会において、骨粗鬆症性椎体骨折は遭遇しやすい疾患であるため^[27]、外科的治療において Implant failure の解決は重要な課題となる。

Implant failure により、腰痛の再発や後弯変形の悪化による姿勢異常、後弯変形に伴う遅発性神経障害、screw による神経根障害の下肢痛、および皮膚障害をきたすため、再手術が必要となる^[2]。また、頸椎後方固定術を施した、頭部を挙上維持できない首下がり症候群患者は、screw の緩みにより首下がり症候群が再燃した報告もある^[3]。これらの問題に関しては、発生原因が未だ解明されておらず、Implant failure を未然に防ぐ方法は編み出されていない。

Implant failure の要因として、骨脆弱性^[28]やサルコペニア^[29]の存在が挙げられる。

また、骨減少症や骨粗鬆症患者の骨折において固定具を用いて固定する際、適切な圧縮力を加える能力は外科医自身の経験に依存している。そのため過度な圧縮力により骨が剥離し、固定具のトルクや引抜強度が著しく低下すると報告されている^{[30][31]}。

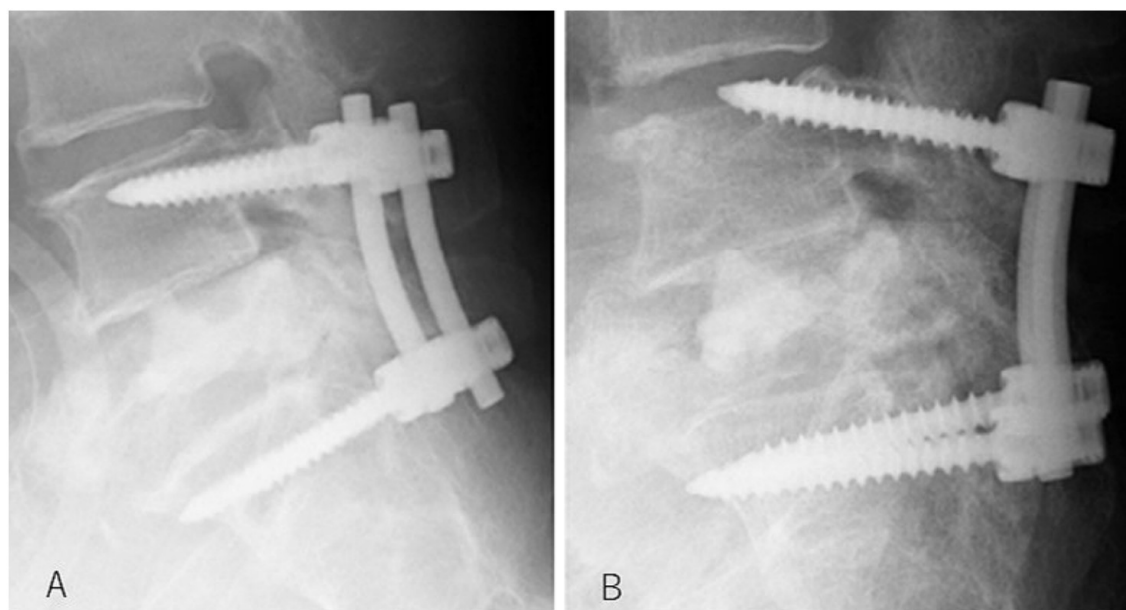


Fig. 2.8 X-ray images (A: postoperative, B: screw loosening) ^[26]

3 章 Acoustic Emission method

本章では、アコースティックエミッション法の歴史や原理について述べる。

3.1 アコースティックエミッション法 (AE: Acoustic Emission)

アコースティックエミッション (以下, AE) 法とは, 材料の変形中に蓄えられているひずみエネルギーの一部が破壊に伴って放出され, 材料の表面まで伝搬された弾性波を検出する手法のことである^[4]。この手法は設備診断など, 工学系の分野において問題の早期解決に役立っている。

3.1.1 AE の歴史, 用途

AE 計測を試みる研究は 1925 年以降, ロシア, 日本, ドイツ, アメリカにおいて非可聴域の AE 計測を試みる研究が活発に行われた^[3]。日本では 1934 年に岸上がレコード針をセンサとして, 木材の破壊時に発生した AE の計測に成功し, これが AE 計測を電氣的に行った最初の研究とも考えられている^{[32][33]}。

その後, AE 計測を材料の破壊と関係させて取り上げたのは, 1953 年のドイツの Kaizer とされており, 引張試験における各種材料の AE 発生率, 振幅と荷重の関係を調べ, 再度の繰り返し負荷時には最初の応力値を超えるまでは AE が再び発生しないという現象, いわゆる Kaizer 効果を見出した人として知られている^[34]。

そして 1970 年代後半から 1980 年代にかけて高度なセンサー技術やコンピュータ技術の進歩により, 大量のデータをリアルタイムで解析し, 異常を検知する能力が向上した。その結果, 現在では AE 計測は非破壊検査手法の一つとして航空機, 原子力発電所など, 様々な構造物における状態監視, 診断・評価に用いられている。詳細は 3.2 章で述べる。

3.1.2 AE 計測原理

図 3.1 に基本的な AE 計測システムの構成を示す。AE 計測システムは, 主に AE センサ, 増幅器, AE 解析装置等から構成されている。

AE センサにおいて, AE 波を電気信号 (AE 信号) に変換する原理は, 圧電効果を利用したものである。圧電効果とは, 圧電体に圧力を加えたときにひずみが生じ, 誘電分極を発生し, 電界が生じる現象のことである。AE 波の様な微小なひずみを検出し, 電気信号へと変換するためには, 変換能力の高い圧電素子が必要であるため, その材料と

して、チタン酸ジルコン酸鉛（PZT）が一般的に用いられる。

増幅器において、電気信号を増幅しているが、AE センサにおいて変換された微弱な AE 信号を増幅するプリアンプ、AE 解析装置においてフィルタ処理が行われた後に再度 AE 信号を増幅するメインアンプの 2 種類がある。AE は微弱な信号を示すことが多いため、周囲からのノイズとの分離が重要な課題となる。

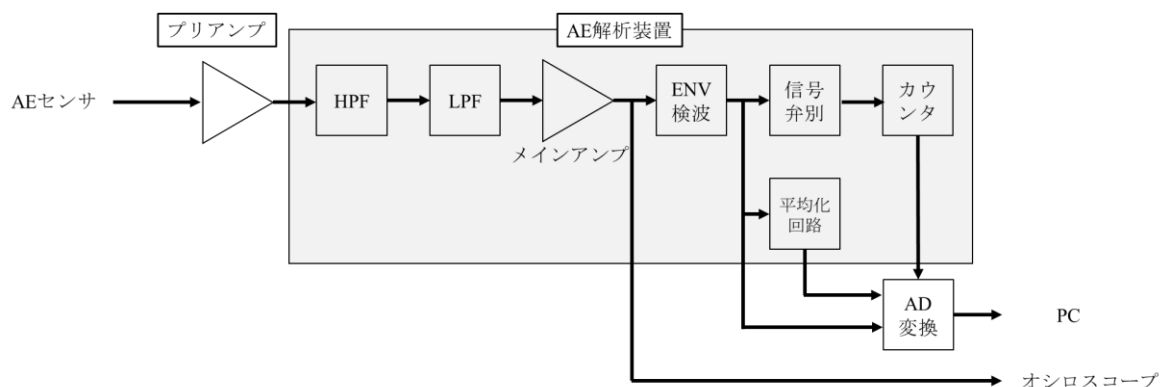


Fig.3.1 Configuration of AE measurement system

3.1.3 AE の特徴

AE 法の特徴は、主に非破壊性、高感度、動的計測が可能であることである。

- **非破壊性**

材料内部の微小な音や振動を検知可能であることから、初期段階の異常を即座に検知し、検査対象物の損傷を進行することなく評価が可能となる。

- **高感度**

AE センサの感度は、センサの外形や温度状況などによりさまざまであるが、一般的には 1 \AA よりも小さい振動の振幅を検知可能であることが確認されている。これは金属の原子間距離 (Al: 2.8, Fe: 2.5) よりも小さいことから、かなり高感度であることが分かる^[35]。

- **リアルタイム計測可能**

AE 法は超音波探傷法など、他の非破壊検査とは異なり、材料から生じた弾性波を直接検知する手法であるため、主要な破壊が発生する前の前兆をリアルタイムで監視、計測することが可能である。

AE 波の発生源は、材料の変形または変形による亀裂、割れの他にも材料の変態、接触、衝撃、摩擦摩耗および流体雑音等がある。

3.1.4 AE の評価指標

AE 法では、主に以下の評価指標が用いられている。

- 立ち上がり時間, 持続時間

AE 法では図 3.2 の様な波形の AE 波が得られる。波形からは、振幅値、立ち上がり時間、持続時間などの情報が得られる。立ち上がり時間は AE 信号が最大振幅に至る時間であり、縦波と横波の伝播速度の差により生じる。持続時間は AE 信号波形の開始から終了までの時間であり、伝播経路の評価に用いられる。また、波形は図 3.2 の様に主に (a) 突発型, (b) 連続型の 2 種類があり、一般的に突発型は破壊に伴う AE, 連続型は摩擦摩耗に伴う AE とされている。

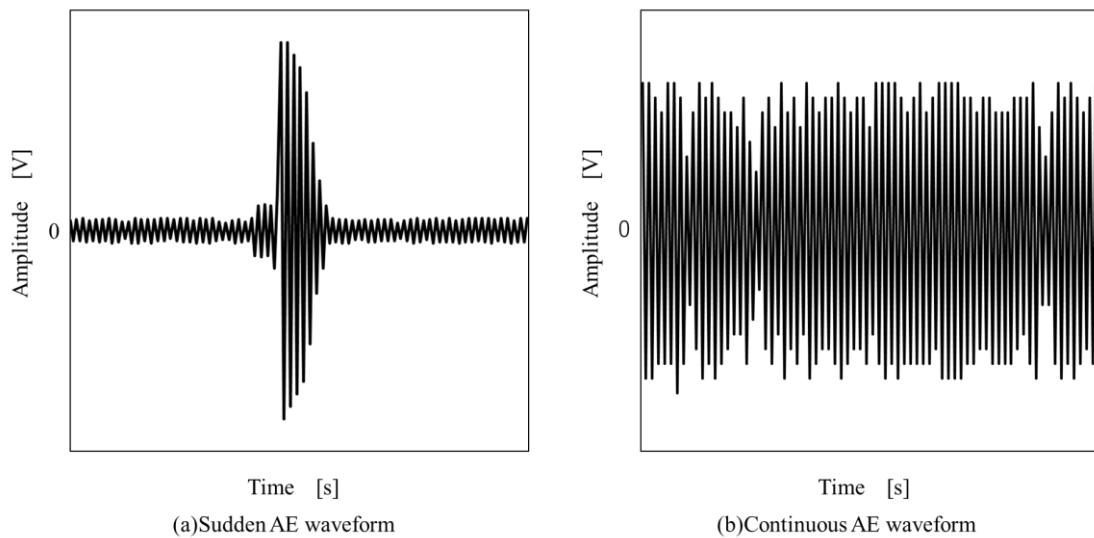


Fig.3.2 Two types of waveforms

- 振幅, エネルギー

振幅値からは、AE 発生源の距離の特定が可能である。ただし、AE センサが複数ある場合に限る。また、波形の積分値から、エネルギーを算出することが可能である。AE エネルギーは生じた微細破壊の進展量、規模に相関がある。

- ・ 周波数

周波数からは、発生原因や現象の特定が可能である。これにより、ノイズの除去も可能であり、主たる AE の評価が可能となる。また、AE 波の周波数は数 10 kHz ~ 数 MHz であり、可聴音が約 20 kHz 以下であることから、非常に高い周波数成分であることが分かる。図 3.3 に一般的な現象、材料における周波数帯域を示す。

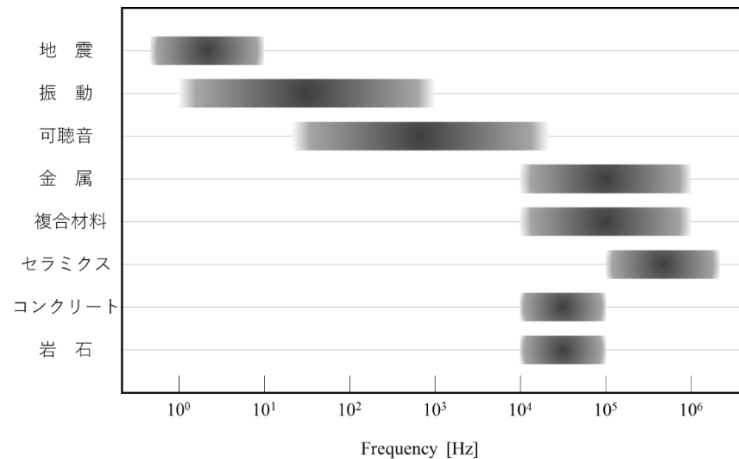


Fig.3.3 Each measurement field and its frequency band

3.2 AE 法の活用事例

- ・ エスカレータの検査^[36]

軸受、軸、減速機、チェーンなどで構成されているエスカレータは、それぞれの部品における AE 特性と潤滑不良時の AE 特性を組み合わせることで正常時との比較をした診断を行っている。また、AE 発生タイミングを機械の駆動と照らし合わせることで、AE 発生の原因を特定できる。

- ・ 減速機の異常診断^[37]

様々な機械で使用されている減速機は、軸受、歯車、軸の 3 つで構成されており、従来の設備診断技術では、異常の発生個所を特定することが困難であった。しかし、AE を用いることにより、問題が解決でき、システム稼働の停止や致命的な故障を防ぐことが可能となった。

- ・ **切削状態の監視^[38]**

SUS304 のエンドミルによる側面加工を AE 法を用いてモニタリングを行い、工具摩耗、切削力、仕上げ面粗さと AE 信号の関係を調査したところ、定常の切削状態では、300 kHz 近傍の周波数成分を持った AE 信号が検出されるのに対し、工具刃先の鈍化により被削材への食いつきが悪い時の AE 信号は 70 kHz 近傍の低い周波数帯を示すことが分かった。

- ・ **摩擦摩耗現象の評価^[39]**

様々な摩擦摩耗過程と得られた AE 波のピーク周波数の関係を調査したところ、凝着摩耗時は 1.1 MHz 付近にピーク周波数を示し、アブレシブ摩耗時は 0.5 MHz 付近にピーク周波数を示した。それに対し、摩耗を伴わない純粹なすべりが生じたときには 0.1 MHz 以下の低いピーク周波数を示した。

- ・ **スクリュー挿入時のストリッピング防止^[40]**

骨減少症や骨粗鬆症患者の骨折した骨をスクリューで固定する際、過度なトルクにより、骨が剥離（スクリューストリッピング）し、固定性が低下してしまう。この問題の解決のために、著者は AE を用いた監視システムの開発を目的として、ウシの大腿骨にスクリューを挿入し、AE 計測を行った。結果、ストリッピング荷重、AE エネルギーに相関が得られ、AE エネルギーの推移からスクリュー挿入を停止すべきであるタイミングを把握することができる。

この様に、一般的には工学系の分野に用いられる AE 法でも生体分野に用いられ始めている。

第4章 スクリューと椎骨間に生じる AE 特性調査

本章では、椎骨に挿入したスクリューに引抜試験を行い、引抜荷重と生じた AE 波の関係から、骨に生じた現象の調査を行った。

4.1 試験機

本研究では試験装置として、図 4.1 に示す小型卓上力学試験機（リトルセンスター；LSC-1/200-SP, JT トーシ株式会社製）を使用した。



Fig. 4.1 Table-top mechanical tester

4.2 試験体の概要

試験体には、獣害対策として狩猟され、食肉に供されたシカ屍体腰椎を用いた。なお、試験体は軟部組織である余分な筋肉、脂肪などを取り除いた。

4.2.1 試験体の作製

試験体の作製から試験機の取り付けまでを以下の手順で行った。

- (1) -30° にて冷凍保存していたシカ屍体腰椎を自然解凍し、余分な筋肉や脂肪を除去した後、椎体前方に直径 4.0 mm, 4.4 mm の下穴を開ける。(図 4.2)
- (2) 試験体と試験機との間に生じるすべりやずれの防止、椎骨の形状に関わらず垂直に引き抜きを可能にする目的、また AE 計測におけるノイズの削減を目的として、スクリュー挿入部以外の椎体前方に歯科用レジン（オストロン II ; 株式会社ジーシー社製）を用いて、室温にて硬化させる(図 4.3)。
- (3) スクリューを試験体の下穴に 10 mm 挿入する(図 4.4)。



Fig. 4.2 Test specimen after drilling a prepared hole in the lumbar spine

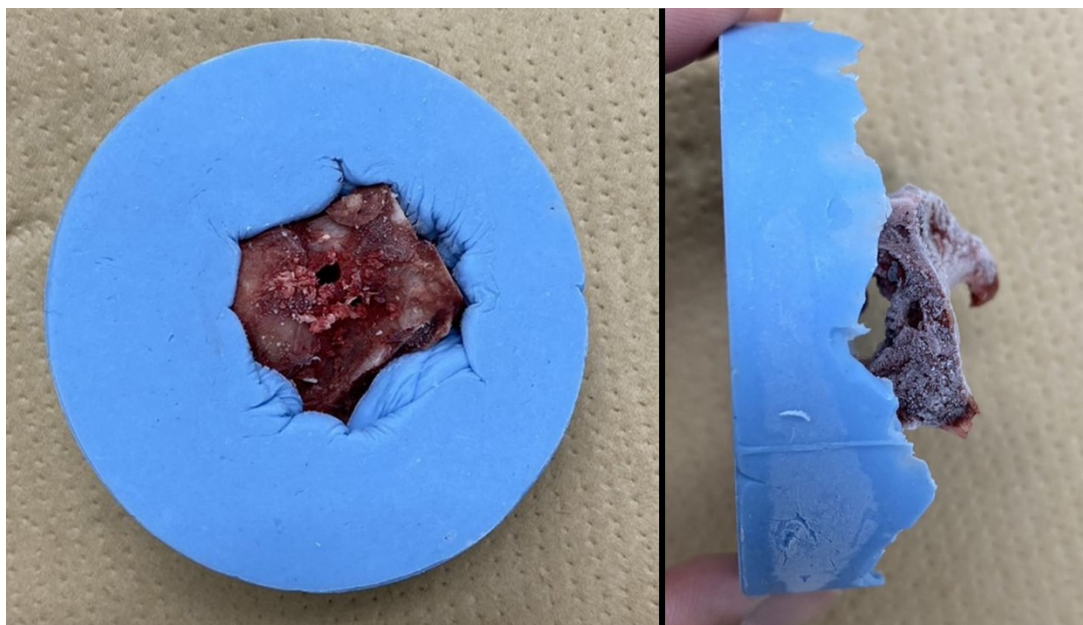


Fig. 4.3 Test specimen with resin

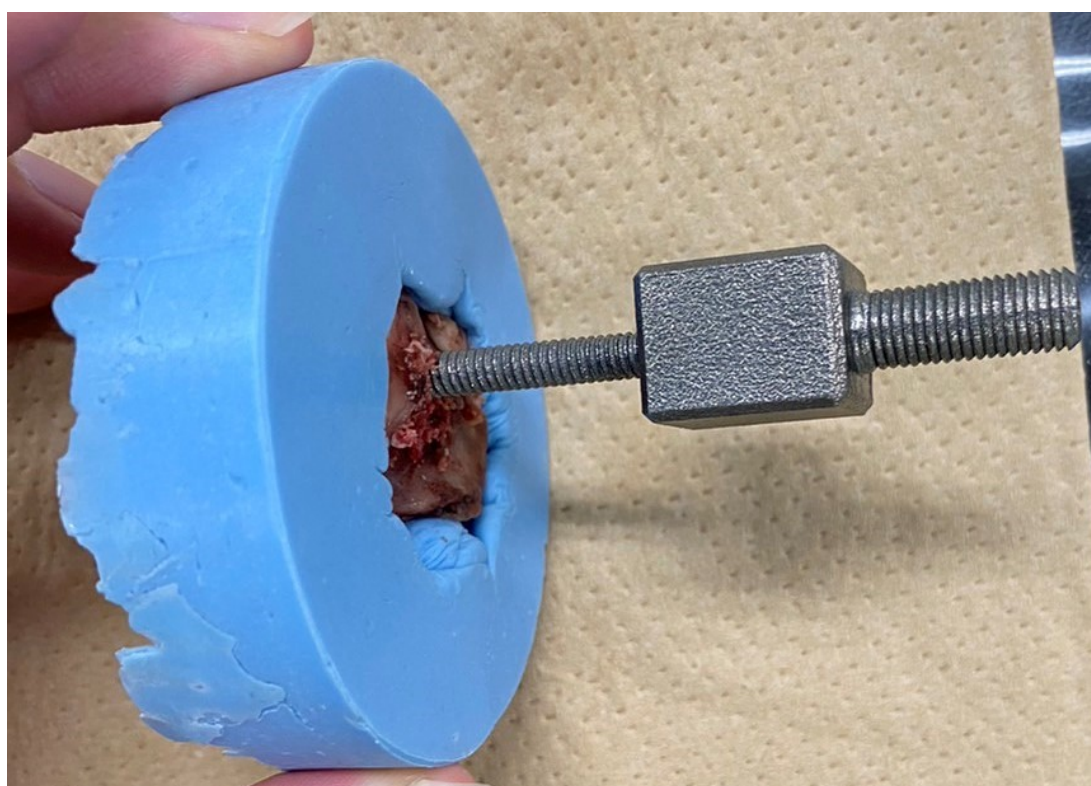


Fig. 4.4 Test specimen with inserted screw

4.3 スクリューの設計

AE 計測の際、ノイズの削減を目的として、チタン製のスクリーに治具取付部と AE センサ設置部を一体化させたものを製作した。また、スクリー形状の比較のため、本研究ではスクリー山高さのみを3種類 (0.4 mm, 0.6 mm, 0.8 mm) に変更したものを製作した。スクリー部の山径は 4.8 mm で、ピッチは 1 mm である。以下、詳細は図 4.5, 図 4.6 に示し、完成したスクリーは図 4.7 に示す。

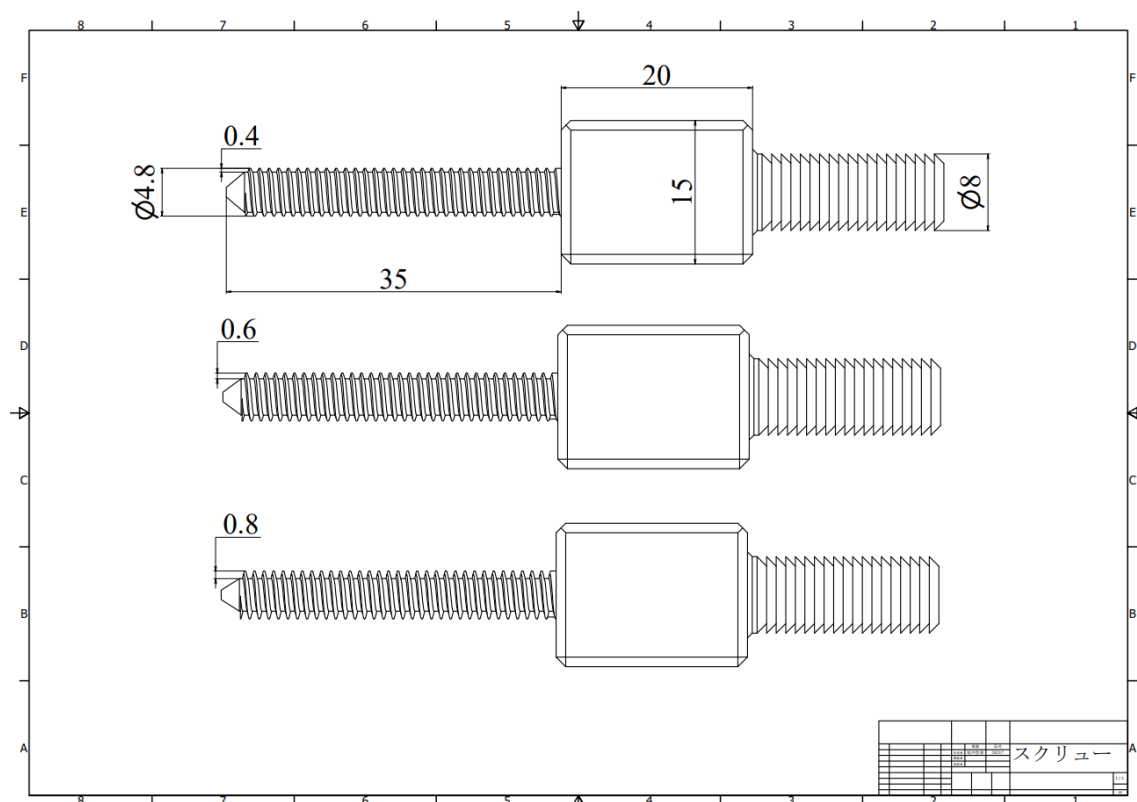


Fig. 4.5 2D-drawing sheet of screw

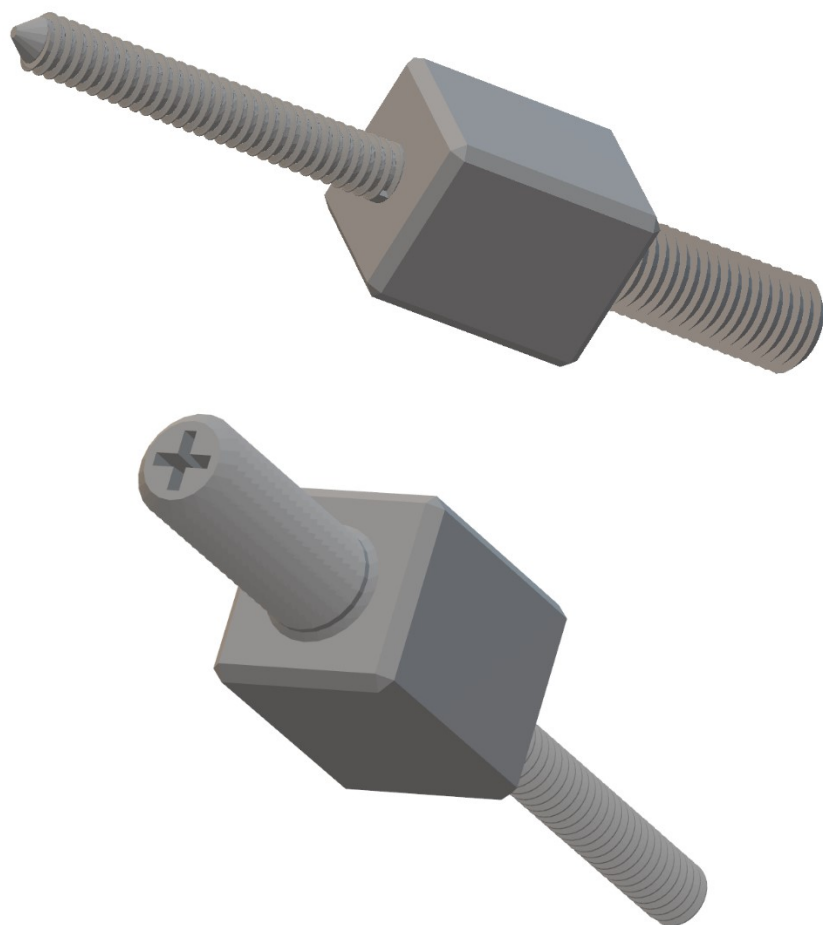


Fig. 4.6 3D-drawing figure of screw

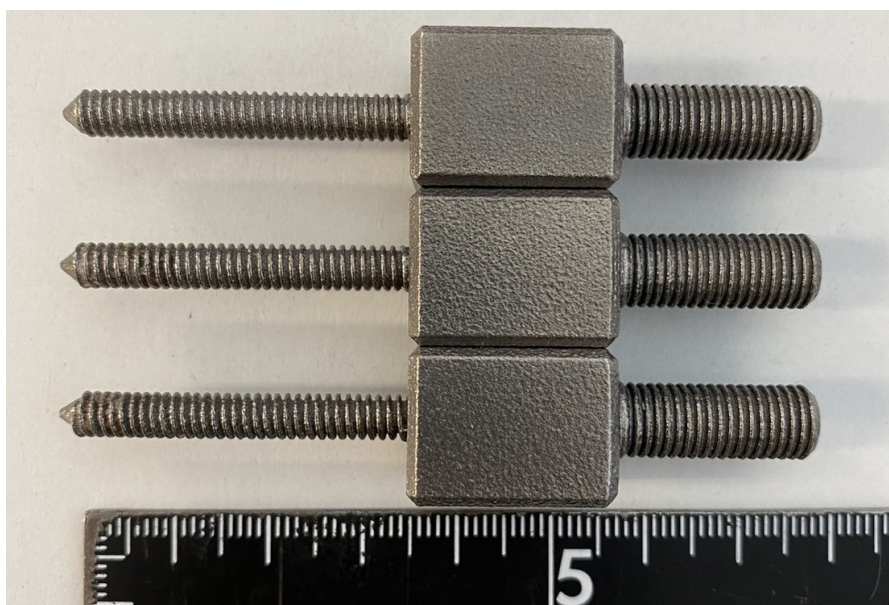


Fig. 4.7 screw

4.4 AE 計測機器

本節では、AE 波の検知、増幅、また周波数の解析に用いる装置を示す。

• AE センサ

AE センサは AE 波を電気信号に変換する役割を果たしている。これは圧電体に力が加わることによりひずみが生じ、誘電分極を発生し、電界が生じる現象、いわゆる圧電効果を利用している。AE 波によるひずみは微小であるため、圧電素子には変換能力の高い PZT と呼ばれるチタン酸ジルコン酸鉛が用いられている。

AE センサは対象となる測定物、使用環境、および解析方法により種類が異なるが、本研究では広帯域センサである AE-900S-WB（株式会社エヌエフ回路設計ブロック製）を用いた。直径 12 mm、高さ 40 mm の円柱型であり、周波数特性は 100 kHz~1 MHz (± 10 dB) である (図 4.8)。



Fig. 4.8 AE sensor

・プリアンプリファイア

プリアンプリファイアは AE センサにより取得された AE 信号を増幅する役割を果たしている。本研究で用いたプリアンプリファイア (9917; 株式会社エヌエフ回路設計ブロック製) は利得を 0~40 dB の間で自由に設定できるプリアンプであるが、本研究では、微小な信号も含めた解析を行うため、利得は 40 dB で用いた。

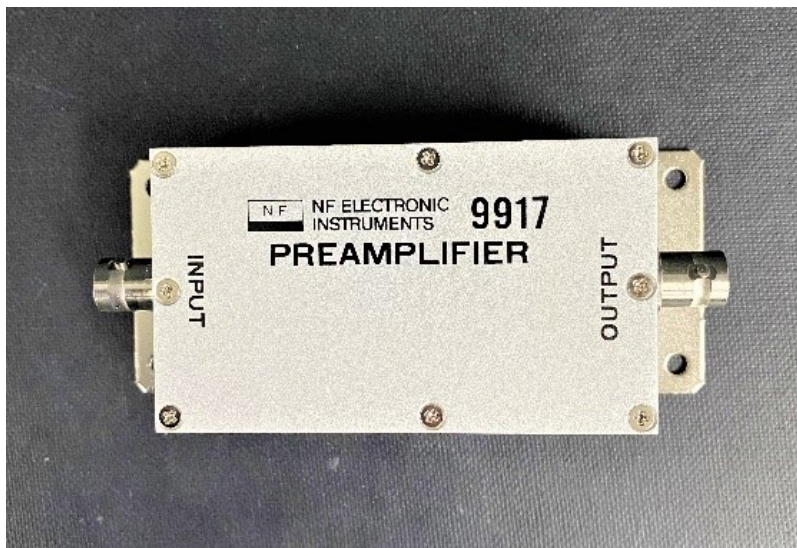


Fig. 4.9 Preamplifier

・ディスクリミネータ

ディスクリミネータは AE 信号の増幅、フィルタリング、エンベロープ検波およびしきい値の設定などの波形処理を行うために使用する。本研究で用いたディスクリミネータ (AE9922; 株式会社エヌエフ回路設計ブロック製) の設定値は、周波数解析の際に精度を高め、かつレンジの考慮も踏まえるため、予備実験を行ったうえで決定した。ゲインは 20 dB, HPF は 50 kHz, LPF は THRU, また、しきい値は 20 mV に設定した。HPF (High-pass filter) とは、設定した周波数より低い周波数成分を減衰させ、設定値より高い周波数成分を通過させるフィルタのことである。LPF (Low-pass filter) は HPF と反対に、設定値より高い周波数成分を減衰させ、設定値より低い周波数成分を通過させるフィルタのことである。



Fig. 4.10 Discriminator

• AE 信号処理モジュール

AE 信号処理モジュールは、ディスクリミネータ、インタフェース（USB-6501; NATIONAL INSTRUMENTS 社製）と組み合わせることで AE パラメータをデジタル化して PC に取り込む役割を果たす。本研究では、As-712（株式会社エヌエフ回路設計ブロック製）を使用した。LabVIEW で作成されたサンプルソフトウェア（NATIONAL INSTRUMENTS 社製）により、 x 軸が時間、 y 軸が AE パラメータ（外部パラメータ、実効値、エネルギー、最大振幅、イベントカウント、オシレーションカウント）のデータが保存される。



Fig. 4.11 Signal processing module

・オシロスコープ

オシロスコープは周波数解析を行う AE 波形の取得をする役割を果たす. 本研究で使用したオシロスコープ (DS-5622A; 岩崎通信機株式会社製) の周波数帯域は 200 MHz である. 波形の取得は振幅が 180mV を超えたときに自動で行い, 1 ms 分のデータを保存した.



Fig. 4.12 Oscilloscope

4.5 引抜試験

4.5.1 実験準備

4.2 章で述べたスクリューを挿入した試験体を試験機の治具に取り付ける。治具はスクリュー側と椎骨側で固定方法が異なり、スクリュー側はスクリューの治具取付部とバイスで固定し、椎骨側は穴の開いた板状の治具にスクリューを通し、引抜方向に椎骨が移動しないように固定している。

そして、AE センサの受波面にグリスを塗布し、スクリューの治具取付部の中心に絶縁テープを用いて AE センサを固定する (図 4.13)。

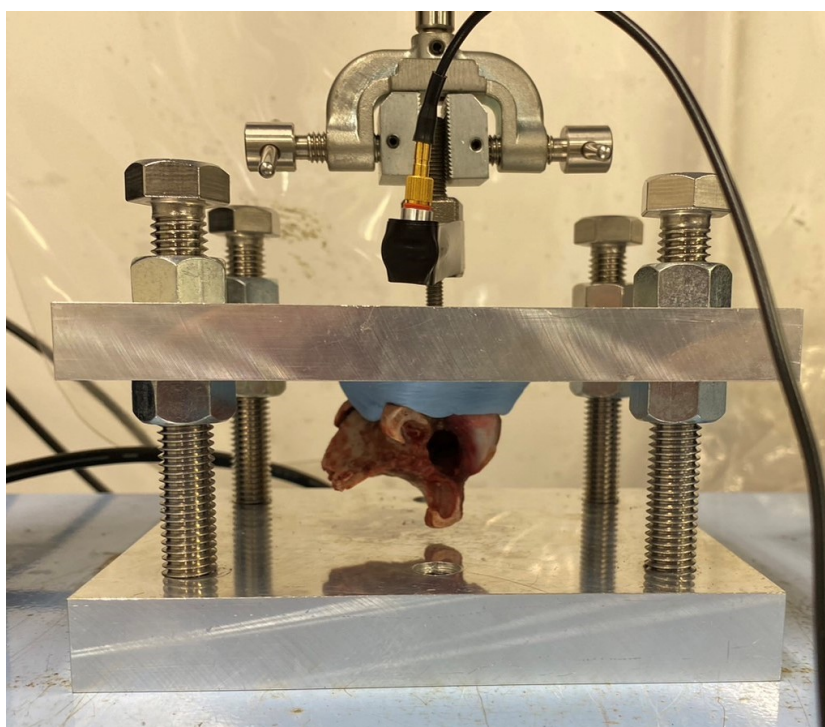


Fig. 4.13 Specimen fixed on testing machine

4.5.2 実験方法

各モデル（6 条件）に対して，単純引抜試験を行った．引抜速度は 0.5 mm/min であり，荷重が 0 N になるまで引き抜きを行った．そして，試験機，AE 計測機器において計測を同時に開始し，オシロスコープにおいてトリガにかかった AE 波形データを取得した．なお，サンプリング周波数は 10 Hz，サンプリング数は $n=4$ である．

4.5.3 評価パラメータ

・引抜荷重

引抜荷重は，一般的にスクリューの固定性の評価で用いられる指標である．本研究では最大荷重値のみではなく，最大荷重値前後の荷重の増加中と減少中の時の AE の挙動から評価を行った．

・AE エネルギー

AE エネルギーは生じた微細破壊の規模を示し，AE 波の振幅の積分値で求められる．本研究では，AE 信号をサンプリング周期である 0.1 s の間の最大振幅をエンベロープ波形として取得しているため，その面積を求めた（図 4.14）．本研究では，AE エネルギーの和を求めた累積 AE エネルギーを用いて，破壊の進展量を求めた．

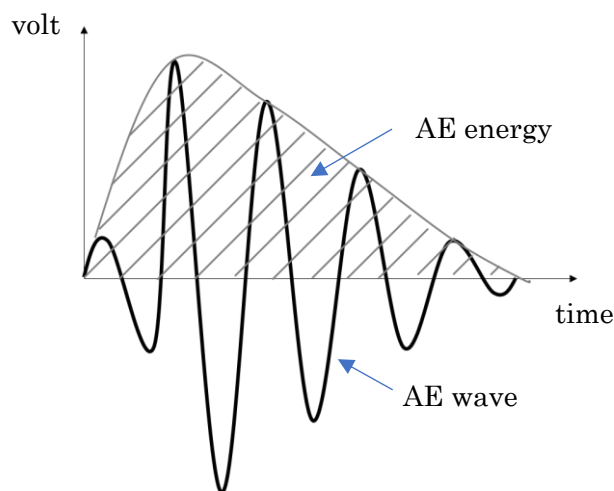


Fig.4.14 AE energy

・周波数

周波数は現象の特定に用いられる．取得した AE 波を FFT 変換 (Fast fourier transform) し，ピーク周波数を求めたものである．第 3.2 章に示すように，工学系の分野においてはすべりや摩擦を示す AE 波は低周波数帯を示し，破壊を伴う AE 波は高周波数帯を示す．

4.6 実験結果

4.6.1 AE エネルギーと引抜荷重の関係

図 4.15, 図 4.16 に下穴径が 4.0 mm, 4.4 mm のときの引抜荷重と AE エネルギーの関係の代表例を示す。図において, (a) ~ (c) はスクリュー山高さがそれぞれ 0.4 mm, 0.6 mm, 0.8 mm を示す。横軸はすべて変位[mm]を示しており, 青線は引抜荷重[N], 赤線は AE エネルギーを示す。図より, 試験開始直後に荷重が上昇し, 最大荷重を示していることが分かる。その後, 荷重は大きく減少し, 0 N まで至る。各条件の最大引抜荷重の平均値は表 1 の様になり, 下穴やねじ山高さが小さいほど引抜荷重が大きな値を示すことが分かった。

また, すべての図において AE エネルギーは最大荷重後の荷重減少中に大きな値を示していることが分かる。さらに, AE エネルギーは微小ながら最大荷重前においても発生していることが分かる。また, 最大荷重点の前までの累積 AE エネルギーは表 4.2 の様になり, 下穴径が小さいほうが累積 AE エネルギーが大きくなることが分かった。しかし, スクリュー山高さの比較に関しては, どちらの下穴径に関しても 0.4 mm, 0.8 mm, 0.6 mm の順に大きいことが分かった。

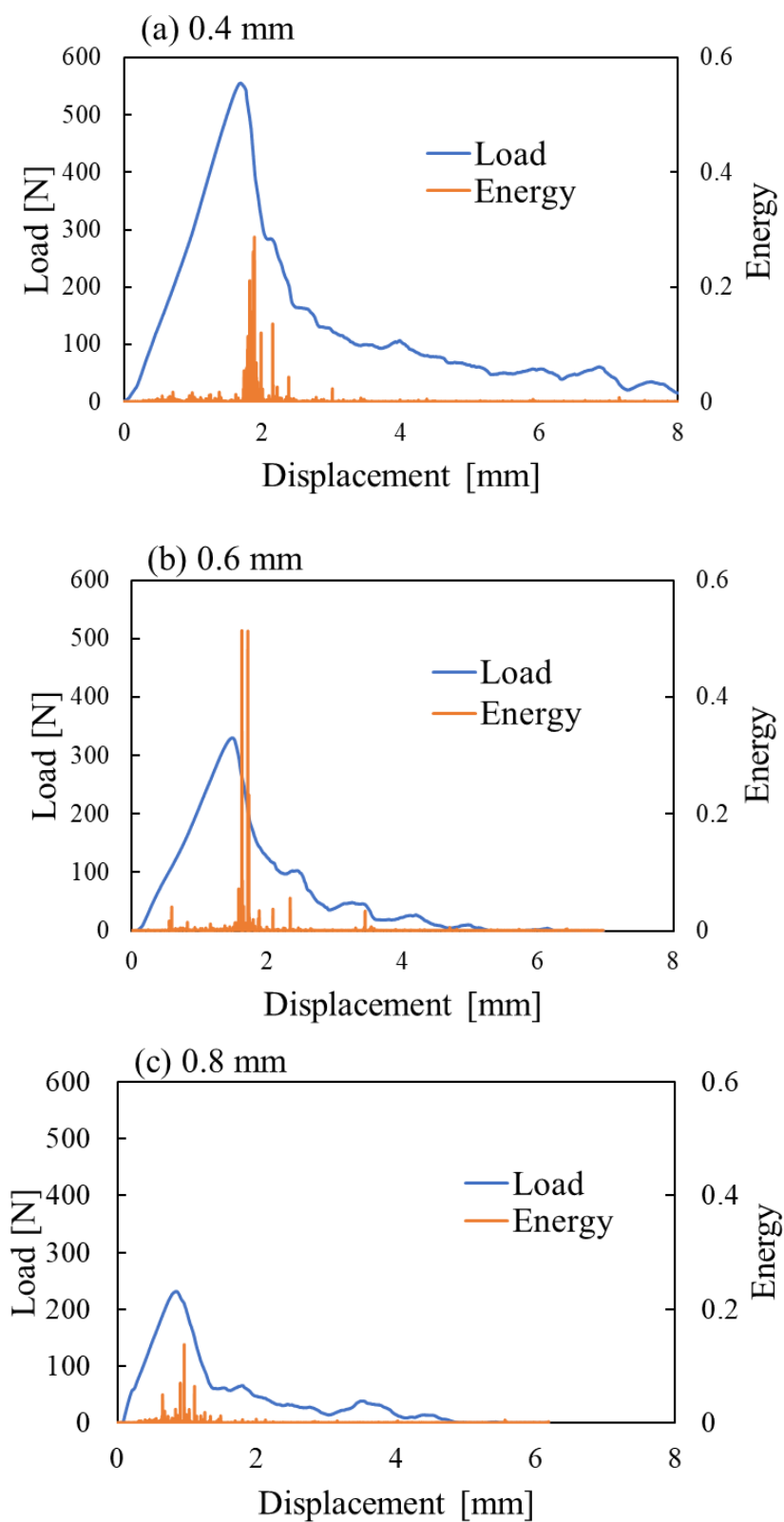


Fig.4.15 Load and AE energy (prepared hole: 4.0 mm)

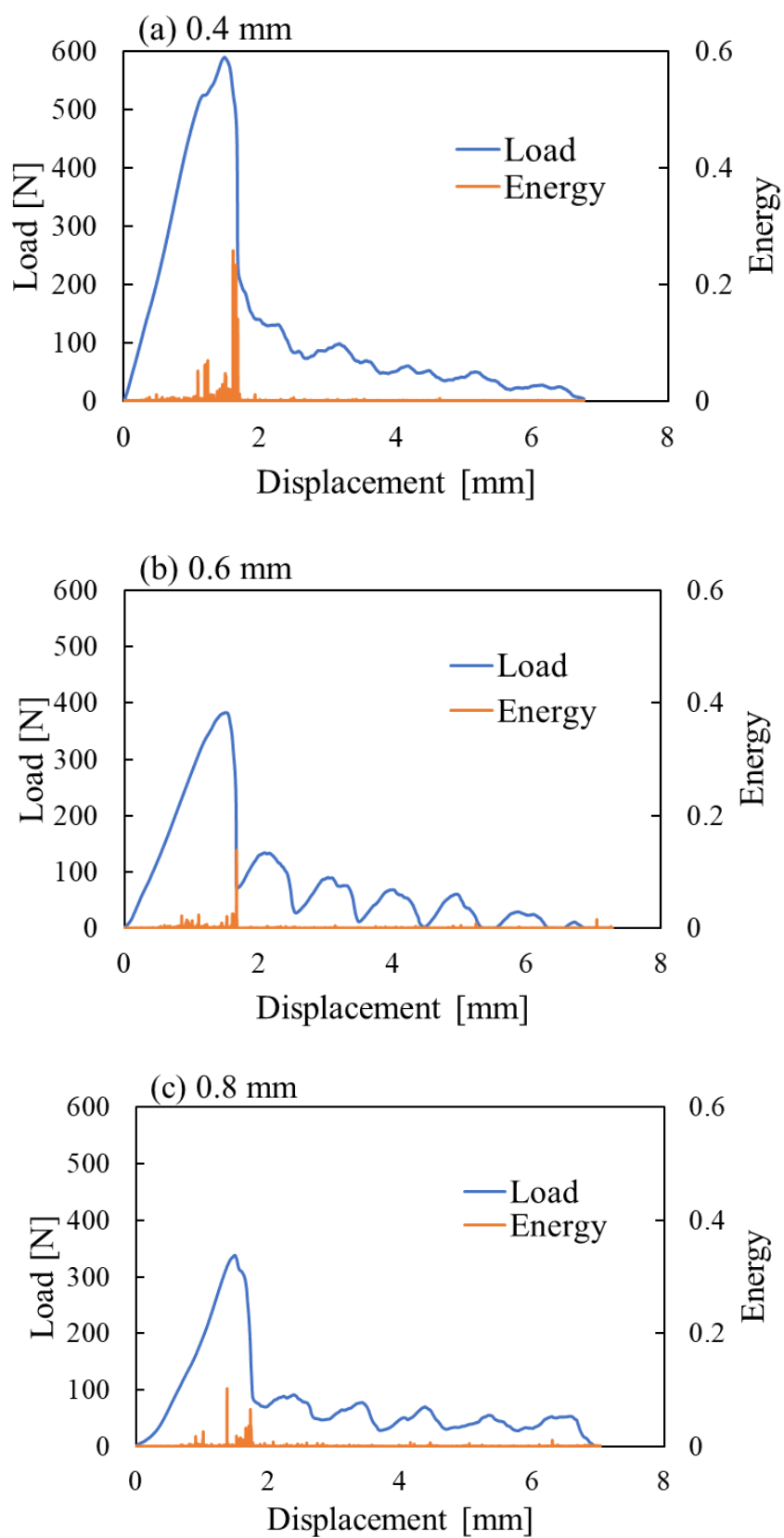


Fig.4.16 Load and AE energy (prepared hole: 4.4 mm)

Table.4.1 Average of maximum pull-out load

スクリュー山高さ\下穴径	4.0 mm	4.4 mm
0.4 mm	414.6 N	307.2 N
0.6 mm	294.3 N	196.1 N
0.8 mm	211.3 N	195.0 N

Table.4.2 Average cumulative AE energy

スクリュー山高さ\下穴径	4.0 mm	4.4 mm
0.4 mm	1.93	1.10
0.6 mm	1.52	0.93
0.8 mm	1.62	1.03

4.6.2 AE 周波数と引抜荷重の関係

図 4.17, 図 4.18 に下穴径が 4.0 mm, 4.4 mm のときの引抜荷重と AE 周波数の関係の代表例を示す。図において, (a) ~ (c) はスクリュー山高さがそれぞれ 0.4 mm, 0.6 mm, 0.8 mm を示す。横軸はすべて変位[mm]を示しており, 青線は引抜荷重[N], 赤点は AE 周波数を示す。すべての図において周波数は最大荷重前では高周波数帯を多く示しており, 最大荷重後では低周波数帯の AE 波を多く検出していることが分かる。

図 4.19 は 6 条件における最大荷重前後の周波数帯の割合を示したものである。(a) は下穴 4.0 mm の時, (b) は下穴 4.4 mm の時のそれぞれのスクリュー山高さにおける割合を示し, 棒グラフの上部の数値はオシロスコープにおいて取得した AE 波の数を示している。また, グラフの左側が最大荷重前, 右側が最大荷重後を示している。最大荷重の前後で 80 kHz 以下の周波数帯の比較をすると, 下穴 4.0 mm, ねじ山高さ 0.4 mm (以下, 条件 4.0-0.4) で+842.6%, 条件 4.0-0.6 で+986.8%, 条件 4.0-0.8 で+279.7%, 条件 4.4-0.4 で+1184.6%, 条件 4.4-0.6 で+5.2%, 条件 4.4-0.8 で+384.3%の増加率を示し, いずれのグラフにおいても 80 kHz 以下の低周波数帯の AE 波が最大荷重前後で増加していることが確認された。

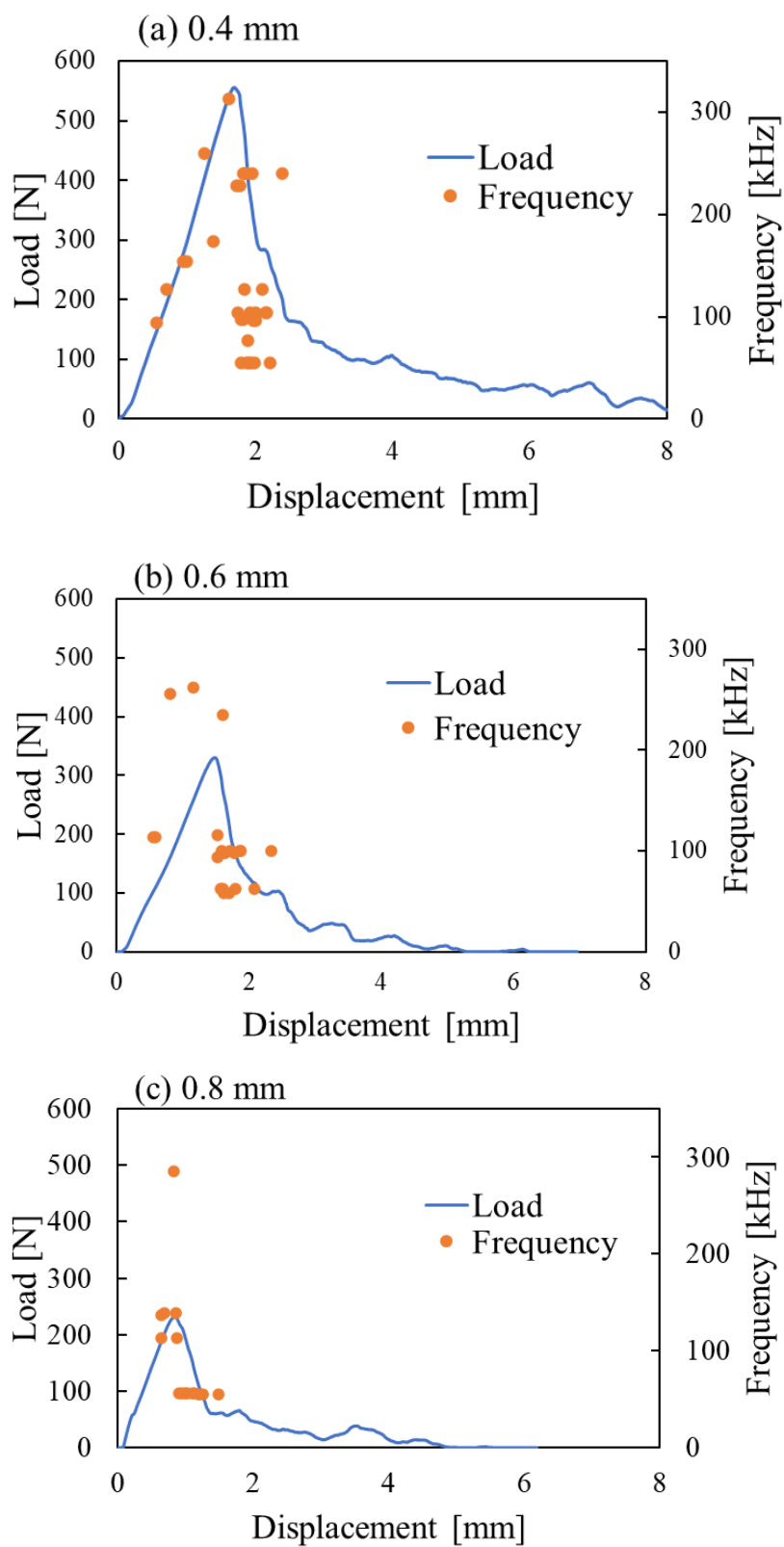


Fig.4.17 Load and Frequency (prepared hole: 4.0 mm)

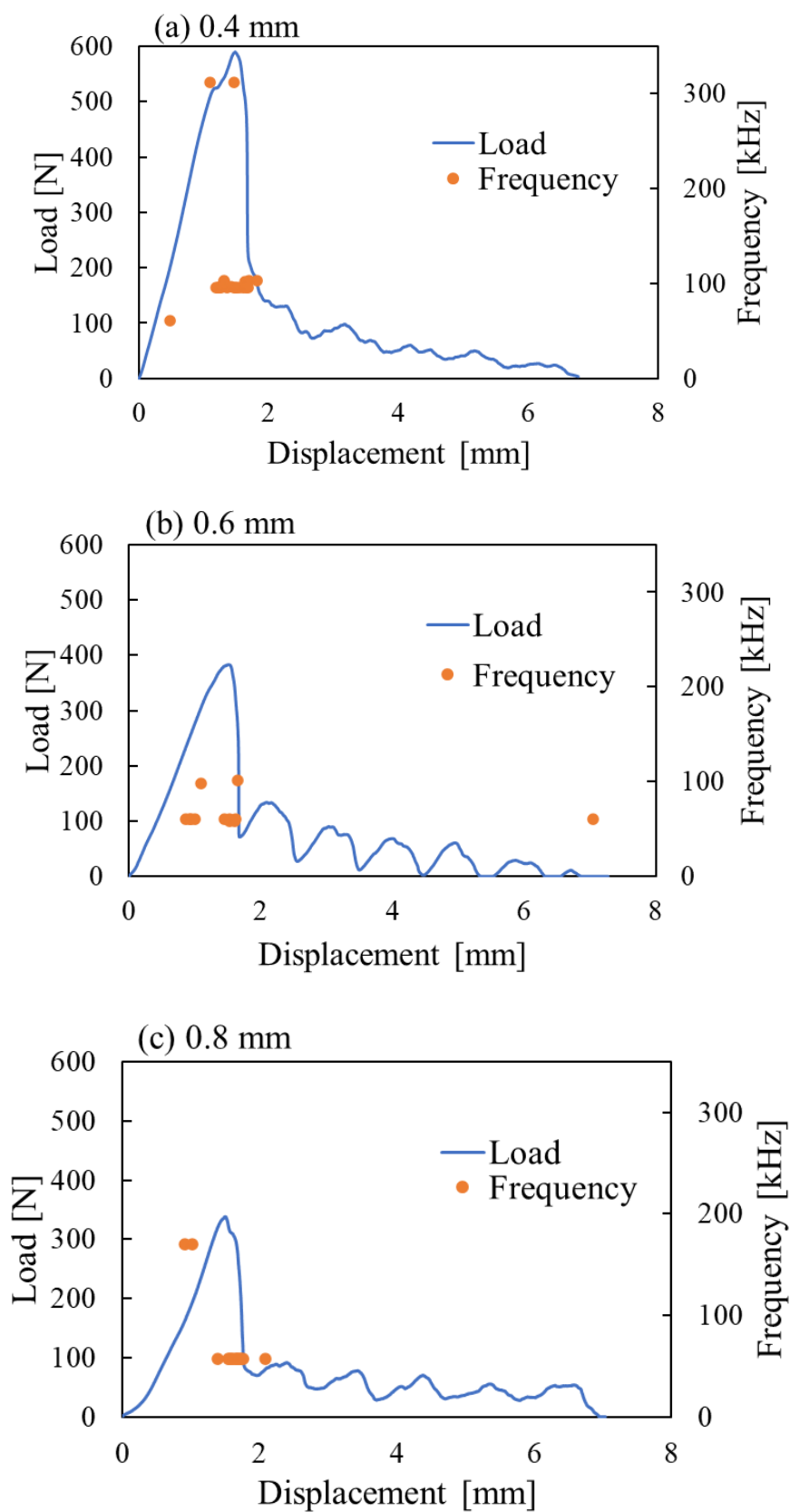


Fig.4.18 Load and Frequency (prepared hole: 4.4 mm)

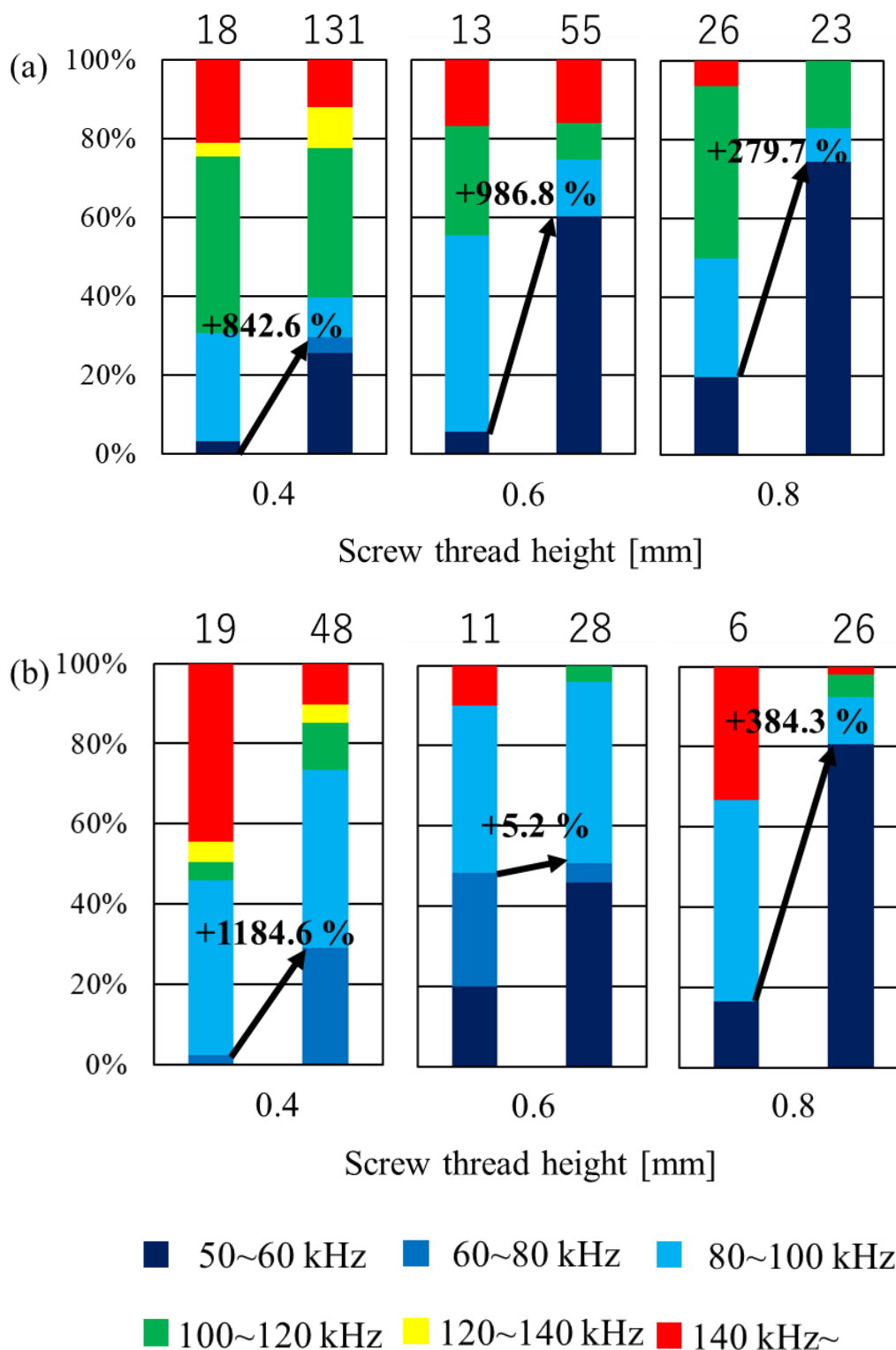


Fig.4.19 Percentage of each frequency band (prepared hole: a: 4.0 mm, b: 4.4 mm)

4.7 考察

4.7.1 AE エネルギーと引抜荷重の関係

AE エネルギーは最大荷重後に大きな値を示しており、最大荷重前は微小な値を示している。このことから、最大荷重前後で骨とスクリューの間に生じた破壊の規模が異なっていることが考えられ、最大荷重前では微細な破壊、最大荷重後では骨に甚大な破壊が生じていることが考えられる。また、各条件の発生した AE エネルギーの大きさにはばらつきがあった。これは最大荷重後の AE エネルギーの大きさを踏まえたレンジで設定していたため、最大荷重前の AE エネルギー量が微弱であり、精度が悪かったことが原因と考えられる。

4.7.2 AE 周波数と引抜荷重の関係

最大荷重前から高周波数帯の AE 波を多く検知し、最大荷重後に低周波数帯の AE 波の割合が増加した。このことから、最大荷重前後で骨とスクリューの間に生じた現象が異なっていることが分かる。また、3章で示した先行研究^{[37][38]}から、本研究の高周波数帯の AE 波を示した最大荷重前では骨に微細破壊が生じていることが考えられ、低周波数帯の AE 波を示した最大荷重後では、骨とスクリューの間に摩擦が生じていることが考えられる。

4.8 結言

本研究では AE 法により，固定具に生じる不具合の予兆を検出可能か調査することを目的とし，引抜試験を行った．その結果，引抜荷重と AE エネルギー，周波数の関係から以下の知見が得られた．

- (1) AE エネルギーと引抜荷重の関係から，最大荷重前から骨に微細な破壊が生じていること，最大荷重後では大きな破壊が生じている可能性が明らかとなった．
- (2) AE 周波数と引抜荷重の関係から，最大荷重前から高周波数帯の AE 波が生じていること，最大荷重後に低周波数帯の AE 波が増加していることが明らかとなった．このことから，引抜荷重を加える過程で骨に微細破壊が複数生じ，最終的に骨は負荷に耐えきることができず，摩擦が生じるということが考えられる．

以上の結果より，本研究の目的である固定具に生じる不具合の予兆は，高周波数帯の AE 波であることが考えられる．また，累積 AE エネルギーを用いて破壊の進展量を求める必要があると考えられる．これらに着目をした評価を行うことにより，将来的に問題の改善に寄与することができると考えられる．

第 5 章 負荷除荷を伴う引抜試験における AE 評価

本研究では、椎骨に挿入したスクリューに負荷除荷を伴う引抜試験を行い、不具合の予兆のタイミングおよび破壊の規模の観測を行った。

5.1 試験機

本研究では試験装置として、第 4 章と同様に小型卓上力学試験機（リトルセンスター；LSC-1/200-SP，JT トーシ株式会社製）を使用した。

5.2 試験体の概要

試験体には、獣害対策として狩猟され、食肉に供されたシカ屍体腰椎を用いた。なお、試験体の作成手順や使用したスクリューはすべて第 4 章と同様である。

5.3 AE 計測機器

本節では、AE 波の検知、増幅、および周波数の解析に用いる装置を示す。

- **AE センサ**

AE センサは、第4章と同様の AE-900S-WB（株式会社エヌエフ回路設計ブロック製）を用いた。

- **プリアンプリファイア**

プリアンプリファイアは、第4章と同様の 9917（株式会社エヌエフ回路設計ブロック製）を用いた。

- **ディスクリミネータ**

ディスクリミネータは、第4章と同様の AE9922（株式会社エヌエフ回路設計ブロック製）を用いた。第4章より微弱の信号を検知する必要があることから、ゲインは 30 dB、HPF は 50 kHz、LPF は THRU、また、しきい値は 80 mV に設定した。

- **AE 信号処理モジュール**

AE 信号処理モジュールは、第4章と同様の As-712（株式会社エヌエフ回路設計ブロック製）を用いた。

- **オシロスコープ**

オシロスコープは、第4章と同様の DS-5622A（岩崎通信機株式会社製）を用いた。ディスクリミネータにおいてゲインの変更を行っているため、トリガを 150 mV に設定した。また、1 ms 分のデータを保存した。

5.4 引抜試験

5.4.1 実験準備

試験体や AE 計測機器などの取り付けはすべて第4章と同様である。

5.4.2 実験方法

各モデル（6条件）に対して、単純引抜試験を行った。引抜速度は 0.5 mm/min であり、除荷は引抜荷重値が減少し始めたときに行い、荷重を 0 N まで戻したのちに再び負荷を加えた。この一連の流れを 5 回終えた時を試験終了とした。そして、試験機、AE 計測機器において計測を同時に開始し、AE エネルギーは荷重上昇中のみ計測を行った。オシロスコープにおいてトリガにかかった AE 波形データを取得した。なお、サンプリング周波数は 10 Hz、サンプリング数は $n = 3$ である。

5.4.3 評価パラメータ

・引抜荷重

引抜荷重は、一般的にスクリーンの固定性の評価で用いられる指標である。本研究では最大荷重値に加えて、各試行回数の引抜エネルギーと累積 AE エネルギーの関係から評価を行った。

・AE エネルギー

AE エネルギーは生じた微細破壊の規模を示し、AE 波の振幅の積分値で求められる。本研究では、AE 信号をサンプリング周期である 0.1 s の間の最大振幅をエンベロープ波形として取得しているため、その面積を求めた。また、本研究では負荷開始時から除荷開始時までの荷重上昇中のみの累積 AE エネルギーを算出することにより、引抜荷重の負荷による微細破壊の進展量を調査した。

・周波数

周波数は現象の特定に用いられる。取得した AE 波を FFT 変換 (Fast fourier transform) し、ピーク周波数を求めたものである。第 3.2 章に示すように、工学系の分野においてはすべりや摩擦を示す AE 波は低周波数帯を示し、破壊を伴う AE 波は高周波数帯を示す。本研究では高周波数帯の AE 波に着目した評価を行った。

5.5 実験結果

5.5.1 AE エネルギーと引抜荷重の関係

図 5.1, 図 5.2 に下穴径が 4.0 mm, 4.4 mm のときの引抜荷重と AE エネルギーの関係の代表例を示す。図において, (a) ~ (c) はスクリュー山高さがそれぞれ 0.4 mm, 0.6 mm, 0.8 mm を示す。横軸はすべて時間[s]を示しており, 青線は引抜荷重[N], 赤線は AE エネルギーを示す。図より, 試験開始直後に荷重が上昇し, 最大荷重を示していることが分かる。また, 最大荷重値を迎える直前に, AE エネルギーが顕著に検出されていることが確認された。

図 5.3, 図 5.4 に下穴径が 4.0 mm, 4.4 mm のときの累積 AE エネルギーの平均値を試行回数ごとに示す。図より, 累積 AE エネルギーは下穴径に関わらず, スクリュー山高さが小さいほど累積 AE エネルギーは大きな値を示し, 試行回数ごとに減少傾向にあることが確認された。

図 5.5, 図 5.6 に下穴径が 4.0 mm, 4.4 mm のときの最大引抜荷重の平均値を試行回数ごとに示す。図より, 下穴 4.0 mm, ねじ山高さ 0.4 mm の条件では他の条件より大きな値を得られた。また, 他の条件間では大きな差異は得られなかったが, 下穴径に関わらずスクリュー山高さが小さいほど最大荷重値は大きな値を示し, 試行回数ごとに減少傾向にあることが確認された。

また, 図 5.7 に最大荷重値を示すまでの引抜きに要したエネルギーと発生した AE エネルギーの累積値との関係を示す。図より, 相関係数は $r=0.84$ と強い正の相関が得られた。

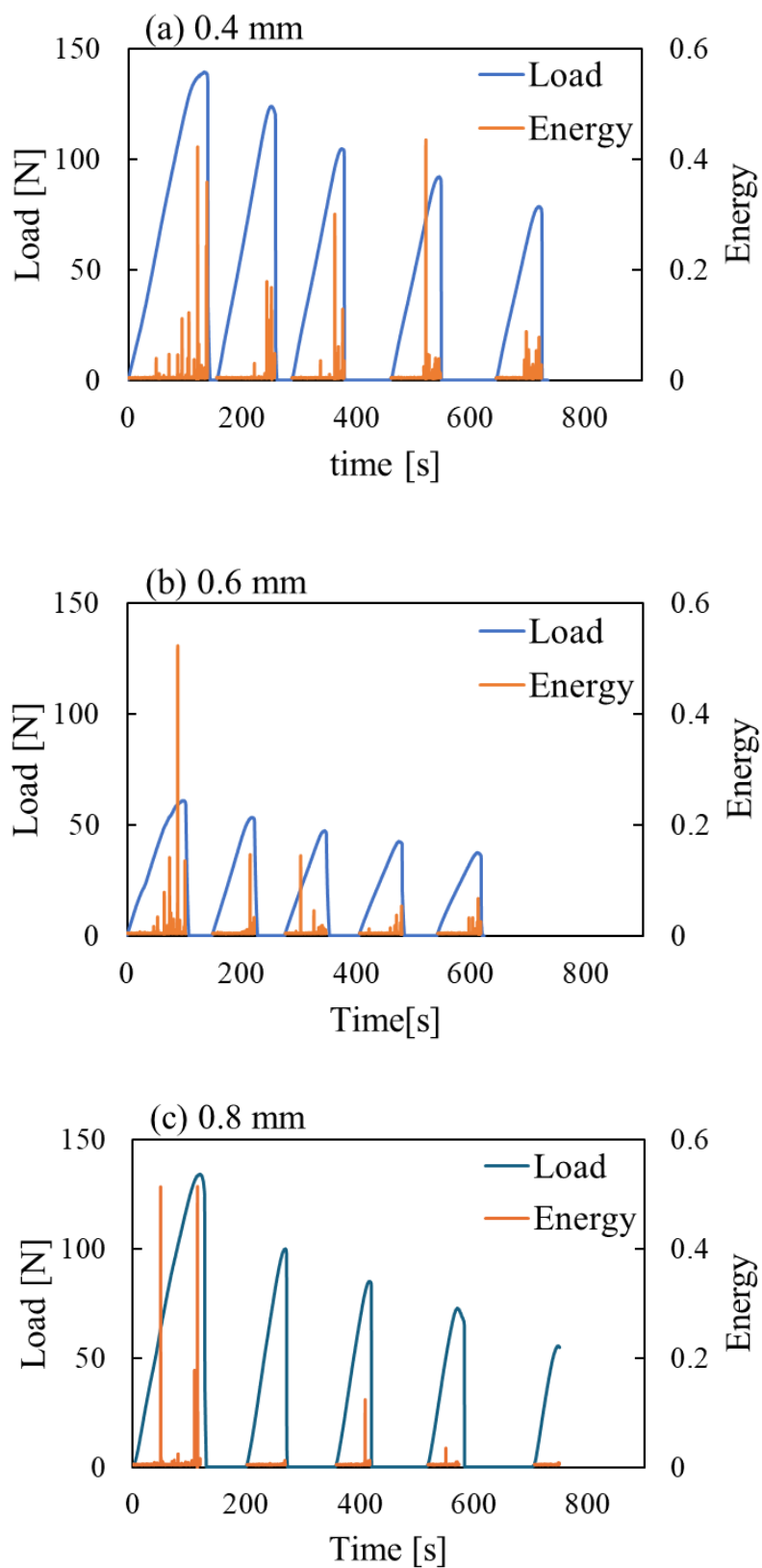


Fig.5.1 Load and AE energy (prepared hole: 4.0 mm)

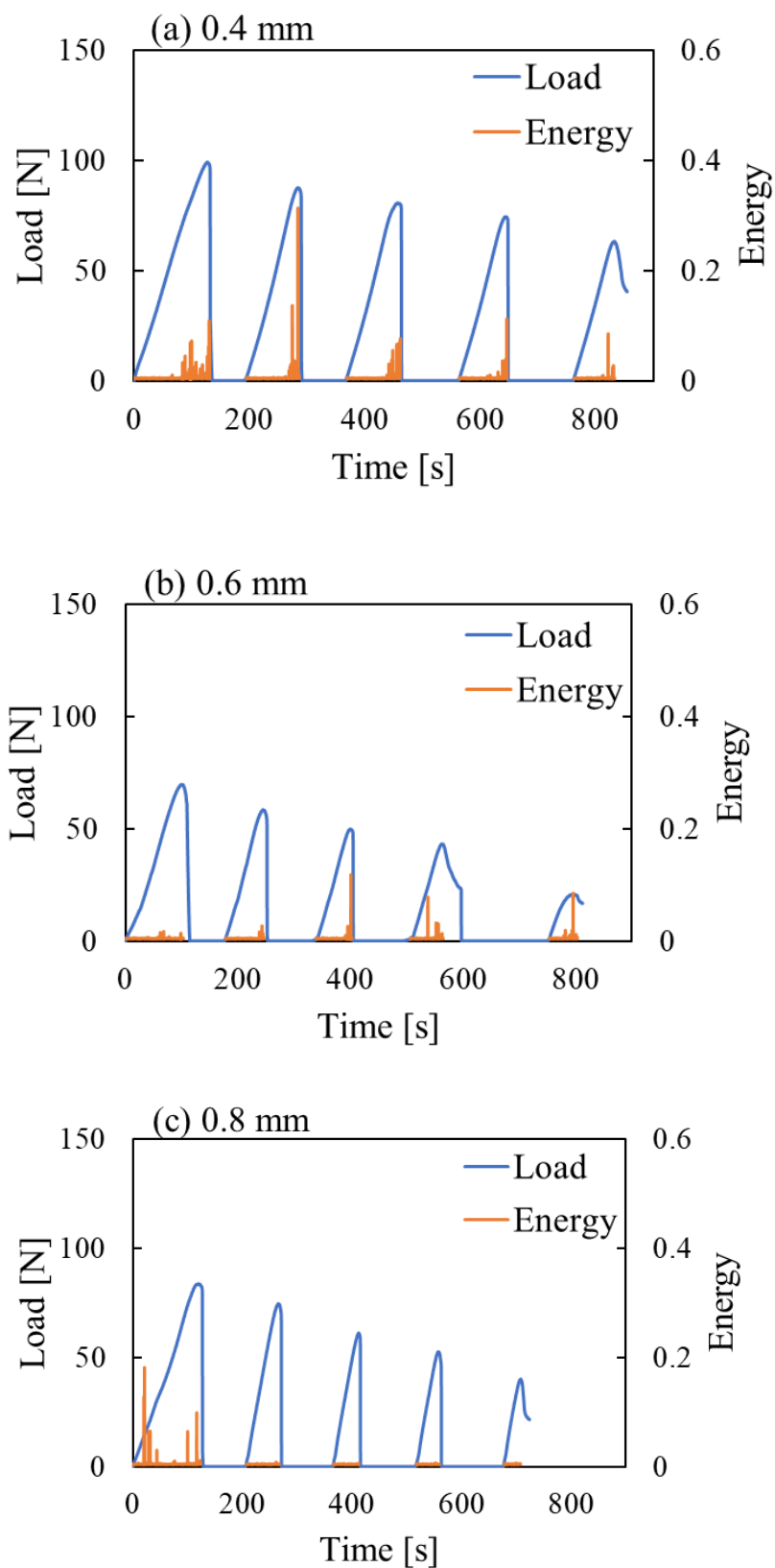


Fig.5.2 Load and AE energy (prepared hole: 4.4 mm)

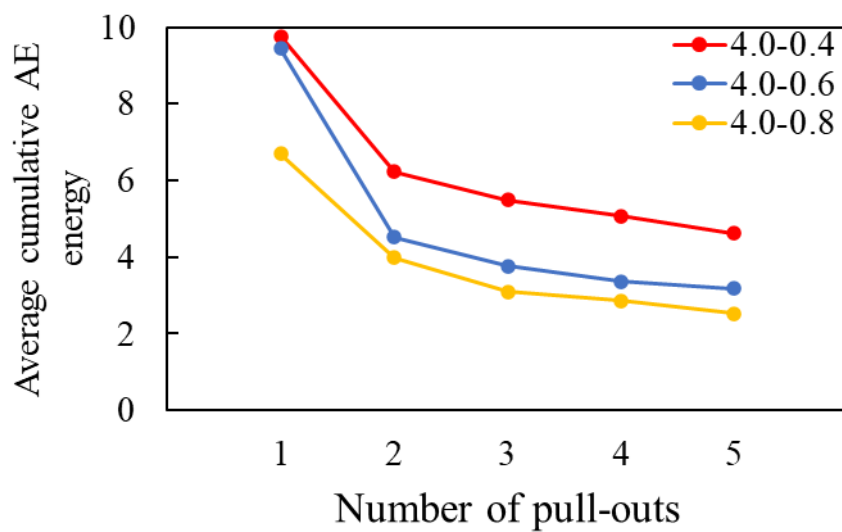


Fig.5.3 Average cumulative AE energy per pull-out count (prepared hole: 4.0 mm)

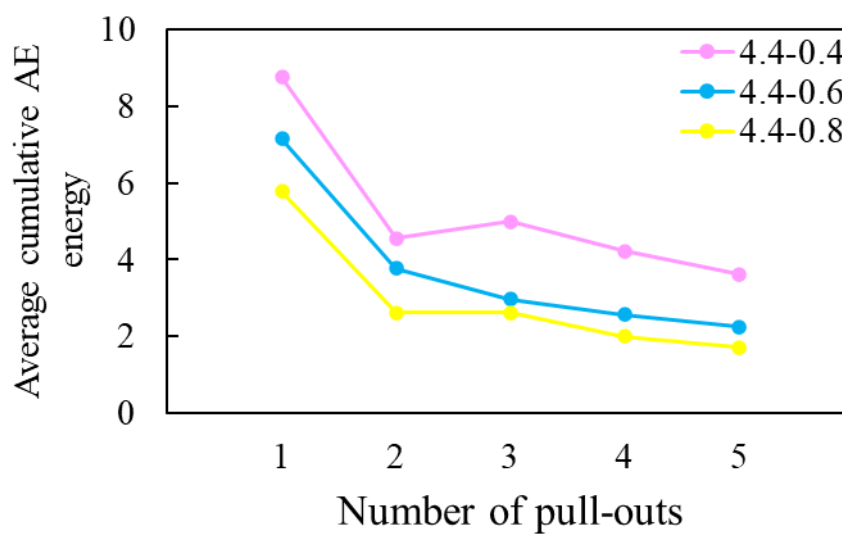


Fig.5.4 Average cumulative AE energy per pull-out count (prepared hole: 4.4 mm)

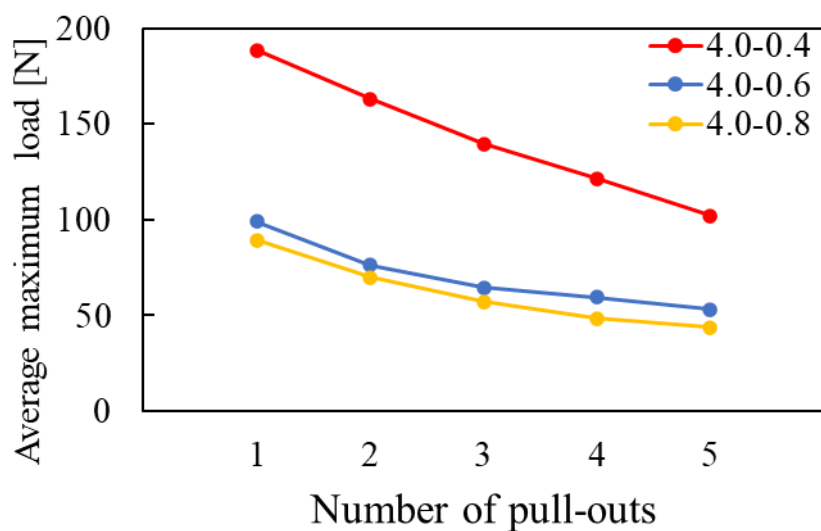


Fig.5.5 Average maximum load per pull-out count (prepared hole: 4.0 mm)

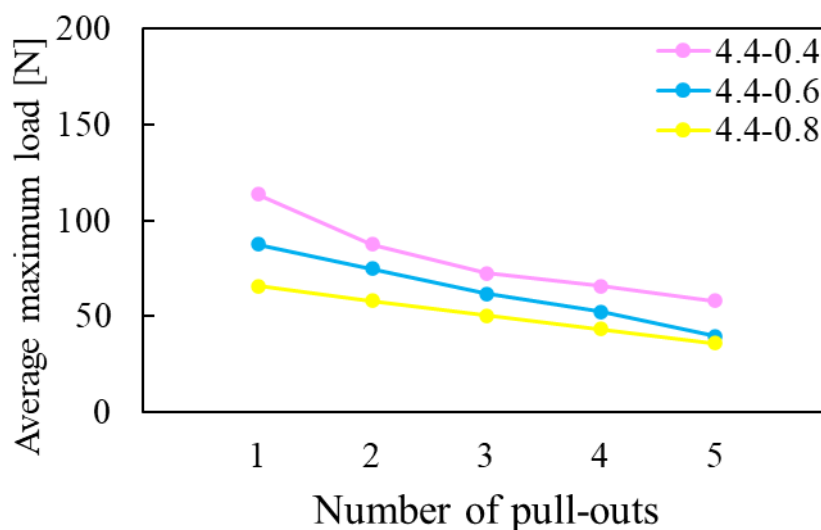


Fig.5.6 Average maximum load per pull-out count (prepared hole: 4.4 mm)

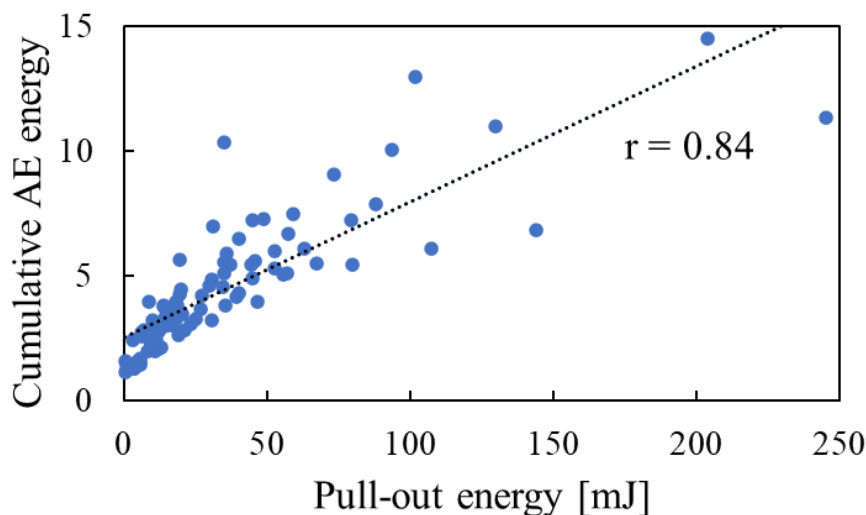


Fig.5.7 Pull-out energy and cumulative AE energy

5.5.2 AE 周波数と引抜荷重の関係

図 5.8, 図 5.9 に下穴径が 4.0 mm, 4.4 mm のときの引抜荷重と AE 周波数の関係を示す。図より, 負荷を停止する直前, つまり, 荷重が低下し始める直前において, 80 kHz 以上の高周波数帯の AE 波が多く検出されていることが確認された。

図 5.10 に本研究で得られたすべての AE 波の周波数とそのタイミングを示す。横軸は最大引抜荷重を 100 とした時の, AE 波を取得したときの荷重値を割合で示したものである。棒グラフは 80 kHz 以上の高周波数帯の AE 波を取得した数を示している。なお, 得られた AE 波の数は 406 個である。図より, 高周波数の AE 波は最大引抜荷重の 20%程からも散見されるが, 発生数に関しては, 0%~10%では 0 個, 10%~20%では 2 個, 20%~30%では 6 個, 30%~40%では 3 個, 40%~50%では 6 個, 50%~60%では 5 個, 60%~70%では 8 個, 70%~80%では 20 個, 80%~90%では 50 個, 90%~100%では 223 個であり, 得られた AE 波のうち, 半分以上が最大引抜荷重に対して 90%以上の引抜負荷を加えた時であった。

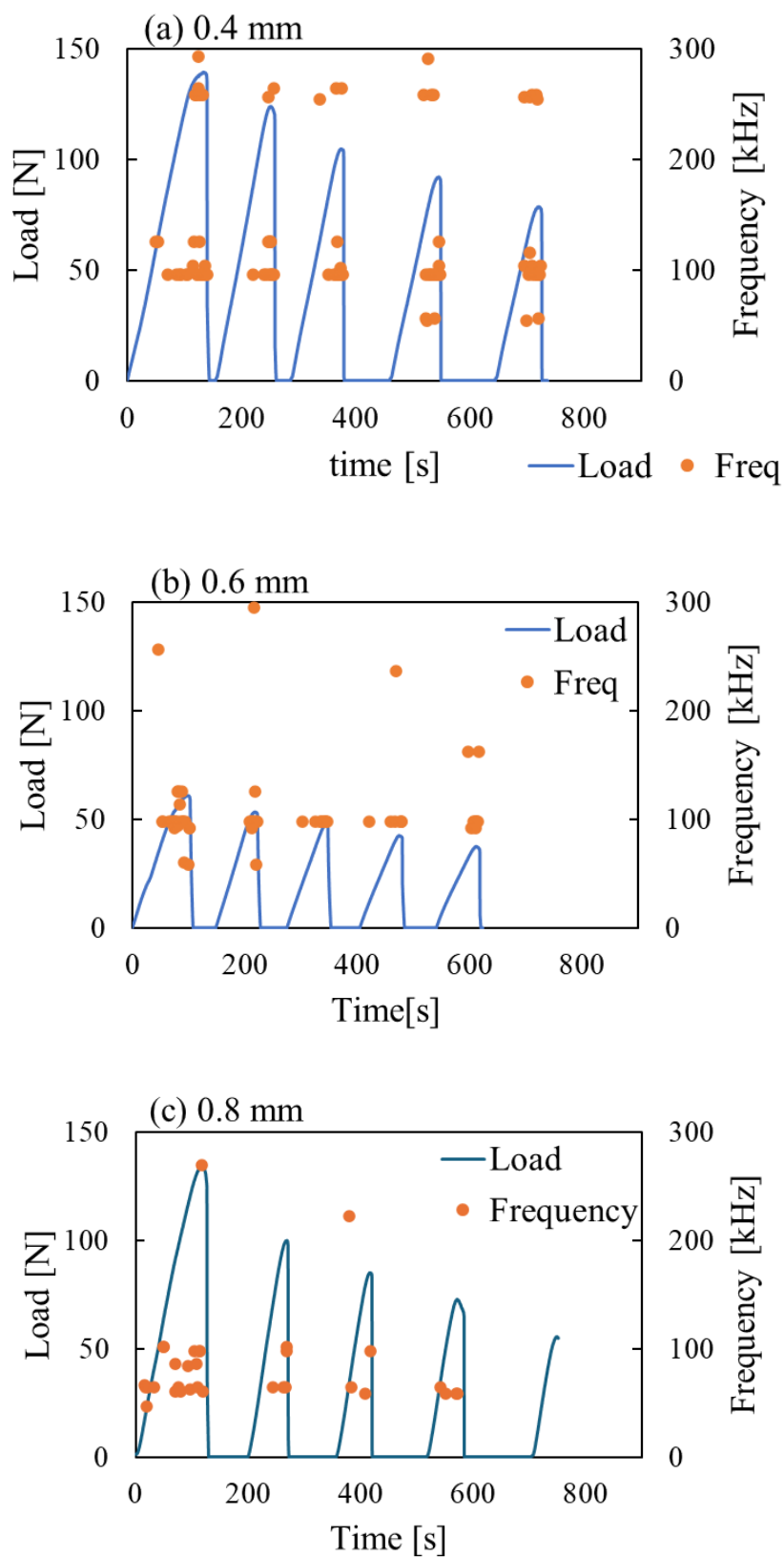


Fig.5.8 Load and Frequency (prepared hole: 4.0 mm)

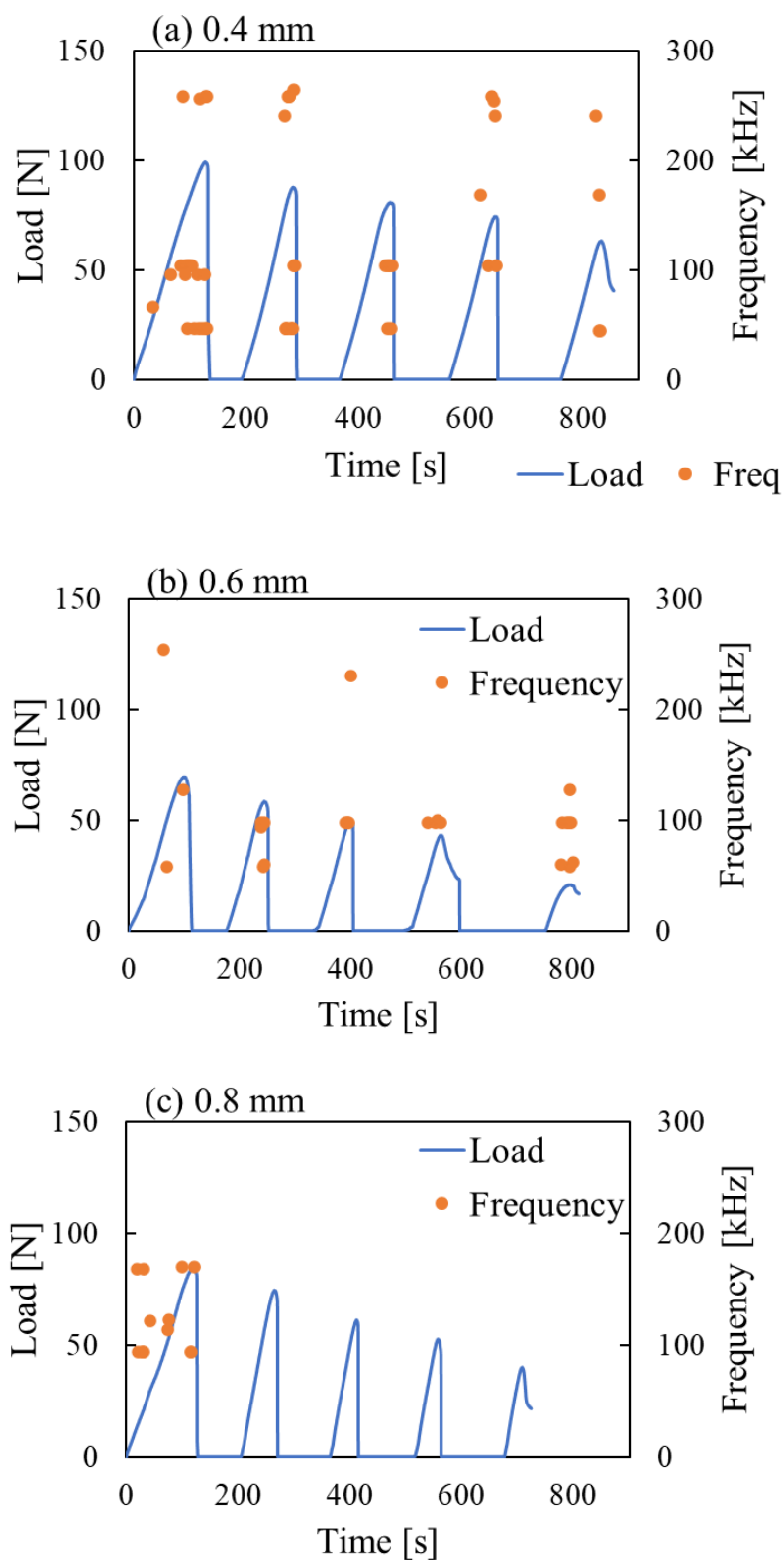


Fig.5.9 Load and Frequency (prepared hole: 4.4 mm)

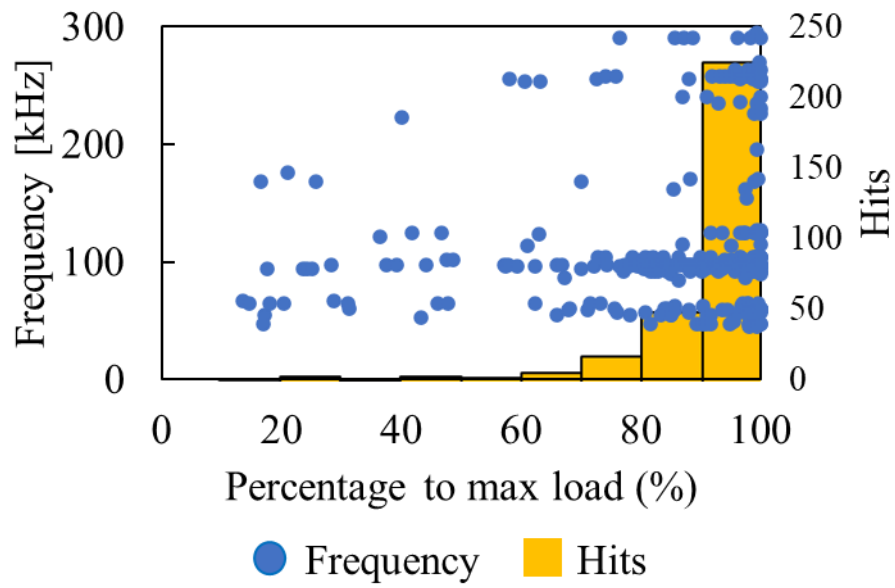


Fig.5.10 Frequency and Hits

5.6 考察

5.6.1 AE エネルギーと引抜荷重の関係

引抜荷重値は下穴径が小さく、スクリー山高さが低いほど大きな値を示すことが分かった。図 5.10 の様に、引抜力 F を加えたときの骨方向への分力 F' は (5.1) 式の様に表され、ねじ山の角度 θ はねじ山高さ h とピッチ p で (5.2) 式の様に表せられるため、ピッチが同じである場合、ねじ山高さが小さいほど角度 θ は大きくなり、分力は小さくなる。

また、ねじ山が骨に食い込む長さ l は、スクリーの山径 D と下穴径 d' ($D > d'$) を用いて (5.3) 式の様に表される。そのため、断面で見たときのねじ山と骨が接する長さ x は、(5.4) 式の様に表される。加えて、 x の中心における円周の長さ y は、スクリーの内径が全条件等しいため、定数 a を用いて (5.5) 式の様に仮定できる。よって、骨とねじ山における接触面積 S は、ピッチ p とスクリー挿入長さが全条件等しいことから、定数 b を用いて、(5.6) 式の様に表すことができる。

したがって、骨が受ける圧力 P は (5.7) 式のようになる。なお、(5.7) 式の F , b , D , a は定数である。

(5.7) 式より、下穴径 d' が小さいほど骨が受ける圧力 P は小さくなる。よって、最大引抜荷重値が大きな値を示したと考えられる。

また、(5.4) 式より、角度 θ が大きいほど x は大きくなることが分かる。したがって、(5.7) 式においても、角度 θ が大きくなるにつれて圧力 P は小さくなる。つまり、ねじ山高さ h が小さいほど圧力 P が小さくなる。よって、最大引抜荷重値が大きな値を示したと考えられる。

以上のことから、下穴径が小さく、スクリー山高さが低いほど、固定性は高くなることが明らかとなった。

$$F' = F \cos \frac{\theta}{2} \quad (0^\circ < \theta < 180^\circ) \quad (5.1)$$

$$\tan \frac{\theta}{2} = \frac{p}{2h} = \frac{p}{2h} \quad (5.2)$$

$$l = D - d' \quad (5.3)$$

$$x = \frac{l}{\cos \frac{\theta}{2}} = \frac{D - d'}{\cos \frac{\theta}{2}} \quad (5.4)$$

$$y = 2\pi\left(\frac{x}{2} + a\right) \quad (5.5)$$

$$S = bxy = b \cdot \frac{D - d'}{\cos\frac{\theta}{2}} \cdot 2\pi\left(\frac{x}{2} + a\right) = \frac{2b\pi(D - d')\left(\frac{x}{2} + a\right)}{\cos\frac{\theta}{2}} \quad (5.6)$$

$$P = \frac{F'}{S} = \frac{F \cos^2\frac{\theta}{2}}{2b\pi(D - d')\left(\frac{x}{2} + a\right)} \quad (5.7)$$

また、累積 AE エネルギーも同様で下穴径が小さく、スクリー山高さが低いほど大きな値を示すことが分かり、引抜きに要するエネルギー量と累積 AE エネルギーとの間で正の相関が得られることが分かった。このことから、固定具の固定性を比較するうえで、AE エネルギーが一つの評価指標となる可能性が示唆された。また、最大引抜荷重値と累積 AE エネルギーは試行回数ごとに減少傾向にあることが確認された。このことから、一度負荷を加えることにより骨が破壊され、骨の耐える荷重値が減少したことが考えられる。また、その破壊現象が AE 波として観測可能なことが明らかとなった。

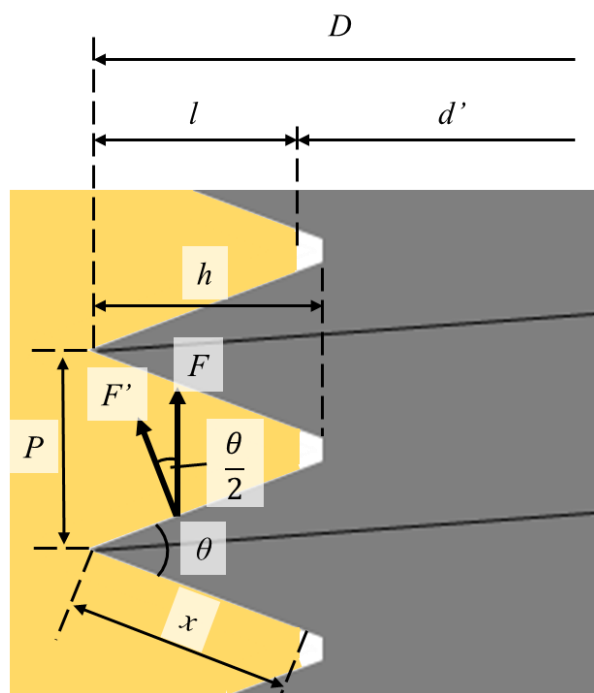


Fig.5.10 Cross-section view

5.6.2 AE 周波数と引抜荷重の関係

荷重の低下直前から AE エネルギーは顕著に検出され、高周波数帯の AE 波を多く観測した。特に、最大引抜荷重の 90 %~100 %の間に 223 個 AE 波を検出し、全体の発生数の 69 %を占めた。このことから、荷重の低下前から骨の破壊は開始しており、負荷が大きくなるにつれて破壊の進展量が大きくなっていき、最終的に引抜力に骨が耐えられなくなったことが考えられる。

5.7 結言

本研究ではスクリー形状が骨に及ぼす影響を観測することを目的として、負荷除荷を伴う引抜試験を行った。その結果、引抜荷重と AE エネルギー、周波数の関係から以下の知見が得られた。

- (1) 下穴径に関わらずスクリー山高さが低いほうが、固定性が増す。
- (2) 引抜に要するエネルギーに比例して、発生した累積 AE エネルギーも増加しており、固定具の固定性を評価するうえで、AE 法が一つの評価指標となり、さらに、非破壊で評価ができる可能性が示唆された。
- (3) AE エネルギーと引抜荷重の関係から、一度負荷を加えたことにより骨は破壊されており、その破壊現象が AE 波として現れていることが明らかとなった。
- (4) AE 周波数と引抜荷重の関係から、引抜荷重の低下前から高周波数帯の AE 波を多く観測しており、荷重の低下前から骨の破壊が始まっていることが考えられる。

以上の結果より、骨は負荷により微細破壊が生じており、その影響により耐えうる荷重値が減少していく。この現象を可視化する方法として AE 法が挙げられ、固定具の改善やスクリーの緩みの早期発見に役立つ可能性が考えられる。

第6章 結言

本研究では、PS 固定術の問題点であるスクリューの緩みを解決するために、AE 法を用いて、固定具に生じる不具合の予兆を検出可能か調査することを目的として、シカ屍体腰椎の椎骨に挿入したスクリューに引抜試験を行った。その結果、以下の知見が得られた。

- (1) 引抜試験において、引抜荷重値が低下する以前、つまり骨に甚大な破壊が生じる前から AE 波が検出された。さらに、最大荷重前では高周波数帯の AE 波、最大荷重後では低周波数帯の AE 波を多く検出し、これらはそれぞれ、骨に生じた微細破壊とスクリューと椎骨の間に生じたすべりであることが明らかとなった。
- (2) 下穴径に関わらず、スクリュー山高さが低いほうが固定性は増すことが明らかとなった。
- (3) 引抜きに要するエネルギーに比例して、発生した AE エネルギーも増加した。このことから、固定具の固定性を評価するうえで、AE 法が一つの評価指標となり、さらに、非破壊で評価ができる可能性が示唆された。
- (4) 一度負荷を加えたことにより、引抜荷重値が低下した。これは、骨に微細破壊が生じていることが要因であり、その破壊現象が AE 波として現れていることが明らかとなった。

以上の結果より、本研究の目的である固定具に生じる不具合の予兆は、高周波数帯の AE 波であることが考えられ、これに着目をした評価を行うことにより以下の問題の解決方法が考えられる。

- (1) 新たなスクリューの開発や最適な形状、材質の検討につながると考えられる。骨に甚大な破壊が生じる直前までの負荷が可能となり、生体活動に近い、繰り返し負荷をかけた試験を行うことにより、評価ができると考えられる。
- (2) スクリューの緩みを早期に発見することができると考えられる。高周波数の AE 波を検知することにより、患者の簡単な動作のみで緩み具合の把握が可能であると考えられる。但し、皮膚や筋肉など様々な障害を介した方法となるので、新たな検討が必要となる。

参考文献

1. 永原 亮一, 池永 稔, 他: 腰椎後側方固定術の長期成績. 中部日本整形外科災害科学会誌, 52(1):77-78,2009.
2. Isogai N, Hosogane N, Funao H, et al: The surgical outcomes of spinal fusion for osteoporotic vertebral fractures in the lower lumbar spine with a neurological deficit. Spine Surgery and Related Research, 4, 199-207, 2020
3. 光山哲滝, 大田快児, 他: 首下がり症候群に対する手術における術後嚥下障害および instrumentation failure についての検討. Journal of Spine Research, 12, 917-925, 2021
4. 長谷亜蘭: アコースティックエミッション計測の基礎. 精密工学会誌, 78, 856-861, 2012
5. 島津 晃, 浅田 莞爾: バイオメカニクスよりみた整形外科. 金原出版株式会社, 60-69, 1988.
6. 寺山和雄, 片岡治: 整形外科: 痛みへのアプローチ 腰背部の痛み. 南江堂, 34-39, 1999.
7. White, A. A, and Panjabi, M. M.: Clinical Biomechanics of the Spine. J. B. Lippincott, 22, 1978.
8. Slucky AV, Brodke DS, et al.: Less invasive posterior fixation method following transforaminal lumbar interbody fusion: a biomechanical analysis. Spine J, 6, 30-33, 2006.
9. White, III. A. A, Panjabi, M. M.: Clinical Biomechanics of the Spine. 2nd edition, J. B. Lippincott, Philadelphia, 1-83, 1990.
10. Nachemson, A.: Lumbar intradiscal pressure. Acta Orthop. Scand., Suppl. 43, 1-140, 1960.
11. 山本 真, 笹田 直: 整形外科バイオメカニクス入門. 南江堂, 225-228, 1983.
12. Tokuhashi Y, Matsuzaki H et al.: Clinical Course Significance of the Clear Zone Around the Pedicle Screws in the Lumbar Degenerative Disease. Spine, Vol. 33, No. 8, 228-280, 2008.
13. Lumsden, R. M., and Morris, J. M. : An *in vivo* study of axial rotation and immobilization at the lumbosacral joint. L, Bone Joint Surg., 50A: 1591, 1968.
14. King, A. I., Prasad, P., and Ewing, C. L.: Mechanism of spinal injury due to caudocephalad acceleration. Orthop. Clin. North Am., 6-19, 1975.
15. Nachemson. A., Lewin, T., Maroudas, A., Freeman, M. A. R.: In vitro diffusion of dye through the endplates and the annulus fibrosus of human lumbar intervertebral discs, Acta Orthop. Scand., Vol. 41, pp. 589-608, 1970.
16. Miles, M., Sullivan, W. E.: Lateral bending at the lumbar and lumbosacral joints. Anat. Rec., 139: 387-398, 1961.
17. 圓尾 宗司: 腰椎分離・すべり症の後側方固定術. MB Orthop11, pp. 41-48, 1989.

18. Panjabi, M.M., Goel, V.K., Takata, K.: Physiologic strains in the lumbar spinal ligaments, An in vitro biomechanical study. *Spine*, 7, 192-203, 1982.
19. Virgin, W. J.: Experimental investigations into the physical properties of the intervertebral disc. *J. Bone Joint Surg.*, 33-B, 607-611, 1951.
20. Twomey, L. T., Taylor J. R.: Flexion creep deformation and hysteresis in the lumbar vertebral column. *Spine*, 7, 116-122, 1982.
21. Panjabi, M. M., Goel, V. K., Takata, K., “Physiologic strains in the lumbar spinal ligaments; An in vitro biomechanical study.”, *Spine*, Vol. 7, pp. 192-203, 1982
22. 大谷 清：骨折・外傷シリーズ3, 脊椎の外傷 その1. 南江堂, 1986.
23. Shikata, J., et al.: Posterior Instrumentation about Thoracic and Lumbar Growth. *Orthopedic Surgery MOOK Spinal Instrumentation*, No. 60, 197-205, 1990.
24. Michael, G., et al.: *AO 整形外科マニュアル. シュプリンガーフェアラーク東京*, 2002.
25. メドトロニック社公式サイト, <https://www.medtronic.com/jp-ja/index.html> (2023年2月5日参照)
26. Gary G, Jeffrey C. Wang, et al.: Adjacent Segment Degeneration in the Lumbar Spine. *J Bone Joint Surg* 86: 1497-1503, 2004.
27. Garfin SR, Yuan HA, Reiley MA: New technologies in spine: kyphoplasty and vertebroplasty for the treatment of painful osteoporotic compression fractures. *Spine*, 26, 1511-1515, 2001
28. Rometsch E, Spruit M, Zigler JE, et al: Screw-related complications after instrumentation of the osteoporotic spine: a systematic literature review with meta-analysis. *Global Spine J*, 10, 69-88, 2020
29. Krenzlin H, Schmidt L, Jankovic D, et al: Impact of sarcopenia and bone mineral density on implant failure after dorsal instrumentation in patients with osteoporotic vertebral fractures. *Medicina*, 58, 2022
30. MJ Stoesz, PA Gustafson, BV Patel, et al: Surgeon perception of cancellous screw fixation. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 28, 1-7, 2014
31. C Collinge, B Hartigan, EP Lautenschlager, et al: Effects of surgical errors on small fragment screw fixation. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 20, 410-413, 2006
32. 岸上冬彦：破壊の進行に関する一実験, *地震*, 6, 1, 1934
33. T. F. Drouillard: Anecdotal History of Acoustic Emission from Wood. *Journal of Acoustic Emission*, 9, 3, 1990
34. J. Kaiser: Erkenntnisse und Folgerungen aus der Messung von Gerauschen bei Zugbeanspruchung von Metallischen Werkstoffen, *Achiv fur das Eisenhüttenwesen*, 24, 1/2, 1953

35. エヌエフ回路設計ブロック：AE センサの種類と特性,
https://www.nfcorp.co.jp/files/aetech_3.pdf, (参照 2024-1-15)
36. Nippon Physical Acoustics, LTD: エスカレータの検査,
https://www.pacjapan.com/pacjapan_ac%20technique/DiagnosisAE/Escalator.pdf, (参照 2024-1-15)
37. Nippon Physical Acoustics, LTD: 減速機（増速気）の異常診断,
https://www.pacjapan.com/pacjapan_ac%20technique/DiagnosisAE/Gear.pdf, (参照 2024-1-15)
38. 古賀俊彦, 長谷亜蘭, 他：アコースティックエミッション法を用いた切削状態の監視に関する実験的研究, トライボロジスト, 63, 487-498, 2018
39. Hase Alan, Wada Masaki, et al: Scanning electron microscope observation study for identification of wear mechanism using acoustic emission technique. Tribology International, 72, 51-57, 2014
40. B. J. Wright, S. Grigg, A. S. Bergsaker, et al: Real time monitoring of screw insertion using acoustic emission can predict screw stripping in human cancellous bone. Clinical Biomechanics, 76, 2020

謝辞

本研究を遂行するにあたり、終始その進むべき道をご教示していただき、幅広い分野から多数のご助言を賜りました稲葉忠司教授に心より御礼申し上げます。また、本研究に関する数多くの有益なご教示、ご助言を賜りました吉川高正准教授、馬場創太郎助教授にも心より御礼申し上げます。さらに、生体システム工学研究室の先輩である三重大学地域創生戦略企画室の加藤貴也准教授には、幅広いご指導を賜り、厚く御礼申し上げます。

脊椎に関する知識や実験装置の取り扱いなどを全身全霊で教えていただいたバイオメカニクスチームの先輩である磯貝さん、砂川さん、濱口さんに心から御礼申し上げます。そして、研究ミーティングや実験など、数多くの場面で支えあったバイオメカニクスチームの後輩である今井君、奥田さん、平野君に深く感謝いたします。

最後に、共に研究に取り組んだ浦西君、中西君、中村君、花田君、原田君をはじめとする生体システム工学研究室のメンバーに心から感謝いたします。

充実した研究室生活を過ごせたと思います。心より感謝します。

稲井 悠貴