

PENETAP TULANG BESI-KELULI TAHAN KARAT TERBIODEGRADASI
MENGUNAKAN KAEDAH KIMPALAN GESERAN

AHMAD KAFRAWI NASUTION

Tesis ini dikemukakan sebagai memenuhi
syarat penganugerahan ijazah
Doktor Falsafah (Kejuruteraan Bioperubatan)

Fakulti Biosains dan Kejuruteraan Perubatan
Universiti Teknologi Malaysia

MAC 2017

“Demi sesungguhnya! Kami telah mengutus rasul-rasul Kami dengan membawa bukti-bukti dan mukjizat yang jelas nyata, dan Kami telah menurunkan bersama-sama mereka Kitab Suci dan keterangan yang menjadi neraca keadilan, supaya manusia dapat menjalankan keadilan dan kami telah menciptakan besi dengan keadaannya mengandung kekuatan yang handal serta berbagai faedah lagi bagi manusia. (Dijadikan besi dengan keadaan yang demikian, supaya manusia menggunakan faedah-faedah itu dalam kehidupan mereka sehari-hari) dan supaya ternyata pengetahuan Allah tentang orang yang (menggunakan kekuatan handalnya itu untuk) menegak dan mempertahankan agama Allah serta menolong rasul-rasul-Nya, padahal balasan baiknya tidak kelihatan (kepadanya); sesungguhnya Allah Maha Kuat, lagi Maha Kuasa.”

Qur’an surah Al-Hadiid 57 : 25

Untuk yang tercinta

Susnaningsih Mu’at (Istri)

Salwa Shabirah Putri Kafna Nasution (anak)

Faiz Fadillah Putra Kafna Nasution (anak)

Hjh. Faridahanum (Ibunda- Alm)

Hj. Tiop Nasution (Ayahanda)

Kakak dan Abang

PENGHARGAAN

Terima kasih dan penghargaan setulus ikhlas setinggi-tingginya diucapkan kepada penyelia saya, Prof. Dato' Ir. Dr. Mohammed Rafiq bin Dato' Abdul Kadir, Prof. Dr. Mohd. Hasbullah Bin Hj. Idris, Dr. Syafiqah Binti Saidin dan Hendra Hermawan, Ph.D, C.Eng, P.Eng, ke atas bimbingan, panduan, tunjuk ajar, teguran dan nasihat yang amat bernilai sepanjang tempoh perjalanan tesis ini.

Ucapan terima kasih juga ucapkan kepada semua pensyarah, penyelidik dan kakitangan makmal di Fakulti Biosains dan Kejuruteraan Perubatan dan di Fakulti Kejuruteraan Mekanikal Universiti Teknologi Malaysia. Mereka telah sentiasa menjadi sangat mesra dan banyak membantu saya untuk menyelesaikan masalah saya sepanjang tempoh kajian.

Saya ingin mengambil kesempatan ini untuk mengucapkan terima kasih kepada Universiti Muhammadiyah Riau, Indonesia untuk sokongan kewangan.

Akhir sekali, ucapan terima kasih juga saya ucapkan kepada ahli keluarga terkasih saya, isteri saya Susnaningsih Mu'at, anak-anak saya Salwa dan Faiz, ibu-bapak, abang dan kakak saya atas sokongan, do'a, cinta kasih, pemahaman dan galakan mereka. Tidak lupa juga saya mengucapkan terima kasih untuk rakan-rakan (Hakim, Boon, Ulum, Amirah, Jemi, Ika, Murni, Arafat, Alfi dan Mintarto), yang telah membantu saya sama ada secara langsung ataupun secara tidak langsung.

ABSTRAK

Bagi proses rawatan kerosakan atau patah tulang, pembedahan dijalankan dengan memasang implan bertujuan untuk menetapkan kedudukan tulang supaya berada pada kedudukan yang betul (anatomi) sehinggalah tulang tersebut kembali bersambung semula. Pembedahan bagi menanggalkan implan (skru tulang) masih lagi diperbincangkan hingga kini, disebabkan terdapatnya beberapa kes-kes komplikasi atau tindak balas penolakan tubuh badan (alergi) dan juga risiko tulang mengalami kepatahan semula. Kajian ini memperkenalkan satu sistem baru pada aplikasi skru patah tulang dimana ianya mampu meminimumkan prosedur pembedahan patah tulang dan juga berupaya mengelakkan berlakunya patah tulang kembali. Skru patah tulang diperbuat daripada dua bahan yang berbeza iaitu SS 316L (logam lengai) dan besi tulen (logam terdegradasi). Dalam sistem ini, bahan SS 316L akan ditanggalkan, manakala besi tulen akan dikekalkan di dalam tulang. Sambungan dua logam yang berbeza ini dilakukan menggunakan kaedah kimpalan geseran. Sambungan bahan SS 316L dan besi tulen telah berjaya dihasilkan dan dalam masa yang sama produk skru tulang juga sudah berjaya diperolehi. Keputusan hasil penilaian kebolehserasian bagi sel *Normal Human Osteoblasts* (NHOb) menunjukkan kesemua zon hasil kimpalan adalah serasi dan tidak bersifat toksik kepada sel-sel ini. Kepekatan ion besi daripada ujian kakisan rendaman adalah pada tahap yang selamat dimana bacaan kepekatan adalah pada nilai 0.002375 mg/ml dan ianya dibawah bacaan kepekatan 0.050 mg/ml. Bagi kekuatan cabutan skru (yang dipasang) pada tulang lembu menunjukkan bacaan sebanyak 3879 ± 248 N, manakala kegagalan hanya berlaku pada bahagian tulang lembu (bukan pada skru). Kajian lanjut perlu dilakukan bagi mengetahui kesan penyebaran ion besi terhadap organ model haiwan dengan menjalankan ujian histologi.

ABSTRACT

For the treatments of bone fracture, surgery will be conducted by installing the implant to maintain the proper position of fractured bone until the bone has completely joined. The implant removal surgery have been discussed till now due to the complication cases, the reaction of rejection from patient body and the risks of refracture. This research introduced a new system for bone-fracture screw application whereby it can minimise the procedure of bone fracture surgery and it enable to avoid the occurrence of bone refracture. The screw was made from two different materials which are SS316L (inert metal) and pure iron (biodegradable metal). In this system, the SS316L part will be removed while the pure iron will be remained in the bone. The combination of these two different metals was performed using friction welding technique. The welding joint of SS316L and pure Fe was successfully produced and then the screw product was also fabricated. The result from cell viability test of Normal Human Osteoblasts (NHOst) cells have shown that all the welded zones were biocompatible and have not induced any toxicity towards the cells. The concentration of the iron ion from the immersion corrosion test was 0.002375 mg/ml and this value is still below the safe concentration level of 0.050 mg/ml. The strength to pull out the screw from the cow bone tested ex vivo was 3879 ± 248 N while the pull-out failure only occurred on the cow bone (not on the screw). Further researches could be performed in future in order to know the effect of Fe ion distribution towards the organs of animal model through histology assessment.

ISI KANDUNGAN

BAB	TAJUK	MUKA SURAT
	PENGAKUAN	ii
	DEDIKASI	iii
	PENGHARGAAN	iv
	ABSTRAK	v
	ABSTRACT	vi
	ISI KANDUNGAN	vii
	SENARAI JADUAL	xii
	SENARAI RAJAH	xiv
	SENARAI SINGKATAN	xx
	SENARAI ISTILAH	xxiii
	SENARAI LAMPIRAN	xxiv
1	PENDAHULUAN	1
	1.1 Latar belakang kajian	1
	1.2 Pernyataan permasalahan	3
	1.3 Objektif	5
	1.4 Skop kajian	5
	1.5 Signifikan penyelidikan	6
2	KAJIAN LITERATUR	7
	2.1 Pengenalan	7
	2.2 Patah tulang	7
	2.3 Penetap patah tulang	12

2.3.1	Skru pada penutup tulang patah	15
2.3.1.1	Skru kortikal (<i>Cortical Screws</i>)	17
2.3.1.2	Skru kancellus (<i>Cancellous Screws</i>)	18
2.4	Bahan implan skru	18
2.4.1	Skru logam	18
2.4.1.1	Titanium dan aloinya	20
2.4.1.2	Keluli tahan karat	21
2.4.2	Logam terurai secara biologi	22
2.4.2.1	Magnesium dan aloinya	23
2.4.2.2	Besi tulen dan aloi berasaskan besi	24
2.5	Kimpalan geseran	25
2.5.1	Pengenalan	25
2.5.2	Parameter kimpalan geseran	26
2.5.2.1	Kelajuan putaran	29
2.5.2.2	Tekanan (tempaan dan geseran)	30
2.5.2.3	Tempoh pemanasan	31
2.5.2.4	<i>Burn-Off</i>	32
2.5.3	Aspek haba pada kimpalan geseran	32
2.5.3.1	Perhitungan kemasukan haba pada kimpalan geseran	33
2.5.4	Metalurgi kimpalan pada kimpalan geseran	34
2.5.4.1	Ikatan difusi	34
2.5.4.2	Perpindahan antara muka	36
2.5.4.3	Kecacatan kimpalan	37
2.6	Mekanisma kakisan	37
2.6.1	Ujian kakisan	39
2.6.1.1	<i>Potentiodynamic polarization</i>	39
2.6.1.2	Ujian kakisan rendaman	40
2.6.2	Cecair simulasi badan (<i>simulated body fluid</i> , SBF)	41

3	METODOLOGI	43
3.1	Pengenalan	43
3.2	Kimpalan geseran	43
3.2.1	Ujian kimpalan geseran	46
3.3	Penentuan parameter yang optimum	48
3.3.1	Uji mekanikal	51
3.4	Pencirian bahan	54
3.4.1	Mikroskop cahaya optik	54
3.4.2	Analisis menggunakan <i>Scanning Electron Microscopy</i> (SEM) dan <i>Energy-Dispersive X-Ray Spectroscopy</i> (EDS)	55
3.4.3	Analisis pembelauan sinar-X (<i>X-ray Diffraction, XRD</i>)	56
3.5	Ujian kakisan	57
3.5.1	Kaedah <i>potentiodynamic polarization</i>	57
3.5.2	Ujian kakisan rendaman	58
3.5.3	Ujian kakisan terhadap spesimen dengan beban kilasan menggunakan <i>potentiodynamic polarization</i>	61
3.6	Ujian bioserasi	63
3.6.1	Ujian kelangsungan hidup sel	64
3.6.2	<i>In Vivo</i>	65
3.6.2.1	Radiografi	67
3.6.2.2	Pengujian plasma darah	68
3.6.2.3	Pencirian implan	68
3.7	Reka bentuk skru tulang	69
3.7.1	Parameter skru tulang	70
3.7.2	Ujian cabut skru (<i>Ex vivo</i>)	71
4	HASIL & PERBINCANGAN	73
4.1	Hasil	73
4.1.1	Kimpalan geseran	73
4.1.1.1	Parameter kimpalan yang optimum	74

4.1.2	Sifat mekanikal	78
4.1.2.1	Kekerasan pada sambungan kimpalan	79
4.1.2.2	Lenturan pada sambungan kimpalan	80
4.1.2.3	Kilasan pada sambungan kimpalan	81
4.1.3	Analisis struktur mikro	82
4.1.4	Uji kakisan	85
4.1.4.1	Uji kakisan dengan kaedah <i>potentiodynamic polarization</i>	85
4.1.4.2	Uji kakisan rendaman	86
4.1.4.3	Reka bentuk dan pembuatan alat bantu untuk uji kakisan dalam keadaan kilasan	89
4.1.4.4	Uji kakisan dalam keadaan kilasan	92
4.1.5	Uji bioserasi	93
4.1.5.1	<i>Cytotoxicity</i>	93
4.1.5.2	<i>In Vivo</i>	95
4.1.6	Reka bentuk dan pembuatan skru tulang	101
4.1.7	Uji cabut skru	104
4.2	Perbincangan	108
4.2.1	Sifat mekanikal	108
4.2.2	Analisis mikro struktur	111
4.2.3	Kakisan dan ujian degradasi	116
4.2.4	Bioserasi	121
4.2.4.1	Ujian kelangsungan hidup sel <i>(cytotoxicity)</i>	121
4.2.4.2	<i>In vivo</i>	122
4.2.5	Pemerhatian implan yang diambil	124
4.2.6	Skru tulang	126
4.2.6.1	Reka bentuk dan pembuatan skru tulang	126
4.2.6.2	Uji cabut skru tulang	127
5	KESIMPULAN	128
5.1	Kesimpulan	128
5.2	Cadangan Kajian Lanjut	129

RUJUKAN

130

Lampiran A-E

149-163

SENARAI JADUAL

NO. JADUAL	TAJUK	MUKA SURAT
2.1	Bahagian implan dan jenis logam yang digunakan	20
2.2	Ringkasan kertas kerja terdahulu tentang parameter kimpalan geseran, penyediaan sampel dan bahan	28
2.3	Ringkasan kertas kerja aplikasi perindustrian dari kimpalan geseran	29
2.4	Nominal kepekatan ion SBF berbanding dengan plasma darah manusia	41
2.5	Bahan uji untuk menyediakan 1 dm ³ SBF	42
4.1	Komposisi kimia bagi logam asas (SS316L dan besi tulen)	74
4.2	Sifat mekanikal bagi logam asas	74
4.3	Hasil keputusan ujikaji bagi parameter kimpalan geseran	75
4.4	Hasil ujian tegangan bagi sambungan kimpalan antara SS316L dan besi tulen pada gabungan parameter kimpalan geseran yang berbeza	76
4.5	Hasil keputusan ujian kilasan bagi spesimen berdiameter 3 dan 5 mm	81
4.6	Hasil keputusan pengukuran bijian bagi setiap zon	82
4.7	Parameter kakisan daripada setiap zon berdasarkan ujian <i>potentiodynamic polarization</i>	86
4.8	Hasil ujian <i>potentiodynamic polarization</i> pada pelbagai keadaan	92
4.9	Pemeriksaan darah tikus sebelum dan selepas proses penanaman implan	97

4.10	Kepekatan ion dalam plasma darah tikus	98
4.11	Pengukuran parameter asas skru	103

SENARAI RAJAH

NO. RAJAH	TAJUK	MUKA SURAT
1.1	Sistem baru penetap patah tulang dalaman	3
1.2	Imej radiografi, tulang di bahagian lubang skru patah semula selepas 3 bulan penanggalan implan plat	4
2.1	Sistem penomboran AO yang ditetapkan untuk tulang manusia adalah : 1- <i>humerus</i> ; 2- <i>radius/ulna</i> ; 3- <i>femur</i> ; 4- <i>tibia/fibula</i> ; 5- <i>spine</i> ; 6- <i>pelvis</i> ; 7-tangan; 8-kaki; 9- <i>craniomaxillofacial</i>	8
2.2	Lima jenis patah tulang merujuk kepada jenis tegangannya [38], (a) patah tulang berpunca daripada tegangan tarikkan: garis patah tulang melintang, (b) patah tulang berpunca daripada tegangan tekanan: garis patah tulang pada 45° dari paksi beban, (c) patah tulang berpunca daripada tegangan kilasan: garis patah tulang belingkar, (d) patah tulang berpunca daripada tegangan lenturan : garis patah tulang melintang pada arah tarikkan, garis patah tulang kupu-kupu pada arah tekanan, (e) patah tulang berpunca daripada beban ricih	9
2.3	Lima bentuk patah tulang yang sering berlaku	10
2.4	Lokasi patah tulang yang ditunjuk oleh dua nombor: satu untuk tulang dan satu untuk segmen: 1.1. <i>proximal-humerus</i> ; 1.2. <i>diaphyseal-humeru</i> ; 1.3. <i>distal-humerus</i> ; ulna dan radius yang dianggap sebagai salah satu tulang: 2.1. <i>proximal-radius/ulna</i> ; 2.2. <i>diaphyseal-radius/ulna</i> , 2.3. <i>distal-radius/ulna</i> ; 3.1. <i>proximal-femur</i> ; 3.2.	

	<i>diaphyseal-femur</i> ; 3.3. <i>distal-femur</i> ; 4.1. <i>proximal-tibia/fibula</i> ; 4.2. <i>diaphyseal-tibia/fibula</i> , 4.3. <i>distal-tibia/fibula</i> ; 4.4. <i>malleolar</i>	11
2.5	Penetap luaran: (a) <i>standard uniplanar fixator</i> (b) <i>ring fixator</i> dan (c) <i>hybrid fixator</i>	13
2.6	Hasil Radiografi (a) kawat (b) <i>pin</i> (c) skru dan plat DCP (d) paku intramedulla	14
2.7	Diagram ilustrasi struktur asas skru	15
2.8	Jenis-jenis bentuk kepala skru	16
2.9	Bentuk benang	17
2.10	Bentuk skru tulang kortikal dan kanselus	19
2.11	Sketsa proses kimpalan geseran	26
2.12	Ciri parameter kimpalan geseran penggerak langsung	27
2.13	Gambar rajah skematik (A) kelajuan putaran dan (B) tekanan	31
2.14	Urutan peringkat metalurgi dalam proses peresapan ikatan; (a) Pertemuan awal: terbatas dengan tahap kekasaran (suhu ruangan), (b) Tahap Pertama: perubahan bentuk pada permukaan kasar dengan aliran plastik (<i>plastic flow</i>) dan pergerakan yang lambat (<i>creep</i>), (c) Tahap Kedua: peresapan batas butir atom ke dalam rongga dan pemindahan sempadan butir dan (d) Tahap Ketiga: resapan isipadu atom ke rongga	35
2.15	3-elektrod untuk ujian <i>potentiodynamic polarization</i>	40
3.1	Carta aliran metodologi	45
3.2	Ujian menggunakan mesin larik (<i>lathe machine</i>) jenis GDWLZ 350 (<i>Germany</i>) pada kelajuan <i>spindle</i> 1000 dan 1260 rpm, bahan keluli karbon berdiameter 6.7 mm	46
3.3	Ujian menggunakan mesin larik (<i>lathe machine</i>) jenis Krisbow KW15-486 pada kelajuan <i>spindle</i> 1810 rpm, bahan keluli karbon, keluli tahan karat dan aluminium yang berukuran diameter 15.0 mm	47
3.4	Ujian menggunakan mesin larik (<i>lathe machine</i>) jenis	

	Knuht DM 1000A-5.7 kW (<i>Germany</i>) pada kelajuan <i>spindle</i> 1600 rpm, bahan keluli karbon, keluli tahan karat, aluminium, keluli karbon-keluli tahan karat, keluli tahan karat-keluli tahan karat, dan keluli tahan karat-aluminium berukuran diameter 12.5 mm	48
3.5	Spesimen yang telah diukur kekasaran permukaannya	49
3.6	Ujian tegangan untuk menentukan sambungan yang optimum	50
3.7	Mesin ujian kekerasan mikro	51
3.8	Ujian lenturan untuk menguji sambungan kimpalan	52
3.9	Bentuk spesimen ujian kilasan	53
3.10	(a) mesin <i>axial-torsion fatigue testing systems</i> , Instron 8874 (b) mesin kilasan manual	53
3.11	Mikroskop optik stereo (Motic Images Plus 2.0)	54
3.12	Bentuk spesimen bagi proses analisis struktur mikro	55
3.13	(a) Zon kawasan kimpalan dan (b) spesimen berbentuk syiling (<i>coin</i>) untuk analisis XRD	56
3.14	Ujian kakisan dengan <i>potentiodynamic polarization</i>	57
3.15	Sketsa sel elektrod kaedah <i>potentiodynamic polarization</i>	58
3.16	Spesimen ujian kakisan rendaman	59
3.17	Sisa larutan ujian kakisan rendaman daripada hari 1, 5, 25, 60 dan larutan SBF (sebelum digunakan)	60
3.18	Alat bantu pemegang spesimen untuk ujian kakisan dan <i>potentiodynamic polarization</i> dengan keadaan kilasan	61
3.19	Graf ujian kilasan yang digunakan untuk penetapan beban elastik dan plastik	62
3.20	Ujian kakisan dengan menggunakan <i>potentiodynamic polarization</i> dalam keadaan kilasan	63
3.21	Proses penanaman implan pada haiwan ujian	66
3.22	Diagnostic X-ray (VR 1020, MA, Medical), (a) penjana (b) peralatan MRI CT X-ray	67
3.23	Kedudukan implan pada paha kanan tikus yang sudah dikeringkan	69

3.24	Kedudukan pelarasan mesin larik bagi penghasilan skru tulang	70
3.25	Gambar rajah skematik ujian cabut skru	71
4.1	Pengukuran kekasaran permukaan spesimen	75
4.2	Perbandingan kekuatan tegangan logam asas dengan hasil sambungan kimpalan	76
4.3	Permukaan patahan bagi spesimen ujian tegangan dan tanda panah menunjukkan permulaan patahan	78
4.4	Pengedaran kekerasan-mikro sambungan kimpalan bagi spesimen percubaan 1	79
4.5	Hasil keputusan ujian lenturan bagi kimpalan geseran	80
4.6	Hasil keputusan penilaian sambungan kimpalan dari ujian lenturan	81
4.7	Mikro struktur bagi setiap zon	83
4.8	Pola belauan sinar-X pada setiap zon	85
4.9	Garis lengkungan <i>potentiodynamic polarization</i> pada setiap zon bagi spesimen percubaan 1	85
4.10	Perubahan pengurangan berat daripada hasil sambungan kimpalan yang direndam di dalam larutan SBF pada suhu 37 °C untuk 1, 5, 25 dan 60 hari	86
4.11	Perubahan kadar kehilangan berat hasil sambungan kimpalan dalam larutan SBF pada 37 °C untuk 1, 5, 25 dan 60 hari	87
4.12	Kepekatan ion yang terurai di dalam larutan SBF	88
4.13	Nisbah kepekatan Ca/P di dalam larutan SBF hasil ujian kakaisan rendaman	88
4.14	Corak belauan sinar-X produk kakaisan hasil daripada kimpalan geseran antara SS 316L dan besi tulen	89
4.15	Reka bentuk alat bantuan ujian kakaisan pada keadaan kilasan	91
4.16	Reka bentuk, pembuatan dan pemasangan alat bantu uji kakaisan untuk spesimen dengan beban kilasan	91
4.17	Percubaan pemasangan dari pengujian kakaisan dalam keadaan kilasan	92

4.18	Lengkungan <i>potentiodynamic polarization</i> pada setiap keadaan daya kilasan	93
4.19	Kelangsungan hidup sel NHOst yang diekspos pada spesimen dari setiap zon untuk hari 1, 3, dan 7	94
4.20	Radiografi sinar-X bagi implan (PZ) pada tempoh penanaman implan yang berbeza	95
4.21	Pemasangan implan (PZ) pada tulang femur haiwan model (tikus)	98
4.22	Potongan sisi lateral pada otot model haiwan (tikus)	99
4.23	Implan yang disaluti dengan mineral kalsium-pospor	100
4.24	Potongan sisi lateral pada tulang	101
4.25	Reka bentuk skru tulang kortikal dengan ulir penuh	102
4.26	Skru tulang kortikal yang diperbuat daripada hasil kimpalan geseran (besi tulen dan SS 316L)	102
4.27	Profil skru dan parameter penting dalam reka bentuk sebuah skru tulang	103
4.28	Persiapan dan pengujian cabut skru pada tulang batangan	105
4.29	Persediaan ujian cabut skru pada tulang batangan	106
4.30	Profil lengkungan kekuatan cabut (beban-pemindahan) daripada skru	106
4.31	Bentuk kegagalan tulang ketika ujian cabut skru	107
4.32	Graf kekuatan tegangan skru dalam keadaan normal dan dalam keadaan yang telah direndam di dalam SBF selama 1 dan 2 bulan	107
4.33	(a) Hasil <i>scanning electron micrograph</i> pada zon WI dan IMZ dan (b) peredaran unsur pada sambunagan kimpalan	113
4.34	Pemetaan EDS menunjukkan taburan Fe, Cr, Ni dan Mo untuk kawasan yang ditandakan dalam Rajah 4.8 (a). Nota: SS 316L (bulatan), IMZ (segi enam), and pure Fe (segi tiga)	114
4.35	(a) Rajah dari SEM permukaan patah spesimen ujian 1 menunjukkan kecacatan lingkaran (anak panah), dan (b) spektrum EDS yang menunjukkan unsur-unsur dikesan	

	pada titik yang ditunjukkan oleh anak panah	115
4.36	Bentuk permukaan hasil sambungan kimpalan sebelum dan selepas ujian kakisan rendaman di dalam SBF	118
4.37	SEM daripada permukaan sampel kakisan rendaman (60 hari) selepas dibersihkan	119
4.38	Kadar kakisan berdasarkan keadaan dikenakan beban (ubah bentuk)	120
4.39	Analisis pemetaan unsur pada kerataan rentas otot model haiwan (tikus) setelah 60 hari pascaimplantasi. (a) Rajah taburan unsur zon PZ-1, pemetaan unsur besi, unsur kalsium dan unsur fospor. (b) Rajah taburan unsur zon PZ-2, pemetaan unsur besi, unsur kalsium dan unsur fospor	124
4.40	Analisis pemetaan unsur pada keratan rentas bagi tulang model haiwan (tikus) selepas 60 hari pascaimplantasi. (a) Rajah taburan unsur zon PZ-1, pemetaan unsur besi, unsur kalsium dan unsur fospor. (c) Rajah taburan unsur zon PZ-2, pemetaan unsur besi, unsur kalsium dan unsur fospor	125

SENARAI SINGKATAN

E	–	Modulus kekenyalan
SS316L	–	Keluli tahan karat
AO	–	Arbeitsgemeinschaft Für Osteosynthesefragen
DCP	–	<i>Dynamic Compression Plate</i>
ASTM	–	<i>American Standards For Testing Materials</i>
ASIF	–	<i>Association For The Study of Internal Fixation</i>
Ti	–	Titanium tulen
Ti-6Al-4V	–	Aloi titanium
Ti-6Al-7Nb	–	Aloi titanium
Co-Cr-Mo	–	Aloi kobal
Pt	–	Platinum
Ag-Sn(-Cu)	–	Amalgam
Au	–	Emas
Au-Cu-Ag	–	Aloi emas
Au-Cu-Ag-Pt-Pd	–	Aloi emas
Ti-Ni	–	Aloi titanium
Ti-Mo	–	Aloi titanium
AISI	–	<i>American Iron and Steel Institute</i>
Ni	–	Nikel
ISO	–	<i>International Organization for Standardization</i>
P558 SS	–	Nickel-Free Stainless Steel
N	–	Nitrogen / Neutrophil
Mn	–	Manganese
HNS	–	<i>High-Nitrogen Austenitic Stainless Steel</i>
Fe-Cr-Mn-Mo-N	–	Aloi keluli tahan karat
BMs	–	<i>Biodegradable Metals</i>

Mg	–	Magnesium
SSW	–	<i>Solid-State Welding</i>
HAZ	–	<i>Heat Affected Zone</i>
TM	–	Takat lebur
AWS	–	<i>American Welding Society</i>
SPF-DB	–	<i>Superplastic Forming-Diffusion Bonding</i>
NDE	–	<i>Non-Destructive Evaluation</i>
SEM	–	<i>Scanning Electron Microscopy</i>
EDS	–	Energy-Dispersive X-Ray Spectroscopy
XRD	–	X-Ray Diffraction
AAS	–	<i>Atomic Absorption Spectrophotometer</i>
X-Ray	–	Radiograph
RPM	–	Revolutions per Minute
3D	–	<i>Three-Dimensional</i>
WI	–	<i>Weld Interface</i>
EDM	–	<i>Electrical Discharge Machining</i>
Fe	–	Besi
Cr	–	Kromium
Mo	–	Molibdenum
NaCl	–	Natrium klorida
NaHCO ₃	–	Natrium bikarbonat
KCl	–	Kalium klorida
K ₂ HPO ₄ .3H ₂ O	–	Dipotassium Hidrogen Fosfat
MgCl ₂ .6H ₂ O	–	Magnesium Klorida Hexahydrate
CaCl ₂	–	Kalsium klorida
Na ₂ SO ₄	–	Sodium sulfat
NH ₂ C(CH ₂ OH) ₃	–	Tris Penimbal
HCl	–	Asid Hidroklorik
Ag/AgCl	–	Elektrod rujukan
SBF	–	Cecair Badan Simulasi
PZ	–	Plasticized Zone
NHOst	–	Normal Human Osteobalsts
CC-2538 ATCC	–	Membrane Protein

FBS	–	Fetal Bovine Serum
CO ₂	–	Karbon Dioksida
MTS	–	Non-Radioactive Cell Proliferation Assay
ICP-MS	–	Inductively Coupled Plasma Mass Spectrometry
RBC	–	Red Blood Cells
Hb	–	Hemoglobin
PCV	–	Packed Cell Volume, Hematocrit
WBC	–	White Blood Cells
Ca	–	Kalsium
P	–	Fosforus / Jarak antar puncak ulir
C	–	Karbon / Jarak antar penyokong bawah
Si	–	Silicon
UZ	–	Zon tidak terdeformasi
PDZ	–	Zon terdeformasi sebagian
SD	–	Standard Deviation
IMZ	–	<i>Intermetallic Zone</i>
ppm	–	<i>Parts-per Million</i>
Ca ₂ P ₂ O ₇	–	Corak puncak XRD
Fe ²⁺ Fe ₂ ²⁺ (PO ₄) ₂ 8H ₂ O	–	Corak puncak XRD
Mg ₃ (PO ₄) ₂	–	Corak puncak XRD
Fe(OH) ₃	–	Corak puncak XRD
ppb	–	<i>Parts-per-Billion</i>
OH ⁻	–	Ion hidroksil
O ₂ ⁻	–	Radikal superoksida
H ₂	–	Hydrogen gas
N/L rasio	–	<i>Cellular Stress Response Ratio</i>
L	–	Lymphocyte

SENARAI ISTILAH

GPa	–	Gigapascal
pH	–	Indikator perbezaan potensial
N	–	Kecepatan geseran
q_f	–	Masukan haba geseran
T	–	Kilasan geseran
q_d	–	Masukan haba deformasi
F	–	Daya tolak
v_δ	–	Kecepatan pemendekan aksial
q	–	Haba total
dt	–	Perbezaan waktu
dx	–	Perbezaan pembolehubah bersandar
x	–	Ketebalan lapisan
t	–	Masa Kontak / Drive Connection Dimensions / tebal
k	–	Pemalar
G	–	Grain Size No. / Range
d	–	Diameter / tebal
L	–	Panjang skru
α	–	Sudut tepi utama
β	–	Sudut tepi jejak
c	–	Jarak antara penyokong bawah
ρ	–	Ketumpatan
W	–	Lebar
r	–	Jari-jari
CR	–	Laju kakisan
m	–	Kehilangan berat
S	–	Luas permukaan

SENARAI LAMPIRAN

LAMPIRAN	TAJUK	MUKA SURAT
A	Hasil ujian Cr dan Ni menggunakan ICP	149
B	Komponen alat bantu uji kakisan dengan beban kilasan & <i>Ex Vivo</i>	151
C	Dimensi ulir skru tulang	156
D	Sijil kelulusan etika haiwan	159
E	Penerbitan	161

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar belakang kajian

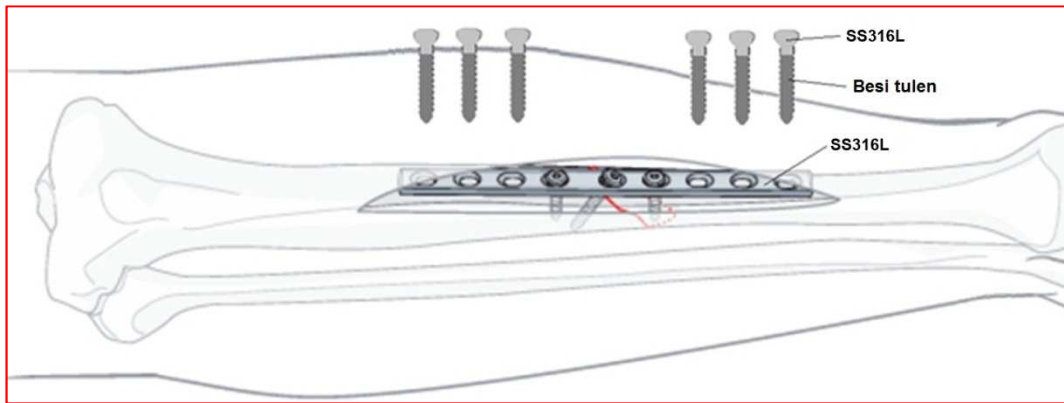
Indonesia termasuk di antara negara dengan peningkatan terhadap keperluan implan yang tinggi akibat dari kemalangan jalan raya, bencana alam dan juga tsunami [1, 2]. Mengikuti statistik di Indonesia, kemalangan jalan raya telah meningkat pada sepuluh tahun terakhir dari 12649 kes meningkat kepada 100106 kes [3]. Statistik ini menunjukkan bahawa kecederaan akibat kemalangan jalan raya mencapai sehingga 27% di Indonesia, 29% di Nikaragua dan 31% di India, di mana nilai ini adalah lebih tinggi daripada kemalangan jalan raya global iaitu sebanyak 23% [4]. Riyadina (2009) mendapati bahawa bahagian badan yang mengalami kecederaan yang tinggi akibat kemalangan jalan raya adalah bahagian kaki, tangan, kepala dan bahagian tubuh [4]. Manakala mangsa dari bencana alam seperti gempa bumi dan tsunami kebanyakannya mengalami kerosakan tulang atau kepatahan tulang [1].

Untuk membaikpulih kerosakan atau kepatahan tulang, pembedahan perlu dilakukan [5]. Pembedahan yang dilakukan adalah pembedahan pemasangan implan dengan bertujuan untuk menetapkan kedudukan tulang pada kedudukan yang betul

(anatomi) sehinggalah tulang itu kembali bersambung [5-7]. Jenis implan yang dipasangkan adalah penatap patah tulang (*bone fracture fixator*) iaitu seperti skru tulang [5, 7].

Sehingga kini, pembedahan untuk menanggalkan skru tulang masih lagi diperbincangkan [8]. Permasalahan yang dihadapi adanya seperti komplikasi, iaitu reaksi penolakan daripada tubuh badan (alergi) [8-10] sehingga sebahagian daripada pakar bedah menggalakkan implan (skru tulang) seharusnya dikeluarkan apabila tulang sudah bersambung semula, kerana secara umumnya penyembuhan patah tulang adalah proses yang lambat [11-13]. Tempoh masa bagi mengeluarkan skru tulang sebaik-baiknya dilakukan diantara satu hingga dua tahun untuk mengelakkan berlakunya patah tulang kembali [6, 13-17]. Pembedahan untuk menanggalkan skru tulang ini boleh menyebabkan terjadinya patah tulang kembali [6, 11, 14, 18, 19]. Sementara itu, bagi kes-kes yang lain, pakar bedah menyarankan agar skru tulang seharusnya dikekalkan di atas faktor-faktor fungsinya [11, 20, 21].

Disebabkan terdapatnya perbezaan pendapat daripada masalah yang dinyatakan di atas, satu sistem baru akan diperkenalkan untuk skru patah tulang yang mana mampu memberi kelebihan dari segi meminimumkan prosedur pembedahan tulang dan mengelakkan berlakunya patah tulang berulang kembali. Sistem ini memanfaatkan teknologi baru dari logam terbiodegradasi yang menjadi budaya baru dalam kajian bidang biobahan pada masa kini. Sedangkan bahan implan dalam bidang ortopedik kebanyakannya dibuat daripada logam tahan karat seperti keluli tahan karat dan *titanium* [8, 14, 22-25].



Rajah 1.1 Sistem baru penetap patah tulang dalaman

1.2 Pernyataan masalah

Proses pemasangan implan seperti skru tulang memerlukan satu atau dua kali pembedahan, dan ini bergantung kepada komplikasi dan fungsi implan yang sudah dipasang [9-11, 20, 21]. Jika pesakit tidak mengalami reaksi penolakan daripada badan seperti alergi, maka pembedahan hanya dilakukan sekali atau pembedahan pemasangan sahaja. Jika pesakit mempunyai reaksi terhadap alergi maka pembedahan akan dilakukan untuk menanggalkan implan dari tulang tersebut.

Pembedahan untuk menanggalkan implan seperti skru tulang sering diperkatakan pada masa kini. Beberapa pakar bedah ortopedik lebih menggalakkan implan (skru tulang) agar tetap terpasang walaupun tulang telah sembuh sepenuhnya. Ini adalah kerana, selama proses penyembuhan tulang (tersebut), tisu sel sudah tumbuh pada skru tulang dan telah berlakunya pengendapan kalsium postat pada skru tulang [14, 26]. Jika skru itu ditanggalkan maka tisu sel akan rosak dan mengakibatkan terbentuknya lubang pada tulang. Dengan adanya lubang tersebut, kekuatan tulang akan menjadi berkurangan dan jika tulang tersebut mengalami tegangan maka retakan akan berlaku dan fenomena ini dinamakan patah kembali [14,

15, 27, 28]. Mengikut statistik, patah kembali yang berlaku pada bekas lubang skru adalah sebanyak 38.1% dan pada bekas patahan adalah sebanyak 14.3% [6].



Rajah 1.2 Imej radiografi, tulang di bahagian lubang skru patah semula selepas 3 bulan penanggalan implan plat [15].

Bukti ilmiah yang lain menjelaskan bahawa penyebab kematian sel di sekitar implan (lubang implan) dan pengurangan kepadatan tulang disebabkan oleh berlakunya perlindungan tegangan atau *stress shielding* [19, 29-31]. *Stress shielding* merupakan perbezaan *modulus kekenyalan* (E) antara implan dan tulang, sehingga sebaran tegangan yang diterima oleh tulang tidak dapat ditampung oleh implan [31]. Fouad (2010) menjelaskan bahawa dengan mengubahsuai bahan implan dapat mengurangkan *stress shielding* [30].

Oleh kerana masalah yang dinyatakan di atas, kajian ini dilakukan dengan memperkenalkan skru tulang yang diperbuat daripada dua bahan yang berbeza, iaitu SS 316L (logam lengai) dengan besi tulen (logam boleh terdegradasi). Di dalam sistem ini, bahagian skru daripada SS 316L akan ditanggalkan manakala besi tulen akan kekal di dalam tulang. Bagi menyambung kedua-dua bahan yang berlainan ini, kaedah kimpalan geseran akan digunakan. Kaedah kimpalan geseran adalah proses kimpalan yang dapat menyambungkan bahan-bahan yang mempunyai sifat mekanik, metalurgi dan fizik yang berbeza [32]. Selain daripada itu, kimpalan geseran ini juga

mempunyai kelebihan lain seperti tenaga kimpalan yang lebih rendah, herotan yang rendah dan mesra alam [33].

1.3 Objektif

Kajian ini adalah terdiri daripada empat objektif utama. Tiga objektif yang pertama adalah berdasarkan produk pin. Sementara itu, salah satu objektif terakhir adalah berdasarkan kepada produk skru.

1. Untuk membangunkan skru tulang yang sebahagiannya terdiri daripada SS 316L dan sebahagiannya lagi terdiri daripada logam terbiodegradasi Fe dengan menggunakan kaedah kimpalan geseran.
2. Untuk menentukan sifat mekanik dan penguraian skru tulang.
3. Untuk mengesahkan keberkesanan skru tulang melalui kajian *in vitro* dan *in vivo*.
4. Untuk mereka bentuk penetak tulang patah dalaman yang sebahagiannya tertanam pada tulang dan sebahagiannya terurai secara biologis.

1.4 Skop kajian

Kajian ini melibatkan proses penyambungan keluli tahan karat 316L dan besi tulen menggunakan kaedah kimpalan geseran. Selain itu, skop kajian ini meliputi:

1. Mereka bentuk pen tetap patah tulang dalaman (skru)
2. Menentukan kaedah dan parameter kimpalan geseran yang optimum antara SS 316L dan besi tulen
3. Mendapatkan ciri-ciri struktur mikro, pengukuran sifat mekanikal dan pengujian kakisan
4. Kajian tentang penguraian implan, tindak balas daripada sel pada *in vitro* dan pengujian *in vivo* pada antara muka hasil kimpalan geseran.

1.5 Signifikan penyelidikan

Kajian penyelidikan ini dapat memberikan sumbangan dalam mengembangkan sistem baru bagi pen tetap tulang yang memiliki pelbagai kelebihan dari segi meminimumkan prosedur pembedahan, mengelakkan iritasi dan radang kronik, mengelak berlakunya kembali patah tulang semula dan mengoptimalkan penggunaan bahan implan yang lebih murah. Disamping itu, kajian ini juga dapat perluaskan lagi penggunaan kimpalan geseran untuk aplikasi kesihatan.

RUJUKAN

1. Dewo, P., et al., *Mechanical Properties of Indonesian-made Narrow Dynamic Compression Plate*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2012. 13(0): p. 93-101.
2. Abdel-Hady Gepreel, M. and M. Niinomi, *Biocompatibility of Ti-alloys for Long-term Implantation*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2013. 20(0): p. 407-415.
3. BPS, R.I. *Jumlah Kecelakaan*. 2012 [cited 2014 21 Agustus 2014]; Available from:http://www.bps.go.id/eng/tab_sub/view.php?tabel=1&id_subyek=17¬ab=14.
4. Riyadina, W., Suhardi, and M. Permana, *The Pattern and Sociodemographic Determinant of Traffic Injury in Indonesia*. Journal of the Indonesian Medical Association, 2009. 59: p. 464-472.
5. Taljanovic, M.S., et al., *Fracture Fixation*. RadioGraphics, 2003. 23(6): p. 1569-1590.
6. Hidaka, S. and R. Gustilo, *Refracture of Bones of the Forearm After Plate Removal*. The Journal of Bone & Joint Surgery, 1984. 66(8): p. 1241-1243.
7. Slone, R.M., et al., *Orthopedic Fixation Devices*. RadioGraphics, 1991. 11(5): p. 823-847.
8. Vos, D.I. and M.H.J. Verhofstad, *Indications for Implant Removal After Fracture Healing: a Review of the Literature*. European Journal of Trauma and Emergency Surgery, 2013. 39(4): p. 327-337.
9. Hallab N, Merritt K, and J. JJ., *Metal Sensitivity in Patients with Orthopaedic Implants*. J Bone Joint Surg Am, 2001. 83-A(3): p. 428-36.
10. Kanerva, L. and L. Förström, *Allergic Nickel and Chromate Hand Dermatitis Induced by Orthopaedic Metal Implant*. Contact Dermatitis, 2001. 44(2): p. 103-104.

11. Ochs, B.G., et al., *Refrakturen nach Entfernung von Osteosynthesematerialien*. Der Unfallchirurg, 2012. 115(4): p. 323-329.
12. Williams, A.A., et al., *The Benefits of Implant Removal from the Foot and Ankle*. The Journal of Bone & Joint Surgery, 2012. 94(14): p. 1316-1320.
13. Perren, S.M., *Backgrounds of the Technology of Internal Fixators*. Injury, 2003. 34, Supplement 2(0): p. 1-3.
14. Niinomi, M., M. Nakai, and J. Hieda, *Development of New Metallic Alloys for Biomedical Applications*. Acta Biomaterialia, 2012. 8(11): p. 3888-3903.
15. Böstman, O.M., *Refracture After Removal of a Condylar Plate from the Distal Third of the Femur*. The Journal of Bone & Joint Surgery, 1990. 72(7): p. 1013-1018.
16. Bostman, O. and H. Pihlajamaki, *Routine Implant Removal after Fracture Surgery: A Potentially Reducible Consumer of Hospital Resources in Trauma Units*. The Journal of Trauma and Acute Care Surgery, 1996. 41(5): p. 846-849.
17. Jacobsen S, et al., *Removal of Internal Fixation--the Effect on Patients' Complaints: a Study of 66 Cases of Removal of Internal Fixation After Malleolar Fractures*. Foot Ankle Int, 1994. 15(4): p. 170-171.
18. Skaggs DL, L.A., Money MD, Shaw BA, Hale JM, Tolo VT, *Secondary Fractures Associated with External Fixation in Pediatric Femur Fractures*. J Pediatr Orthop, 1999. 19(5): p. 582-6.
19. Uthoff, H.K., P. Poitras, and D.S. Backman, *Internal Plate Fixation of Fractures: Short History and Recent Developments*. Journal of Orthopaedic Science, 2006. 11(2): p. 118-126.
20. Brown, O.L., D.R. Dirschl, and O.W. T, *Incidence of Hardware-related Pain and Its Effect on Functional Outcomes After Open Reduction and Internal Fixation of Ankle Fractures*. J Orthop Trauma, 2001. 15(4): p. 271-274.
21. Busam, M.L., R.J. Esther, and W.T. Obrebsky, *Hardware Removal: Indications and Expectations*. Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2006. 14(2): p. 113-120.
22. Disegi, J., *Titanium Alloys for Fracture Fixation Implants*. Injury, 2000. Suppl 4: p. 14-17.
23. Disegi, J. and L. Eschbach, *Stainless Steel in Bone Surgery*. Injury, 2000. suppl 4: p. 2-6.

24. Rack, H.J. and J.I. Qazi, *Titanium Alloys for Biomedical Applications*. Materials Science and Engineering: C, 2006. 26(8): p. 1269-1277.
25. Hermawan, H., *Biodegradable Metals : From Concept to Applications*. 2012, Heidelberg, Germany: Springer.
26. Larsson, S., et al., *Injectable Calcium Phosphate Cement for Augmentation around Cancellous Bone Screws. In vivo biomechanical studies*. Journal of Biomechanics, 2012. 45(7): p. 1156-1160.
27. Johnson, C.B.A. and L.M. Fallat, *The Effect of Screw Holes on Bone Strength*. The Journal of Foot and Ankle Surgery, 1997. 36(6): p. 446-451.
28. Remiger, A.R., T. Miclau, and R.W. Lindsey, *The Torsional Strength of Bones with Residual Screw Holes from Plates with Unicortical and Bicortical Purchase*. Clinical Biomechanics, 1997. 12(1): p. 71-73.
29. Sumitomo, N., et al., *Experiment Study on Fracture Fixation with Low Rigidity Titanium Alloy*. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 2008. 19(4): p. 1581-1586.
30. Fouad, H., *Effects of the Bone-Plate Material and the Presence of a Gap Between the Fractured Bone and Plate on the Predicted Stresses at the Fractured Bone*. Medical Engineering & Physics, 2010. 32(7): p. 783-789.
31. Gefen, A., *Optimizing the Biomechanical Compatibility of Orthopedic Screws for Bone Fracture Fixation*. Medical Engineering & Physics, 2002. 24(5): p. 337-347.
32. Satyanarayana, V.V., G.M. Reddy, and T. Mohandas, *Dissimilar Metal Friction Welding of Austenitic–Ferritic Stainless Steels*. Journal of Materials Processing Technology, 2005. 160(2): p. 128-137.
33. Rafi, H.K., et al., *Microstructure and Tensile Properties of Friction Welded Aluminum Alloy AA7075-T6*. Materials & Design, 2010. 31(5): p. 2375-2380.
34. Colton, C.L., *The History of Fracture Treatment*, in *Skeletal Trauma : Basic Science, Management, and Reconstruction*, B.D. Browner, Editor. 2003, Elsevier: United States of America.
35. Müller, M., S. Nazarian, and P. Koch, *AO Classification of Fractures—Long Bones*. Vol. I. 2006, Switzerland: AO Foundation.
36. Wolters, K.H., *Textbook of Medical-Surgical Nursing*. 12 ed. 2010, Philadelphia: Wolters Kluwer Health / Lippincott Williams & Wilkins.

37. Beck, T., *Measuring the Structural Strength of Bones With Dual-Energy X-Ray Absorptiometry: Principles, Technical Limitations, and Future Possibilities*. Osteoporosis International, 2003. 14(5): p. 81-88.
38. Autefage, A., *The Point of View of The Veterinary Surgeon: Bone and Fracture*. Injury, 2000. 31: p. S-C50-55.
39. Goodman, S.B., et al., *The Future of Biologic Coatings for Orthopaedic Implants*. Biomaterials, 2013. 34(13): p. 3174-3183.
40. Hunter, T.B. and M. Taljanovic, *Overview of Medical Devices*. Current Problems in Diagnostic Radiology, 2001. 30(4): p. 94-139.
41. King, C.M., et al., *Bicortical Fixation of Medial Malleolar Fractures: A Review of 23 Cases at Risk for Complicated Bone Healing*. The Journal of Foot and Ankle Surgery, 2012. 51(1): p. 39-44.
42. Perren, S.M., *Evolution of the Internal Fixation of Long Bone Fractures. The Scientific Basis of Biological Internal Fixation: Choosing a New Balance Between Stability and Biology*. The Journal of bone and joint surgery. British volume., 2002. 84-B(8): p. 1093-1110.
43. Thakral, R. and J.D. Conway, *Management of Severe Deformity Using a Combination of Internal and External Fixation*. Foot and Ankle Clinics, 2011. 16(1): p. 137-163.
44. Solomin, L.N., *The Basic Principles of External Skeletal Fixation Using the Ilizarov Device*. 2008, Verlag Italia-Milan: Springer.
45. Hansen, M. and R. Pesantez. *AO Foundation. Proximal Tibia 41-C2 Indirect Reduction 2010* [cited 2014 9 September]; Available from: <https://www.aofoundation.org/Structure/Pages/default.aspx>.
46. Ferrara, L.A. and T.C. Ryken, *Screw Pullout Testing*, in *Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface*, Y.H. An and R.A. Draughn, Editors. 2000, CRC Press: Boca raton - Florida.
47. Krettek, C. and T. Goäsling, *Principles of Internal Fixation*, in *Rockwood & Green's Fractures in Adults*, R.W.H. Bucholz, James D.; Court-Brown, Charles M., Editor. 2006, Lippincott Williams & Wilkins: Philadelphia.
48. Mazzocca, A.D., et al., *Principles of Internal Fixation*, in *Skeletal Trauma: Basic Science, Management, and Reconstruction*, B.D. Browner, Editor. 2003, Elsevier: United States of America.

49. ASTM F543, *Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone Screws*. 2013, ASTM International: West Conshohocken-Philadelphia.
50. Jaimes, R.F.V.V., et al., *New Material for Orthopedic Implants: Electrochemical Study of Nickel Free P558 Stainless Steel in Minimum Essential Medium*. *Materials Letters*, 2010. 64(13): p. 1476-1479.
51. Fraker, A. and A.W. Ruff, *Metallic Surgical Implants: State of the Art*. *JOM*, 1977. 29(5): p. 22-28.
52. ASM, *Materials for Medical Devices*. 2003, ASM International Handbook: Materials Park, Ohio, USA.
53. Navarro, M., et al., *Biomaterials in Orthopaedics*. *The Royal Society Interface*, 2008. 5(27): p. 1137-1158.
54. Calin, M., et al., *Elastic Softening of β -type Ti-Nb Alloys by Indium (In) Additions*. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2014. 39(0): p. 162-174.
55. Geetha, M., et al., *Ti Based Biomaterials, the Ultimate Choice for Orthopaedic Implants – A Review*. *Progress in Materials Science*, 2009. 54(3): p. 397-425.
56. Long, M. and H.J. Rack, *Titanium Alloys in Total Joint Replacement—A Materials Science Perspective*. *Biomaterials*, 1998. 19(18): p. 1621-1639.
57. Smethurst, E., *A New Stainless Steel Alloy for Surgical Implants Compared to 316 S12*. *Biomaterials*, 1981. 2(2): p. 116-119.
58. Talha, M., C.K. Behera, and O.P. Sinha, *A Review on Nickel-Free Nitrogen Containing Austenitic Stainless Steels for Biomedical Applications*. *Materials Science and Engineering: C*, 2013. 33(7): p. 3563-3575.
59. Tavares, S.S.M., et al., *Characterization of Prematurely Failed Stainless Steel Orthopedic Implants*. *Engineering Failure Analysis*, 2010. 17(5): p. 1246-1253.
60. Zheng, Y.F., X.N. Gu, and F. Witte, *Biodegradable Metals*. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 2014. 77: p. 1-34.
61. Meslemani, D. and R.M. Kellman, *Recent Advances in Fixation of The Craniomaxillofacial Skeleton*. *Current Opinion in Otolaryngology and Head and Neck Surgery*, 2012. 20(4): p. 304-309.
62. Schinhammer, M., et al., *Design Strategy for Biodegradable Fe-Based Alloys For Medical Applications*. *Acta Biomaterialia*, 2010. 6(5): p. 1705-1713.

63. Li, H., Y. Zheng, and L. Qin, *Progress of Biodegradable Metals*. Progress in Natural Science: Materials International, 2014(0).
64. Suuronen, R., et al., *Comparison of Absorbable Self-Reinforced Multilayer Poly-L-Lactide and Metallic Plates for the Fixation of Mandibular Body Osteotomies: An Experimental Study in Sheep*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 1992. 50(3): p. 255-262.
65. Staiger, M.P., et al., *Magnesium and its Alloys as Orthopedic Biomaterials: A Review*. Biomaterials, 2006. 27(9): p. 1728-1734.
66. Hermawan, H., D. Dubé, and D. Mantovani, *Development of Degradable Fe-35Mn Alloy for Biomedical Application*, in *Advanced Materials Research*. 2007. p. 107-112.
67. Hermawan, H., et al., *Degradation Behaviour of Metallic Biomaterials for Degradable Stents*, in *Advanced Materials Research*. 2007. p. 113-118.
68. Mani, G., et al., *Coronary Stents: A Materials Perspective*. Biomaterials, 2007. 28(9): p. 1689-1710.
69. Hermawan, H., et al., *Iron-Manganese: New Class of Metallic Degradable Biomaterials Prepared by Powder Metallurgy*. Powder Metallurgy, 2008. 51(1): p. 38-45.
70. Hänzi, A.C., et al., *On the Biodegradation Performance of an Mg-Y-RE Alloy with Various Surface Conditions in Simulated Body Fluid*. Acta Biomaterialia, 2009. 5(1): p. 162-171.
71. O'Brien, B. and W. Carroll, *The Evolution of Cardiovascular Stent Materials and Surfaces in Response to Clinical Drivers: A Review*. Acta Biomaterialia, 2009. 5(4): p. 945-958.
72. Hermawan, H., et al., *Iron-Manganese: New Class of Metallic Degradable Biomaterials Prepared by Powder Metallurgy*. Powder Metallurgy, 2008. 51(1): p. 38-45.
73. Witte, F., et al., *In Vivo Corrosion of Four Magnesium Alloys and the Associated Bone Response*. Biomaterials, 2005. 26(17): p. 3557-3563.
74. Black, J.T. and R.A. Kohser, *Materials and Processes in Manufacturing*. 2008, New York: John Wiley & Sons.
75. Witte, F., *The History of Biodegradable Magnesium Implants: A Review*. Acta Biomaterialia, 2010. 6(5): p. 1680-1692.

76. Hornberger, H., S. Virtanen, and A.R. Boccaccini, *Biomedical Coatings on Magnesium Alloys – A Review*. Acta Biomaterialia, 2012. 8(7): p. 2442-2455.
77. Saris, N.E.L., et al., *Magnesium: An Update on Physiological, Clinical and Analytical Aspects*. Clinica Chimica Acta, 2000. 294(1-2): p. 1-26.
78. Hartwig, A., *Role of Magnesium in Genomic Stability*. Mutation Research - Fundamental and Molecular Mechanisms of Mutagenesis, 2001. 475(1-2): p. 113-121.
79. Okuma, T., *Magnesium and Bone Strength*. Nutrition, 2001. 17(7-8): p. 679-680.
80. Vormann, J., *Magnesium: Nutrition and metabolism*. Molecular Aspects of Medicine, 2003. 24(1-3): p. 27-37.
81. Wolf, F.I. and A. Cittadini, *Chemistry and Biochemistry of Magnesium*. Molecular Aspects of Medicine, 2003. 24(1-3): p. 3-9.
82. Hermawan, H., D. Dubé, and D. Mantovani, *Degradable Metallic Biomaterials: Design and Development of Fe–Mn Alloys for Stents*. Journal of Biomedical Materials Research Part A, 2010. 93A(1): p. 1-11.
83. Hoog, C.O., et al., *Surface Grain Size Effects on the Corrosion of Magnesium*. Key Engineering Materials, 2008. 384: p. 229-240.
84. Wang, H., Y. Estrin, and Z. Zúberová, *Bio-Corrosion Of a Magnesium Alloy with Different Processing Histories*. Materials Letters, 2008. 62(16): p. 2476-2479.
85. Xin, R., et al., *Effect of Microstructure and Texture on Corrosion Resistance of Magnesium Alloy*, in *Materials Science Forum*. 2009. p. 1160-1163.
86. Gray, J.E. and B. Luan, *Protective Coatings on Magnesium and its Alloys - a Critical Review*. Journal of Alloys and Compounds, 2002. 336(1-2): p. 88-113.
87. Mueller, P.P., et al., *Control Of Smooth Muscle Cell Proliferation by Ferrous Iron*. Biomaterials, 2006. 27: p. 2193–2200.
88. Peuster, M., et al., *Long-Term Biocompatibility of a Corrodible Peripheral Iron Stent in the Porcine Descending Aorta*. Biomaterials, 2006. 27(28): p. 4955-4962.
89. Zhu, S., et al., *Biocompatibility of Pure Iron: in Vitro Assessment of Degradation Kinetics and Cytotoxicity on Endothelial Cells*. Materials Science and Engineering: C, 2009. 29(5): p. 1589-1592.

90. Kraus, T., et al., *Biodegradable Fe-Based Alloys for Use in Osteosynthesis: Outcome of an in Vivo Study After 52 Weeks*. Acta Biomaterialia, 2014. 10(7): p. 3346-3353.
91. Peuster, M., et al., *A Novel Approach to Temporary Stenting: Degradable Cardiovascular Stents Produced from Corrodible Metal—Results 6–18 Months After Implantation into New Zealand White Rabbits*. Heart, 2001. 86(5): p. 563-569.
92. Moravej, M., et al., *Electroformed Pure Iron as a New Biomaterial For Degradable Stents: In Vitro Degradation and Preliminary Cell Viability Studies*. Acta Biomaterialia, 2010. 6(5): p. 1843-1851.
93. Waksman, R.O.N., et al., *Short-Term Effects of Biocorrosible Iron Stents in Porcine Coronary Arteries*. Journal of Interventional Cardiology, 2008. 21(1): p. 15-20.
94. Peuster, M., et al., *Degradation of Tungsten Coils Implanted Into The Subclavian Artery of New Zealand White Rabbits is not Associated With Local or Systemic Toxicity*. Biomaterials, 2003. 24(3): p. 393-399.
95. Peuster, M., et al., *Dissolution of Tungsten Coils Leads to Device Failure After Transcatheter Embolisation of Pathologic Vessels*. Heart, 2001. 85(6): p. 703-704.
96. Dixon, R., *Introduction to Solid-State Welding*, in *Welding, Brazing and Soldering ASM Handbook Vol. 6*. 1993, ASM International: Materials Park, Ohio. p. 141-142.
97. Özdemir, N., *Investigation of The Mechanical Properties of Friction-Welded Joints Between AISI 304L and AISI 4340 Steel as a Function Rotational Speed*. Materials Letters, 2005. 59(19–20): p. 2504-2509.
98. Özdemir, N., F. Sarsilmaz, and A. Haşçalık, *Effect of Rotational Speed on the Interface Properties of Friction-Welded AISI 304L to 4340 Steel*. Materials & Design, 2007. 28(1): p. 301-307.
99. Sathiya, P., S. Aravindan, and A.N. Haq, *Some Experimental Investigations on Friction Welded Stainless Steel Joints*. Materials & Design, 2008. 29(6): p. 1099-1109.
100. Sathiya P, Aravindan S, and A.N. Haq, *Effect of Friction Welding Parameters on Mechanical and Metallurgical Properties of Ferritic Stainless Steel*. Int J Adv Manuf Technol, 2007. 31(11-12): p. 1076-1082.

101. Elmer, J.W. and D.D. Kautz, *Fundamentals of Friction Welding*, in *Welding, Brazing and Soldering ASM Handbook Vol. 6*. 1993, ASM International: Materials Park, Ohio.
102. Sathiya, P., S. Aravindan, and A. Noorul Haq, *Mechanical and Metallurgical Properties of Friction Welded AISI 304 Austenitic Stainless Steel*. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 2005. 26(5-6): p. 505-511.
103. Tsang, S., *Friction Welding*, in *Welding, Brazing and Soldering ASM Handbook Vol. 6*. 1993, ASM International: Materials Park, Ohio. p. 315-317.
104. ANSI/AWS, *C6.1-89 American National Standard*, in *Recommended Practices for Friction Welding*. 1989, AWS: Miami, Florida. p. 1-27.
105. Dey, H.C., et al., *Joining of Titanium to 304L Stainless Steel by Friction Welding*. Journal of Materials Processing Technology, 2009. 209(18-19): p. 5862-5870.
106. Paventhan, R., P.R. Lakshminarayanan, and V. Balasubramanian, *Prediction and Optimization of Friction Welding Parameters for Joining Aluminium Alloy and Stainless Steel*. Transactions of Nonferrous Metals Society of China, 2011. 21(7): p. 1480-1485.
107. Song, Y.-l., et al., *Strength Distribution at Interface of Rotary-Friction-Welded Aluminum to Nodular Cast Iron*. Transactions of Nonferrous Metals Society of China, 2008. 18(1): p. 14-18.
108. Li, W. and F. Wang, *Modeling of Continuous Drive Friction Welding of Mild Steel*. Materials Science and Engineering: A, 2011. 528(18): p. 5921-5926.
109. Spindler, D.E., *What Industry Needs to Know about Friction Welding*. Welding Journal, 1994. 73(3): p. 37-42.
110. Rafi, H.K., et al., *Microstructure and Tensile Properties of Friction Welded Aluminum Alloy AA7075-T6*. Materials & Design (1980-2015), 2010. 31(5): p. 2375-2380.
111. Kurt A., Uygur I., and U. Paylasan, *Effect of Friction Welding Parameters on Mechanical and Microstructural Properties of Dissimilar AISI 1010-ASTM B22 Joints*. WJ Supplements, 2011. 90: p. 102-s-106-s.

112. Sathiya, P., S. Aravindan, and A.N. Haq, *Mechanical and Metallurgical Properties of Friction Welded AISI 304 Austenitic Stainless Steel*. Int J Adv Manuf Technol, 2005. 26(5-6): p. 505-511.
113. Lee, W.-B., et al., *Friction welding of TiAl and AISI4140*. Journal of Materials Science, 2004. 39(3): p. 1125-1128.
114. Alves, E.P., F.P. Neto, and A. C.Y., *Welding of AA1050 Aluminum with AISI 304 Stainless Steel by Rotary Friction Welding Process*. Journal of Aerospace Technology and Management, 2010. 2(3): p. 301-306.
115. Sahin, M., *Joining of Stainless-Steel and Aluminium Materials by Friction Welding*. Int J Adv Manuf Technol 2009. 41: p. 487–497.
116. Winiczenko, R. and M. Kaczorowski, *Friction Welding of Ductile Iron with Stainless Steel*. Journal of Materials Processing Technology, 2013. 213(3): p. 453-462.
117. Bhamji, I., et al., *Linear Friction Welding of AISI 316L Stainless Steel*. Materials Science and Engineering: A, 2010. 528(2): p. 680-690.
118. Ambroziak, A., *Friction Welding of Titanium–Tungsten Pseudoalloy Joints*. Journal of Alloys and Compounds, 2010. 506(2): p. 761-765.
119. Futamata, M. and A. Fuji, *Friction Welding of Titanium and SUS 304L Austenitic Stainless Steel*. Welding International, 1990. 4(10): p. 768-774.
120. Zhou, Y., et al., *Mechanical Properties of Particulate MMC/AISI 304 Friction Joints*. ISIJ International, 1995. 35(10): p. 1315-1321.
121. Nessler, C.G., et al., *Friction Welding of Titanium Alloys*. Welding Journal, 1971. 50(9): p. 379s-385s.
122. Ellis, C.R.G., *Continuous Drive Friction Welding of Mild Steel*. Welding Journal, 1972. 51(4): p. 183s-197s.
123. Zhou, Y., et al., *The Mechanical Properties of Friction Welded Aluminium-Based Metal–Matrix Composite Materials*. Journal of Materials Science, 1997. 32(14): p. 3883-3889.
124. Stotler, T., *Procedure Development and Practice Considerations for Inertia and Direct-Drive Friction Welding*, in *Welding, Brazing and Soldering ASM Handbook Vol. 6*. 1993, ASM International: Materials Park, Ohio. p. 888-892.
125. Li, Z., et al., *Mechanical and Metallurgical Properties of MMC Friction Welds*. Welding Journal, 1997. 76(9): p. 367s-373s.

126. Amanat, N., N.L. James, and D.R. McKenzie, *Welding Methods for Joining Thermoplastic Polymers for the Hermetic Enclosure of Medical Devices*. Medical Engineering & Physics, 2010. 32: p. 690–699.
127. Paventhan, R., P.R. Lakshminarayanan, and V. Balasubramanian, *Optimization of Friction Welding Process Parameters for Joining Carbon Steel and Stainless Steel*. Journal of Iron and Steel Research, International, 2012. 19(1): p. 66-71.
128. Çelikyürek, İ., O. Torun, and B. Baksan, *Microstructure and Strength of Friction-Welded Fe–28Al and 316 L Stainless Steel*. Materials Science and Engineering: A, 2011. 528(29–30): p. 8530-8536.
129. Fukumoto, S., et al., *Small-Scale Friction Welding of Similar and Dissimilar Stainless Steels*. Quarterly Journal Of The Japan Welding Society, 2009. 27(2): p. 99s-103s
130. Blau, P.J., *Friction Science and Technology : From Concepts to Applications*. 2009, Taylor & Francis, Boca Raton: CRC Press.
131. Ochi, H., et al., *Evaluation of Strength of Friction Welded 6061 Aluminum Alloy Pipe Joints by Heat Input and Burn-Off Length*. Proceedings of the Eleventh (2001) International Offshore and Polar Engineering Conference, 2001. IV: p. 256-262.
132. Mahoney, M.W. and C.C. Bampton, *Fundamental of Diffusion Bonding*, in *Welding, Brazing and Soldering ASM Handbook Vol. 6*. 1993, ASM International: Materials Park, Ohio. p. 156-159.
133. Kurt, B., et al., *Diffusion Bonding Between Ti–6Al–4V Alloy and Ferritic Stainless Steel*. Materials Letters, 2007. 61(8–9): p. 1747-1750.
134. Atasoy, E. and N. Kahraman, *Diffusion Bonding of Commercially Pure Titanium to Low Carbon Steel Using a Silver Interlayer*. Materials Characterization, 2008. 59(10): p. 1481-1490.
135. Yilmaz, O. and H. Çelik, *Electrical and Thermal Properties of the Interface at Diffusion-Bonded and Soldered 304 Stainless Steel and Copper Bimetal*. Journal of Materials Processing Technology, 2003. 141(1): p. 67-76.
136. Mahendran, G., V. Balasubramanian, and T. Senthilvelan, *Influences of Diffusion Bonding Process Parameters on Bond Characteristics of Mg-Cu Dissimilar Joints*. Transactions of Nonferrous Metals Society of China, 2010. 20(6): p. 997-1005.

137. AWS, *Welding Handbook Vol. 2*, in *Welding Processes—Part 1*. 1989, American Welding Society: Miami, Florida. p. 814-837.
138. Dunkerton, S.B., *Procedure Development and Practice Considerations for Diffusion Welding*, in *Welding, Brazing and Soldering ASM Handbook Vol. 6*. 1993, ASM International: Materials Park, Ohio. p. 883-887.
139. Lee, W.-B., K.-S. Bang, and S.-B. Jung, *Effects of Intermetallic Compound on the Electrical and Mechanical Properties of Friction Welded Cu/Al Bimetallic Joints during Annealing*. *Journal of Alloys and Compounds*, 2005. 390(1-2): p. 212-219.
140. da Silva, A.A.M., et al., *Mechanical and Metallurgical Properties of Friction-welded TiC Particulate Reinforced Ti-6Al-4V*. *Composites Science and Technology*, 2004. 64(10-11): p. 1495-1501.
141. Vaillant, P. and J.P. Petitet, *Interactions Under Hydrostatic Pressure of a Mild Steel with Liquid Aluminium Alloys*. *Journal of Materials Science*, 1995. 30(18): p. 4659-4668.
142. Calderon, P.D., D.R. Walmsley, and Z.A. Munir, *An Investigation of Diffusion Welding of Pure and Alloyed Aluminum to Type 316 Stainless Steel*. *Welding Journal*, 1985. 64(4): p. 104s-112s.
143. Fuji, A., et al., *Effect of Friction Welding on Characteristics of Pure Titanium/A5083 Aluminum Alloy Joint, Report 1: Joint Mechanical Properties*. *Journal of the Society of Materials Science, Japan*, 1995. 44(504Appendix): p. 188-192.
144. Fuji, A., et al., *Effect of Friction Welding on Characteristics of Pure Titanium/A5083 Aluminum Alloy Joint, Report 2: Metallurgical Properties of Joint Interface Region*. *Journal of the Society of Materials Science, Japan*, 1995. 44(504Appendix): p. 193-197.
145. Fuji, A., et al., *Improving Tensile Strength and Bend Ductility of Titanium/ALSI 304L Stainless Steel Friction Welds*. *Materials Science and Technology*, 1992. 8(3): p. 219-235.
146. Lingvall, F., E. Wennerström, and P. Wu, *Inspection of Copper Canisters for Spent Nuclear Fuel by Means of Ultrasound*, in *NDE of Friction Stir Welds, Nonlinear Acoustics, Ultrasonic Imaging*, T. Stepinski, Editor. 2004, Uppsala University: Stockholm, Sweden. p. 1-94.

147. Edwards, G.R., *Inspection of Welded Joints*, in *Welding, Brazing and Soldering ASM Handbook Vol. 6*. 1993, ASM International: Materials Park, Ohio.
148. Nagy, P. and L. Adler, *Ultrasonic NDE of Solid-State Bonds: Inertia and Friction Welds*. *Journal of Nondestructive Evaluation*, 1988. 7(3-4): p. 199-215.
149. Nagy, P.B. and L. Adler, *Ultrasonic Evaluation of Solid-State Bonds*. *Materials evaluation*, 1992. 50(11): p. 1328-1337.
150. Uenishi, K., et al., *Spiral Defect Formation in Friction Welded Aluminum WJ Supplements*, 2000: p. 184-193.
151. Liu, B. and Y.F. Zheng, *Effects of Alloying Elements (Mn, Co, Al, W, Sn, B, C and S) on Biodegradability and in Vitro Biocompatibility of Pure Iron*. *Acta Biomaterialia*, 2011. 7(3): p. 1407-1420.
152. Schinhammer, M., et al., *Degradation Performance of Biodegradable FeMnC(Pd) Alloys*. *Materials Science and Engineering: C*, 2013. 33(4): p. 1882-1893.
153. Yusop, A.H.M., et al., *Controlling the Degradation Kinetics of Porous Iron by Poly(lactic-co-glycolic acid) Infiltration for Use as Temporary Medical Implants*. *Scientific Reports*, 2015. 5: p. 11194.
154. Hermawan, H., et al., *Fe–Mn Alloys for Metallic Biodegradable Stents: Degradation and Cell Viability Studies*. *Acta Biomaterialia*, 2010. 6(5): p. 1852-1860.
155. Zhang, E., H. Chen, and F. Shen, *Biocorrosion Properties and Blood and Cell Compatibility of Pure Iron as a Biodegradable Biomaterial*. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 2010. 21(7): p. 2151-2163.
156. Britton, R.S., K.L. Leicester, and B.R. Bacon, *Iron Toxicity and Chelation Therapy*. *International Journal of Hematology*, 2002. 76(3): p. 219-228.
157. Anderson, G.J., *Mechanisms of Iron Loading and Toxicity*. *American Journal of Hematology*, 2007. 82(S12): p. 1128-1131.
158. Nasution, A.K. and H. Hermawan, *Degradable Biomaterials for Temporary Medical Implants*, in *Biomaterials and Medical Devices: A Perspective from an Emerging Country*, F. Mahyudin and H. Hermawan, Editors. 2016, Springer International Publishing: Cham. p. 127-160.

159. Franklin, R.K., *In viva Electrochemical Sensors*, in *Electrical Engineering*. 2010, The University of Michigan: Michigan, US.
160. ASTM G59, *Standard Test Method for Conducting Potentiodynamic Polarization Resistance Measurements*. 2014, ASTM International: West Conshohocken-Philadelphia.
161. Kirkland, N.T., N. Birbilis, and M.P. Staiger, *Assessing the Corrosion of Biodegradable Magnesium Implants: A Critical Review of Current Methodologies and Their Limitations*. *Acta Biomaterialia*, 2012. 8(3): p. 925-936.
162. Mouzou, E., et al., *In Vitro Degradation Behavior of Fe–20Mn–1.2C Alloy in Three Different Pseudo-Physiological Solutions*. *Materials Science and Engineering: C*, 2016. 61: p. 564-573.
163. Myrissa, A., et al., *In Vitro and in Vivo Comparison of Binary Mg Alloys and Pure Mg*. *Materials Science and Engineering: C*, 2016. 61: p. 865-874.
164. ASTM G31, *Standard Practice for Laboratory Immersion Corrosion Testing of Metals*. 2012a, ASTM International: West Conshohocken-Philadelphia.
165. Kokubo, T. and H. Takadama, *How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity?* *Biomaterials*, 2006. 27(15): p. 2907-2915.
166. Ohtsuki, C., M. Kamitakahara, and T. Miyazaki, *Coating bone-like apatite onto organic substrates using solutions mimicking body fluid*. *Journal of Tissue Engineering and Regenerative Medicine*, 2007. 1(1): p. 33-38.
167. Cho, S.B., et al., *Dependence of Apatite Formation on Silica Gel on Its Structure: Effect of Heat Treatment*. *Journal of the American Ceramic Society*, 1995. 78(7): p. 1769-1774.
168. ASTM E8M, *Standard Test Methods for Tension Testing of Metallic Materials*. 2009, ASTM International: West Conshohocken-Philadelphia.
169. ASTM E384, *Standard Test Method for Microindentation Hardness of Materials*. 2009, ASTM International: West Conshohocken--Philadelphia.
170. ASTM E 290, *Standard Test Methods for Bend Testing of Material for Ductility*. 2013, ASTM International: West Conshohocken--Philadelphia.
171. ASTM G102, *Standard Practice for Calculation of Corrosion Rates and Related Information from Electrochemical Measurements*. 2010, ASTM International: West Conshohocken-Philadelphia.

172. Huang, T., J. Cheng, and Y.F. Zheng, *In vitro Degradation and Biocompatibility of Fe–Pd and Fe–Pt Composites Fabricated by Spark Plasma Sintering*. *Materials Science and Engineering: C*, 2014. 35: p. 43-53.
173. OrthoMed, I. *Surgical Instruments Product Catalog*. T – Bone Screws and Plates 2013 [cited 2013 15 Novemver 2013]; Available from: <http://www.orthomedinc.com/>.
174. Taylor, D., *Scaling Effects in the Fatigue Strength of Bones from Different Animals*. *Journal of Theoretical Biology*, 2000. 206(2): p. 299-306.
175. ISO10993-5, *Biological Evaluation of Medical Devices—Part 5, in Tests for In Vitro Cytotoxicity*. 1999: Arlington,.
176. Masaaki, K., et al., *Effect of Friction Time and Friction Pressure on Tensile Strength of Welded Joint for Medium and High Carbon Steels by Low Heat Input Friction Welding Method*. *Quarterly Journal of the Japan Welding Society*, 2005. 23: p. 577-586.
177. Meshram, S.D., T. Mohandas, and G.M. Reddy, *Friction Welding of Dissimilar Pure Metals*. *Journal of Materials Processing Technology*, 2007. 184(1–3): p. 330-337.
178. Yilbaş, B.S., et al., *Friction Welding of St-Al and Al-Cu Materials*. *Journal of Materials Processing Technology*, 1995. 49(3–4): p. 431-443.
179. Reilly, D.T., A.H. Burstein, and V.H. Frankel, *The Elastic Modulus for Bone*. *Journal of Biomechanics*, 1974. 7(3): p. 271-275.
180. Burstein, A., D. Reilly, and M. Martens, *Aging of Bone Tissue: Mechanical Properties*. Vol. 58. 1976. 82-86.
181. Cezayirlioglu, H., et al., *Anisotropic Yield Behavior of Bone Under Combined Axial Force and Torque*. *Journal of Biomechanics*, 1985. 18(1): p. 61-69.
182. Keller, T.S., Z. Mao, and D.M. Spengler, *Young's modulus, Bending Strength, and Tissue Physical Properties of Human Compact Bone*. *Journal of Orthopaedic Research*, 1990. 8(4): p. 592-603.
183. Cuppone, M., et al., *The Longitudinal Young's Modulus of Cortical Bone in the Midshaft of Human Femur and its Correlation with CT Scanning Data*. *Calcified Tissue International*, 2004. 74(3): p. 302-309.
184. Klokkevold, P.R., et al., *Early Endosseous Integration Enhanced by Dual Acid Etching of Titanium: a Torque Removal Study in the Rabbit*. *Clinical Oral Implants Research*, 2001. 12(4): p. 350-357.

185. Ivanoff, C.J., et al., *Influence of Implant Diameters on the Integration of Screw Implants: An Experimental Study in Rabbits*. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 1997. 26(2): p. 141-148.
186. Hallgren, C., et al., *The Importance of Surface Texture for Bone Integration of Screw Shaped Implants: An in Vivo Study of Implants Patterned by Photolithography*. Journal of Biomedical Materials Research, 2001. 57(4): p. 485-496.
187. Sandén, B., et al., *Improved Bone–Screw Interface With Hydroxyapatite Coating: An In Vivo Study of Loaded Pedicle Screws in Sheep*. Spine, 2001. 26(24): p. 2673-2678.
188. Kuhn, A., et al., *Bone deformation by Thread-Cutting and Thread-Forming Cortex Screws*. Injury, 1995. 26, Supplement 1(0): p. 12-20.
189. Kwok, A.W.L., et al., *Insertional Torque and Pull-out Strengths of Conical and Cylindrical Pedicle Screws in Cadaveric Bone*. Spine, 1996. 21(21): p. 2429-2434.
190. Yerby, S., et al., *Effect of Cutting Flute Design on Cortical Bone Screw Insertion Torque and Pullout Strength*. Journal of Orthopaedic Trauma, 2001. 15(3): p. 216-221.
191. Daftari, T.K., W.C. Horton, and W.C. Hutton, *Correlations Between Screw Hole Preparation, Torque of Insertion, and Pullout Strength for Spinal Screws*. Journal of Spinal Disorders & Techniques, 1994. 7(2): p. 139-145.
192. Wilmes, B. and D. Drescher, *Impact of Bone Quality, Implant Type, and Implantation Site Preparation on Insertion Torques of Mini-Implants Used for Orthodontic Anchorage*. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2011. 40(7): p. 697-703.
193. Bredbenner, T.L. and R.H. Haug, *Substitutes for Human Cadaveric Bone in Maxillofacial Rigid Fixation Research*. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 2000. 90(5): p. 574-580.
194. Tsuji, M., et al., *The Biomechanical Effect of Artificial and Human Bone Density on Stopping and Stripping Torque during Screw Insertion*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2013. 22(0): p. 146-156.
195. Nasution, A.K., et al., *Partially Degradable Friction-Welded Pure Iron-Stainless Steel 316L Bone Pin*. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2015. 103(1): p. 31-8.

196. Cieslak, M.J., *Cracking Phenomena Associated With Welding*, in *Welding, Brazing and Soldering ASM Handbook Vol. 6*. 1993, ASM International: Materials Park, Ohio. p. 88 - 96.
197. Fuji, A., K. Ameyama, and T.H. North, *Improved Mechanical Properties in Dissimilar Ti-AISI 304L Joints*. *Journal of Materials Science*, 1996. 31(3): p. 819-827.
198. Akbarimousavi, S.A.A. and M. GohariKia, *Investigations on the Mechanical Properties and Microstructure of Dissimilar Cp-Titanium and AISI 316L Austenitic Stainless Steel Continuous Friction Welds*. *Materials & Design*, 2011. 32: p. 3066–3075.
199. Witte, F., et al., *In Vitro and in Vivo Corrosion Measurements of Magnesium Alloys*. *Biomaterials*, 2006. 27(7): p. 1013-1018.
200. Bowen, P.K., J. Drelich, and J. Goldman, *A New in Vitro–in Vivo Correlation for Bioabsorbable Magnesium Stents from Mechanical Behavior*. *Materials Science and Engineering: C*, 2013. 33(8): p. 5064-5070.
201. Gras, P., et al., *Structure of the Calcium Pyrophosphate Monohydrate Phase (Ca₂P₂O₇.H₂O): Towards Understanding the Dehydration Process in Calcium Pyrophosphate Hydrates*. *Acta Crystallographica Section C*, 2014. 70(9): p. 862-866.
202. Harandi, S.E., M. Hasbullah Idris, and H. Jafari, *Effect of Forging Process on Microstructure, Mechanical and Corrosion Properties of Biodegradable Mg–1Ca Alloy*. *Materials & Design*, 2011. 32(5): p. 2596-2603.
203. Okazaki, Y. and E. Gotoh, *Comparison of Metal Release from Various Metallic Biomaterials in Vitro*. *Biomaterials*, 2005. 26(1): p. 11-21.
204. Witte, F., et al., *Cartilage Repair on Magnesium Scaffolds Used as a Subchondral Bone Replacement*. *Materialwissenschaft und Werkstofftechnik*, 2006. 37(6): p. 504-508.
205. Kraus, T., et al., *Magnesium Alloys for Temporary Implants in Osteosynthesis: In Vivo Studies of Their Degradation and Interaction with Bone*. *Acta Biomaterialia*, 2012. 8(3): p. 1230-1238.
206. Ulum, M.F., et al., *In Vitro and in Vivo Degradation Evaluation of Novel Iron-Bioceramic Composites for Bone Implant Applications*. *Materials Science and Engineering: C*, 2014. 36(0): p. 336-344.

207. Kuzyk, P. and E. Schemitsch, *The Basic Science of Peri-implant Bone Healing*. Vol. 45. 2011. 108-115.
208. Puleo, D.A. and A. Nanci, *Understanding and Controlling the Bone–Implant Interface*. *Biomaterials*, 1999. 20(23–24): p. 2311-2321.
209. Ulum, M.F., et al., *Evidences of in Vivo Bioactivity of Fe-bioceramic Composites for Temporary Bone Implants*. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2015. 103(7): p. 1354-65.
210. Kannan, G., et al., *Transportation of Goats: Effects on Physiological Stress Responses and Live Weight Loss*. *Journal of animal science*, 2000. 78(6): p. 1450-1457.
211. Langton, D.J., et al., *The Clinical Implications of Elevated Blood Metal Ion Concentrations in Asymptomatic Patients with MoM Hip Resurfacings: a cohort study*. *BMJ Open*, 2013. 3(3).
212. Walwadkar, S.D., et al., *Oxidative Stress and Calcium-Phosphorus Levels in Rheumatoid arthritis*. *Indian Journal of Clinical Biochemistry*, 2006. 21(2): p. 134-137.
213. Conz, M.B., J.M. Granjeiro, and G.d.A. Soares, *Hydroxyapatite Crystallinity Does not Affect the Repair of Critical Size Bone Defects*. *Journal of Applied Oral Science*, 2011. 19: p. 337-342.
214. Bengtsson, Å., et al., *A Solubility and Surface Complexation Study of a Non-Stoichiometric Hydroxyapatite*. *Geochimica et Cosmochimica Acta*, 2009. 73(2): p. 257-267.
215. Carrodeguas, R.G. and S. De Aza, *α -Tricalcium phosphate: Synthesis, Properties and Biomedical Applications*. *Acta Biomaterialia*, 2011. 7(10): p. 3536-3546.
216. Schmutz, P., N.-C. Quach-Vu, and I. Gerber, *Metallic Medical Implants: Electrochemical characterization of corrosion processes*. *Electrochemical Society Interface* 2008. 17(2): p. 35–40.
217. SKINNER, R., et al., *Experimental Pullout Testing and Comparison of Variables in Transpedicular Screw Fixation: A Biomechanical Study*. *Spine*, 1990. 15(3): p. 195-201.
218. Asnis, S.E., et al., *Cancellous Bone Screw Thread Design and Holding Power*. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 1996. 10(7): p. 462-469.

219. Chapman, J.R., et al., *Factors Affecting the Pullout Strength of Cancellous Bone Screws*. J Biomech Eng, 1996. 118(3): p. 391-8.
220. Michael Hannes Krenn, et al., *Influence of Thread Design on Pedicle Screw Fixation*. Journal of Neurosurgery: Spine, 2008. 9(1): p. 90-95.
221. Wang, Y., et al., *Proximal Half Angle of the Screw Thread is a Critical Design Variable Affecting the Pull-out Strength of Cancellous Bone Screws*. Clinical Biomechanics, 2009. 24(9): p. 781-785.
222. Nunamaker, D.M. and S.M. Perren, *Force Measurements in Screw Fixation*. Journal of Biomechanics, 1976. 9(11): p. 669-675.
223. DeCoster, T.A., et al., *Optimizing Bone Screw Pullout Force*. Journal of Orthopaedic Trauma, 1990. 4(2): p. 169-174.
224. Mehta, H., et al., *Biomechanical Analysis of Pedicle Screw Thread Differential Design in an Osteoporotic Cadaver Model*. Clinical Biomechanics, 2012. 27(3): p. 234-240.
225. Patel, P.S.D., D.E.T. Shepherd, and D.W.L. Hukins, *The Effect of Screw Insertion Angle and Thread Type on the Pullout Strength of Bone Screws in Normal and Osteoporotic Cancellous Bone Models*. Medical Engineering & Physics, 2010. 32(8): p. 822-828.
226. Tsai, W.-C., et al., *Comparison and Prediction of Pullout Strength of Conical and Cylindrical Pedicle Screws within Synthetic Bone*. BMC Musculoskeletal Disorders, 2009. 10(1): p. 1-9.
227. Feerick, E.M. and J.P. McGarry, *Cortical Bone Failure Mechanisms during Screw Pullout*. Journal of Biomechanics, 2012. 45(9): p. 1666-1672.
228. Strømsøe, K., et al., *Holding Power of the 4.5 mm AO/ASIF Cortex Screw in Cortical Bone in Relation to Bone Mineral*. Injury, 1993. 24(10): p. 656-659.
229. Ansell, R.H. and J.T. Scales, *A Study of Some Factors which Affect the Strength of Screws and their Insertion and Holding Power in Bone*. Journal of Biomechanics, 1968. 1(4): p. 279-302.
230. Zdero, R., et al., *Cortical Screw Pullout Strength and Effective Shear Stress in Synthetic Third Generation Composite Femurs*. Journal of Biomechanical Engineering, 2006. 129(2): p. 289-293.