

BAB V

HASIL DAN PEMBAHASAN

5.1 Data Hasil Pencarian Sumber Pustaka

Tabel V.1 Jumlah artikel yang didapatkan

Database	Keyword	Jumlah Artikel Awal	Jumlah Artikel setelah Duplikasi	Jumlah artikel inklusi	Jumlah Artikel setelah ekstraksi
PubMed	<i>Bioabsorbabl e Screws OR ("Torsion, Mechanical" OR "Tension, Mechanical")</i>	345	345	23	18
ProQuest		159	158	0	0
Ebscohost		191	119	6	3
Cinahl		699	446	14	9
Scopus					
Jumlah		1394	1069	43	30

5.2 Analisis Data

Tabel V.2 Hasil analisis data

Kategori	Data	Penelitian	Hasil
Bahan Peyusun screw dari Polimer	Tiainen J, <i>et al.</i> (2002) PubMed	<ol style="list-style-type: none"> BioSorbPDX (PLGA 80/20) polimer PLA : PGA = 80 : 20 diameter 1,5 mm, panjang 4,0 mm LactoSorb (PLGA 82/18) polimer PLA : PGA = 82 : 18 diameter 1,5 mm, panjang 4,0 mm 	<p>Gaya cabut sekrup LactoSorb adalah $112,9 \pm 12,1$ N, dan sekrup BioSorb adalah $110,4 \pm 8,9$ N.</p> <p>Lactosorb sedikit lebih unggul, namun memiliki perbedaan yang tidak signifikan pada keduanya.</p>
	Chen C, <i>et al.</i> (2013) Scopus	<ol style="list-style-type: none"> 2,8 mm sekrup polimer PLLA/PGA: 70% / 30% 2,8 mm sekrup komersial polimer PLLA Inion® 	<p>Kekuatan geser, 1= $37,5 \pm 2,29$ MPa, 2= $32,9 \pm 1,39$ Mpa ($p = 0,01$). Kekuatan lentur, 1= $495,3 \pm 16,03$ N/mm, 2= $450,4 \pm 46,23$ N/mm ($p = 0,12$). Kekakuan torsi, 1= $21,5 \pm 2,19$ N/mm, 2= $9,4 \pm 3,67$ N/mm ($p < 0,001$). Kekuatan kerusakan maksimum, 1= $158,67 \pm 13,01$ N, 2= $140,3 \pm 14,57$ N.</p> <p>Kelompok dengan penambahan polimer PGA pada PLLA memiliki kekuatan mekanis yang lebih unggul daripada bioscrew yang hanya berbahan PLLA.</p>
	Nuzzo MS, <i>et al.</i> (2011) PubMed	<ol style="list-style-type: none"> SmartScrew PLLA (2,7 mm x 24 mm Conmed Linvatec) ReUnite Screw PGA/PLLA (2,5 mm x 25 mm Arthrotek Biomet). 	<p>Gaya kompresi, 1= 12.7N, 2= 5.1N, ($P < .05$). Kekuatan pencabutan, 1= 530 N, 2= 414N, ($P < .05$).</p> <p>Kelompok 1 memiliki kekuatan mekanis lebih unggul namun tidak diketahui prosentase komposisi penambahan polimer yang digunakan.</p>

	Penggunaan <i>bioscrew</i> dengan tambahan bahan PGA sebanyak 30% pada PLLA dapat meningkatkan kekuatan mekanis <i>bioscrew</i> dibandingkan dengan <i>bioscrew</i> yang hanya berbahan PLLA.		
Bahan Peyusun <i>screw</i> dari Komposit	Santos AE, <i>et al.</i> (2019) Scopus	<ol style="list-style-type: none"> 1. PLDL + komposit 30 wt% β-TCP (25 mm x 7 mm) 2. PLDL dengan 9 lubang (25 mm x 7 mm) 	<p>Torsi penyisipan, 1= $1,1 \pm 0,031$ Nm, 2= $1,38 \pm 0,07$ Nm. Torsi putus, 1= $3,10 \pm 0,46$ Nm, 2= $3,26 \pm 0,09$ Nm. Gaya cabut, 1= $809 \pm 1,16$ N, 2= 1635 ± 125 N.</p> <p><i>Bioscrew</i> dengan bahan polimer PLDL memiliki kekuatan mekanis yang lebih tinggi daripada <i>bioscrew</i> dengan tambahan komposit β-TCP sebagai bahan penyusunnya.</p>
	Costi JJ, <i>et al.</i> (2001) PubMed	<ol style="list-style-type: none"> 1. BioScrew = Poly-(L-lactide) panjang 20 mm. 2. Endo-Fix = campuran polimer dan komposit Poly (glycolide-co-trimethylene-carbonate) 67.5%/32.5% panjang 20 mm. 3. Phantom = Poly-(L-lactide) panjang 20 mm. 	<p>Rata-rata kegagalan torsi \pm SD (Nm) :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Endo-Fix 9 mm : 1.75 ± 0.12 - BioScrew 9 mm femoral : 2.05 ± 0.30 - Phantom 9 mm : 2.30 ± 0.22 - BioScrew 9 mm tibial : 3.02 ± 0.47 <p><i>Bioscrew</i> dengan bahan polimer PLLA memiliki kekuatan mekanis yang lebih tinggi daripada <i>bioscrew</i> dengan tambahan komposit kalsium karbonat sebagai bahan penyusunnya.</p>
	Walsh WR, <i>et al.</i> (2007) PubMed	<ol style="list-style-type: none"> 1. Sekrup campuran polimer dan komposit, polylactide carbonate (PLC) 85:15 Poly (D,L-lactide-co-glycolide) dan kalsium karbonat 30 mm x 9 mm 2. Sekrup poly-L-lactide (PLLA) 30 mm x 9 mm 	<p>Tidak ada perbedaan yang signifikan pada beban tarik ultimat antara <i>bioscrew</i> PLC (polimer dan komposit) dan PLLA (polimer).</p>

	<p>Penggunaan <i>bioscrew</i> dengan tambahan biokomposit $\geq 30\%$ yang berguna untuk pembentukan tulang sebagai bahan penyusunnya dapat menurunkan kekuatan mekanis dari <i>bioscrew</i>. Namun pada PLC yang hanya mengandung 15% komposit dan ada tambahan PGA pada polimernya memiliki kekuatan mekanis yang tidak berbeda dengan <i>bioscrew</i> yang hanya berbahan polimer.</p>		
Bahan Peyusun Screw yang Terbuat dari Tulang Kortikal	Shen XZ, <i>et al.</i> (2018) PubMed	<ol style="list-style-type: none"> 1. Fiksasi femoralis BCIS (grup A, n = 10), 2. Fiksasi femoralis BIS (grup B, n = 10), 3. Fiksasi tibialis BCIS (grup C, n = 10), 4. Fiksasi tibialis BIS (grup D, n = 10), <p>BCIS : terbuat dari tulang kortikal (6x20) mm BIS : terbuat dari Polilaktat-HA (7x20) mm</p>	<p>Beban ultimat, 1= 572.10 ± 111.12 N, 2= 413.96 ± 34.56 N, 3= 802.88 ± 240.07 N, 4= 415.63 ± 51.9 N. Beban luluh, 1= $521,57 \pm 93,96$ N, 2= $366,99 \pm 44,66$ N, 3= $735,63 \pm 242,91$ N, 4= $394,49 \pm 31,90$ N. Kekakuan, 1= $157,36 \pm 34,31$ N/mm, 2= $91,98 \pm 25,57$ N/mm, 3= $175,28 \pm 43,19$ N/mm, 4= $128,24 \pm 18,92$ N/mm.</p> <p><i>Bioscrew</i> yang terbuat dari tulang kortikal memiliki kekuatan mekanis yang lebih unggul daripada campuran polimer dengan tambahan komposit sebagai penyusunnya</p>
	Bauer J, <i>et al.</i> (2010) Scopus	<ol style="list-style-type: none"> 1. Sekrup interferensi (8 x 21) mm komersial dari tulang sapi (Tutofix) 2. Sekrup BC (tulang kortikal) (8 x 30) mm yang dibuat sendiri dari tulang sapi 	<p>Tidak ada perbedaan kekuatan torsi kegagalan secara statistik antara Tutofix 8mm dengan sekrup BC 8mm (P= 0,0635), walaupun BC sedikit lebih tinggi hasilnya.</p>
	<p>Penggunaan <i>bioscrew</i> yang terbuat dari tulang kortikal memiliki kekuatan mekanis yang lebih tinggi dibandingkan dengan <i>bioscrew</i> yang terbuat dari campuran bahan polimer dan biokomposit (PLA-HA).</p>		
Padat / berongga ya Screw	Santos AE, <i>et al.</i> (2019) Scopus	<ol style="list-style-type: none"> 1. PLDL dengan 9 lubang (25x7) mm 2. PLDL dengan 21 lubang (25x7) mm 	<p>Torsi penyisipan, 1= $1,38 \pm 0,07$ Nm, 2= $0,72 \pm 0,18$ Nm. Torsi putus, 1= $3,26 \pm 0,09$ Nm, 2= $2,65 \pm 0,076$ Nm. Gaya cabut, 1= 1635 ± 125 N, 2= $637 \pm$</p>

			70 N. <i>Bioscrew</i> dengan 9 lubang memiliki kekuatan mekanis yang lebih tinggi daripada <i>bioscrew</i> dengan 21 lubang.
	Ellä V, <i>et al.</i> (2005) PubMed	1. Sekrup SR-PLLA padat diameter 4,5 mm 2. Sekrup berkanulasi SR-PLLA diameter 4,5 mm	Modulus kompresi dari <i>bioscrew</i> yang padat tiga kali lebih besar dari pada sekrup kanulasi. Sekrup berongga/ berkanulasi memiliki kekuatan kompresi pada hasil antara 7,3–7,6 MPa.
	Semakin padat susunan <i>bioscrew</i> (tidak ada rongga maupun lubang pada <i>bioscrew</i>) yang digunakan, maka semakin tinggi kekuatan mekanis dari <i>bioscrew</i> tersebut.		
Diameter Screw	Costi JJ, <i>et al.</i> (2001) PubMed	1. Arthrex = Poly-(L-lactide) panjang 20 mm. 2. BioScrew = Poly-(L-lactide) panjang 20 mm. 3. Endo-Fix = Poly (glycolide-co-trimethylene-carbonate) 67.5%/32.5% panjang 20 mm. 4. Phantom = Poly-(L-lactide) panjang 20 mm.	Rata-rata kegagalan torsi \pm SD (Nm) : - Endo-Fix 7 mm : 1.07 ± 0.18 - Endo-Fix 9 mm : 1.75 ± 0.12 - Phantom 7 mm : 1.18 ± 0.17 - Phantom 9 mm : 2.30 ± 0.22 - Arthrex 7 mm : 3.00 ± 1.37 - Arthrex 8 mm ($N= 1$) : 5.37 - BioScrew 7 mm tibial : 1.75 ± 0.12 - BioScrew 8 mm tibial : 2.40 ± 0.14 - BioScrew 9 mm tibial : 3.02 ± 0.47 - BioScrew 8 mm femoral : 2.00 ± 0.54 - BioScrew 9 mm femoral : 2.05 ± 0.30 Bioscrew dengan diameter 9 mm memiliki kekuatan mekanis yang lebih tinggi daripada bioscrew dengan diameter 7 dan 8 mm.
	Shen PH, <i>et</i>	1. BioScrews PLLA 7 x 30 mm ($n =$	Beban kegagalan ultimat, 1= 421.5 ± 86.5 N, 2=

	<i>al.</i> (2009) PubMed	10) 2. BioScrews PLLA 8 x 30 mm (n = 10) 3. BioScrews PLLA 9 x 30 mm (n = 10)	467.7 ± 41.5 N, 3= 471.5 ± 10.6 N. Kekakuan, 1= 70.6 ± 10.2 N/mm, 2= 77.6 ± 10.2 N/mm, 3= 80.2 ± 16.6 N/mm. Torsi penyisipan, 1= 1.45 ± 0.30 Nm, 2= 1.62 ± 0.26 Nm, 3= 1.57 ± 0.17 Nm. <i>Bioscrew</i> dengan diameter 9 mm memiliki kekuatan mekanis yang lebih tinggi daripada <i>bioscrew</i> dengan diameter 7 dan 8 mm.
	Micucci CJ, <i>et al.</i> (2010) Scopus	BIS PLLA dengan diameter 8, 9-, 10-, dan 11-mm. Semua sekrup panjangnya 28 mm.	Kekuatan ultimate (±SD) terbesar untuk sekrup 11-mm (624 ± 133 N), dengan kekuatan yang sedikit menurun untuk sekrup 10-mm (601 ± 54 N), 9-mm (576 ± 85 N), dan 8 -mm (532 ± 185 N) sekrup. <i>Bioscrew</i> dengan diameter 11 mm memiliki kekuatan mekanis yang lebih tinggi daripada <i>bioscrew</i> dengan diameter 8, 9, dan 10 mm.
	Bauer J, <i>et al.</i> (2010) Scopus	Sekrup BC (terbuat dari kortikal tulang) dengan diameter berbeda (7,8,9-mm). Semua sekrup memiliki panjang 30 mm.	Stabilitas torsi yang lebih rendah secara signifikan untuk sekrup BC 7 mm dibandingkan sekrup BC 8 mm (p = 0,0079) dan sekrup BC 9 mm (p = 0,0079). <i>Bioscrew</i> dengan diameter 9 mm memiliki kekuatan mekanis yang lebih tinggi daripada <i>bioscrew</i> dengan diameter 7 dan 8 mm.
	Semakin lebar diameter pada jenis <i>bioscrew</i> yang sama, akan meningkatkan kekuatan mekanis dari <i>bioscrew</i> tersebut. Untuk itu dipilih <i>bioscrew</i> yang memiliki diameter terlebar yang tersedia dari jenis <i>bioscrew</i> yang sama yang digunakan. Penggunaan <i>bioscrew</i> lebih baik pada dengan diameter 9 mm pada panjang 30 mm dan diameter 11 mm pada panjang 28 mm.		
Panjang Screw	Rhee PC, <i>et al.</i> (2011)	1. Sekrup Delta (antegrade, BIS 35 mm, Arthrex, Napoli, FL).	Torsi penyisipan, 1= 922.6 ± 251.7 Nmm, 2= 726.9 ± 276.4 Nmm , P = 0.03. Tegangan cangkok,

PubMed	2. RetroScrew (retrograde, aperture, 20 mm BIS, Arthrex, Naples, FL).	1= 38,3 ± 17,9 N, 2= 7,6 ± 14,4 N, P = 0,004. <i>Bioscrew</i> dengan panjang 35 mm memiliki kekuatan mekanis yang lebih tinggi daripada <i>bioscrew</i> dengan panjang 20 mm.
Caborn DN, <i>et al.</i> (2003) PubMed	1. BIS 28 mm 2. BIS 35 mm yang meruncing 3. BIS bicortical 20 dan 17 mm	Beban terhadap kegagalan, 1= 488.2 ± 197 N, 2 = 844.8 ± 121 N, 3= 543.7 ± 267 N. Perpindahan, 1= 18.4 ± 7.5 mm, 2= 15.3 ± 1.5 mm, 3= 17.7 ± 6.6 mm. Kekakuan, 1= 39.0 ± 7.0 N/mm, 2= 70.5 ± 21 N/mm, 3= 57.7 ± 14.9 N/mm. <i>Bioscrew</i> dengan panjang 35 mm memiliki kekuatan mekanis yang lebih tinggi daripada <i>bioscrew</i> dengan panjang 28, 20, dan 17 mm.
Selby JB, <i>et al.</i> (2001) PubMed	1. Sekrup PLLA 35 mm x 6 mm 2. Sekrup PLLA 28 mm x 6 mm	Kekuatan cabut ultimat, 1= 824,9 ± 124,3 N, 2= 594,9 ± 141,0 N. Torsi penyisipan, 1= 2,50 ± 0,77 Nm, 2= 1,48 ± 0,19 Nm. Kekakuan, 1= 76,1 N/mm, 2= 65,7 N/mm. <i>Bioscrew</i> dengan panjang 35 mm memiliki kekuatan mekanis yang lebih tinggi daripada <i>bioscrew</i> dengan panjang 28 mm.
Chang HC, <i>et al.</i> (2005) PubMed	1. Delta Screw runcing 35 mm , pengencangan manual, 2. BioScrew XtraLok 35 mm pengencangan menggunakan instrumen, 3. Sistem RetroScrew 20 mm, pengencangan manual	Grup BioScrew XtraLok (35 mm) dan Deltascrew (35 mm) menampilkan torsi penyisipan, kekakuan, dan beban kegagalan rata-rata yang lebih besar dibandingkan RetroScrew (20 mm).

	Penggunaan <i>bioscrew</i> dengan panjang 35 mm memiliki kekuatan mekanis yang lebih tinggi dibandingkan <i>bioscrew</i> yang berukuran 28 mm maupun 20 mm.		
Ulir screw	Garcés GL, <i>et al.</i> (2019) PubMed	Sekrup Milagro PLGA 70 : 30 β -TCP dengan ukuran pitch 2,5 mm dan 5 mm. Keduanya memiliki diameter dan panjang yang sama yaitu 9x30mm.	<i>Bioscrew</i> dengan ukuran pitch yang lebih besar memiliki kekakuan dan beban luluh yang lebih besar dibandingkan dengan sekrup yang memiliki ukuran pitch lebih kecil.
	Wozniak TD, <i>et al.</i> (2005) Scopus	<i>Bioscrew</i> berdiameter 10 mm, panjang 28 mm yang dirancang dengan : 1. <i>Large buttress thread with a smaller taper</i> 2. <i>Small buttress thread with a larger taper</i>	Beban saat kegagalan, 1= 360,5 \pm 68 N, 2= 341,6 \pm 58 N. Torsi penyisipan, 1= 11.1 \pm 0,74 in-lb, 2= 9,4 \pm 1,3 in-lb. <i>Bioscrew</i> dengan ukuran ulir yang lebih besar dan ujung meruncing memiliki kekuatan mekanis yang lebih unggul dibandingkan dengan <i>bioscrew</i> yang memiliki ukuran ulir lebih kecil.
	Pemilihan <i>bioscrew</i> yang memiliki ulir lebih besar dan jarak <i>pitch</i> yang lebih lebar sangat dianjurkan untuk meningkatkan kekuatan mekanis dari <i>bioscrew</i> yang akan digunakan.		
Pilot Hole	Donley BG, <i>et al.</i> (2007) Cinahl	Ukuran lubang pilot yang digunakan adalah 5,0 mm, 5,5 mm, dan 6,0 mm menggunakan sekrup <i>bioabsorbable</i> berdiameter 5,5 mm.	Gaya cabut untuk lubang pilot 5,0 mm adalah 255,6 \pm 61 N, 5,5 mm adalah 287,5 \pm 45,4 N, dan 6,0 mm adalah 253,2 \pm 46,7N. <i>Bioscrew</i> dengan diameter yang sama atau lebih besar dari diameter lubang pilot yang digunakan, memiliki kekuatan mekanis yang lebih unggul.
	Louden KW, <i>et al.</i> (2003) PubMed	Sekrup 7x20 mm digunakan dengan lubang bor 5,5 mm dan 6,5 mm, dan sekrup 5x20 mm digunakan dengan lubang bor 3,9 mm dan 4,5 mm.	Kekuatan cabut sekrup 7 mm > 5 mm p = 0,001. Sekrup 7 mm memiliki kekuatan sekitar 170 N dengan ukuran lubang bor 5,5 dan 6,5 mm lebih besar dari tiga kali kekuatan fiksasi yang dilakukan oleh Hui et al 50 N. Sekrup 5 mm memberikan

			kekuatan sekitar 75 N, yaitu sekitar 1,5 kali kekuatan yang dilakukan oleh Hui et al 50 N.
	Shen PH, <i>et al.</i> (2009) PubMed	1. BioScrews PLLA 7 x 30 mm (n = 10) 2. BioScrews PLLA 8 x 30 mm (n = 10) 3. BioScrews PLLA 9 x 30 mm (n = 10) diujikan pada lubang dengan diameter 8 mm.	Beban kegagalan ultimat, 1= 421.5 ± 86.5 N, 2= 467.7 ± 41.5 N, 3= 471.5 ± 10.6 N. Kekakuan, 1= 70.6 ± 10.2 N/mm, 2= 77.6 ± 10.2 N/mm, 3= 80.2 ± 16.6 N/mm. Torsi penyisipan, 1= 1.45 ± 0.30 Nm, 2= 1.62 ± 0.26 Nm, 3= 1.57 ± 0.17 Nm. <i>Bioscrew</i> dengan diameter yang sama atau lebih besar dari diameter lubang pilot yang digunakan, memiliki kekuatan mekanis yang lebih unggul.
	Micucci CJ, <i>et al.</i> (2010) Scopus	BIS PLLA dengan diameter 8, 9-, 10-, dan 11-mm. Semua sekrup panjangnya 28 mm. Diujikan pada lubang dengan diameter 9 mm.	Kekuatan ultimate (±SD) terbesar untuk sekrup 11-mm (624 ± 133 N), dengan kekuatan yang sedikit menurun untuk sekrup 10-mm (601 ± 54 N), 9-mm (576 ± 85 N), dan 8 -mm (532 ± 185 N) sekrup. <i>Bioscrew</i> dengan diameter yang sama atau lebih besar dari diameter lubang pilot yang digunakan, memiliki kekuatan mekanis yang lebih unggul.
	Penggunaan <i>bioscrew</i> dengan diameter sama ataupun lebih besar daripada diameter lubang pilot akan meningkatkan kekuatan mekanis dari <i>bioscrew</i> daripada menggunakan <i>bioscrew</i> dengan diameter yang lebih kecil daripada diameter lubang pilotnya.		
Teknik Pemasangan Screw	Sakamoto Y, <i>et al.</i> (2015) PubMed	Sekrup dengan panjang 8 mm dan diameter 1,5 mm mengalami uji menggunakan teknik pemasangan RIVET dan Non-RIVET	Pada kelompok non-RIVET, kekuatan cabut rata-rata 1,33 ± 1,21 kgf. Pada kelompok RIVET, kekuatan cabut rata-rata 4,46 ± 0,84 kgf. Penggunaan teknik RIVET pada pemasangan <i>bioscrew</i> akan meningkatkan kekuatan mekanis

			fiksasi dari <i>bioscrew</i> daripada yang tidak menggunakan teknik tersebut.
	Buijs GJ, <i>et al.</i> (2009) PubMed	Sekrup dengan panjang dan diameter yang sama (7 x 2,1) mm terdiri dari bahan penyusun poli- (50% D, 50% L) –laktida. <i>Screw</i> dan pelat bioabsorbable dilebur menjadi satu menggunakan gelombang ultrasonik, dibandingkan dengan yang tidak menggunakan ultrasonik.	Kekuatan tarik, 1= 114.55 ± 8.69 N/mm, 2= 59.87 ± 4.73 N/mm. Kekakuan tarik, 1= 496.74 ± 33.95 N/mm, 2= 42.86 ± 5.82 N/mm. Kekakuan lentur sisi, 1= 1.11 ± 0.09 N/mm, 2= 0.25 ± 0.03 N/mm. Kekakuan torsi, 1= 0.32 ± 0.4 N/mm, 2= 0.32 ± 0.04 N/mm. Penggunaan teknik dengan gelombang ultrasonik pada pemasangan <i>bioscrew</i> akan meningkatkan kekuatan mekanis fiksasi dari <i>bioscrew</i> daripada yang tidak menggunakan teknik tersebut.
	Penggunaan teknik RIVET maupun ultrasonik untuk pemasangan <i>bioscrew</i> dapat meningkatkan kekuatan mekanis daripada <i>bioscrew</i> yang hanya dipasang biasa saja tanpa penggunaan teknik tersebut. Kedua teknik tersebut sama-sama menguntungkan tanpa adanya hal yang dapat menurunkan kekuatan fiksasi dari <i>bioscrew</i> tersebut. Namun pada penggunaan teknik ultrasonik, diperlukan plat <i>bioabsorbable</i> untuk dilebur bersama dengan <i>bioscrew</i> .		
Penggunaan Fiksasi Tambahan pada <i>Screw</i>	Shen PH, <i>et al.</i> (2009) PubMed	1. BioScrews PLLA 8 x 30 mm (n = 10) 2. BioScrews PLLA 8 x 30 mm (n = 10) + endopearl PLLA	Beban kegagalan ultimat, 1= 339.2 ± 8.2 N, 2= 467.7 ± 41.5 N. Kekakuan, 1= 66.1 ± 8.3 N/mm, 2= 77.6 ± 10.2 N/mm. Perpindahan, 1= 11.6 ± 1.9 mm, 2= 10.3 ± 2.4 mm. Torsi penyisipan, 1= 1.63 ± 0.32 Nm, 2= 1.62 ± 0.26 Nm. Penambahan endopearl pada <i>bioscrew</i> dapat meningkatkan kekuatan mekanis fiksasi dari <i>bioscrew</i> tersebut.
	Kocabey Y,	1. BIS PLLA pada BMD tinggi (1,36	Kelompok 1 pada BMD tinggi dan kelompok 2

	<i>et al.</i> (2004) Scopus	g / cm), 2. BIS PLLA + Endopearl PLLA bulat biodegradable pada BMD rendah (0,84 g / cm).	pada BMD rendah tidak memiliki perbedaan yang bermakna pada penyisipan torsi, beban kegagalan, perpindahan, dan kekakuan. Penambahan endopearl pada <i>bioscrew</i> dapat memberikan kekuatan mekanis fiksasi yang sama antara pada tulang dengan BMD rendah maupun BMD tinggi.
	Cummins CA, <i>et al.</i> (2003) PubMed	1. 2 BioTwist 2. 2 Headed Bio-Absorbable Corkscrew 3. 2 BioCuff (sekrup + ring/ washer)	Kelompok 1 dan 2 memiliki beban kegagalan yang serupa. Kelompok 3 (190 ± 56 N) memiliki beban kegagalan 1,9 kali lipat lebih besar daripada kelompok 2 (100 ± 30 N; P < .001), dan 2,5 kali lipat lebih besar daripada kelompok 1 (76 ± 35 N; P < .001). Penambahan ring pada <i>bioscrew</i> dapat meningkatkan kekuatan mekanis fiksasi dari <i>bioscrew</i> tersebut.
	Bartz RL <i>et al.</i> (2007) Cinahl	1. BIS (35 × 10 mm) 2. Sekrup CentraLoc (30 x 10) mm dan ring (cincin penutup) "clover" besar	Beban terhadap kegagalan , 1= 631,6 ± 130,1 N dan 2= 791,1 ± 72,7 N. Laju selip 1= 0,336 ± 0,074 µm/siklus dan 2= 0,0355 ± 0,0046 µm/siklus. Penambahan endopearl pada <i>bioscrew</i> dapat meningkatkan kekuatan mekanis fiksasi dari <i>bioscrew</i> tersebut.
	Penggunaan alat fiksasi tambahan seperti Endopearl dan ring dapat meningkatkan kekuatan fiksasi dari <i>bioscrew</i> daripada yang tidak menggunakan alat tambahan ketika pemasangan. Keduanya sama-sama menguntungkan tanpa adanya hal yang dapat menurunkan kekuatan fiksasi dari <i>bioscrew</i> tersebut.		
Pengguna	Klein S.A, <i>et</i>	1. BIS PLLA (34,5mm x 10mm)	Beban hingga gagal, 2= 467 ± 184 N, 1= 223 ±

an Screw	al. (2004) Cinahl	2. BIS PLLA + biotenesis (PLLA)	SD 66 N, (p = 0,02). Kekakuan, 2= 31 ± 13 N/mm, 1= 21 ± 6 N/mm, (p = 0,03). Perpindahan saat kegagalan serupa pada kelompok 2= 11 ± 3 mm, kelompok 1 = 10 ± 4 mm, p = 0,5. Penggunaan sekrup biotenesis dapat meningkatkan kekuatan mekanis fiksasi daripada <i>bioscrew</i> biasa.
	Walz, B. et al. (2012) Scopus	1. BIS PLLA 35 mm+ Bio-Tenodesis (PLLA) (9 mm x 23 mm) 2. BIS PLLA 35 mm	Beban hingga gagal, 1= 312,7 ± 67,5 N, 2= 235,0 ± 47,6 N, P = 0,045. Kedua grup tidak menampilkan perbedaan perpindahan selama pembebanan siklik progresif. Penggunaan sekrup biotenesis dapat meningkatkan kekuatan mekanis fiksasi daripada <i>bioscrew</i> biasa.
	Caborn DN, et al. (2004) PubMed	1. BIS PLLA sepanjang 35 mm 2. Intrafix, melibatkan penempatan sekrup dan selubung polietilen secara konsentris di dalam cangkok jaringan lunak.	Beban pada kegagalan, 2= 796 ± 193 N, 1= 647 ± 269 N, P = 0,32. Perpindahan, 2= 17,3 ± 4,6 mm, 1= 10,9 ± 4,4 mm, P = 0,002. Penggunaan intrafix dapat meningkatkan kekuatan mekanis namun memiliki perpindahan (<i>displacement</i>) yang lebih besar jika dibandingkan dengan <i>bioscrew</i> biasa.
	Bartz RL, et al. (2007) Cinahl	1. BIS PLLA (35 × 10 mm) 2. Perangkat Intrafix	Beban terhadap kegagalan, 1= 631,6 ± 130,1 N, 2= 644,3 ± 195,2 N. Laju selip, 1= 0,336 ± 0,074 µm/siklus, 2= 27,2 ± 31,6 µm/siklus. Penggunaan intrafix dapat meningkatkan kekuatan mekanis namun memiliki perpindahan

			(<i>displacement</i>) yang lebih besar jika dibandingkan dengan <i>bioscrew</i> biasa.
	Flanigan DC, <i>et al.</i> (2012) Scopus	1. Bio-Intrafix PLLA 70 : 30 β -TCP 2. Sekrup Interferensi Milagro PLGA 70 : 30 β -TCP (tanpa selubung)	Beban terhadap kegagalan, 1= 1320,2 \pm 272,3 N dan 2= 942,7 \pm 235,8 N. Kekakuan, 1=269,7 \pm 42,0 N / mm dan 2= 248,3 \pm 48,3 N / mm. Laju selip, 1= 0,156 \pm 0,091 μ m/siklus dan 2= 9,11 \pm 21,3 μ m/siklus. Penggunaan intrafix memiliki kekuatan mekanis yang lebih unggul dan perpindahan yang lebih sedikit dibandingkan sekrup milagro.
	Penggunaan <i>screw</i> Biotenodesis dirasa lebih baik dibandingkan jika menggunakan <i>screw</i> Biointrafix. Hal tersebut dikarenakan selain memiliki keuatan yang tinggi, <i>screw</i> biotenodesis memiliki perpindahan yang rendah daripada intrafix yang dapat meningkatkan terjadinya selip dari <i>screw</i> . Dimana terjadinya selip pada <i>screw</i> sangat dihindari.		
Penambahan Antibiotik pada <i>Screw</i>	Tiainen J, <i>et al.</i> (2002) PubMed	1. Miniscrew SR-PLGA 80/20 (diameter = 1,5 mm, panjang = 4,0 mm) (n=50) 2. Miniscrew yang sama yang berisi siprofloksasin (n=50)	Gaya cabut, 2 = 66.8 \pm 4.9 N, dan 1= 96.3 \pm 9.3 N (P <0.001). Penambahan antibiotik pada <i>bioscrew</i> dapat menurunkan kekuatan mekanis dari <i>bioscrew</i> , namun tidak diketahui konsentrasi dari penggunaan antibiotik tersebut.
	Leinonen S, <i>et al.</i> (2002) Scopus	1. SR-poly lactide miniscrews + 8% siprofloksasin + 10% kaca bioaktif 2. SR-poly lactide miniscrews 3. SR-poly lactide miniscrews + 10% kaca bioaktif 4. SR-poly lactide miniscrews + 8%	Kekuatan yang dibutuhkan untuk mencabut kelompok 1 dari tulang adalah 114.9 \pm 34.0 N, kelompok 2 adalah 162.7 \pm 37.8 N, kelompok 3 adalah 99,1 \pm 16,2 N, dan kelompok 4 adalah 142,9 \pm 25,9 N. <i>Bioscrew</i> tanpa tambahan antibiotik maupun kaca

		siprofloxacine	bioaktif memiliki kekuatan mekanis yang lebih unggul dibandingkan jika digunakan kedua bahan tersebut.
	Penggunaan <i>screw</i> dengan tambahan 8% antibiotik dan 10% kaca bioaktif dapat menurunkan kekuatan mekanis dari <i>bioscrew</i> . Untuk itu maka perlu penambahan pemasangan <i>screw</i> tanpa antibiotik pada sekeliling <i>screw</i> tersebut.		

5.3 Pembahasan

Pada penelitian ini sebelum menggunakan *keyword* terakhir untuk mencari literatur pada *database*, digunakanlah *keyword Bone, Screws AND Absorbable Implants AND (Torsion, Mechanical OR Tension, Mechanical)*. Namun, pada penggunaan *keyword* tersebut hanya ditemukan sedikit literatur pada *database*. Selain itu, literatur yang didapatkan sebagian besar tidak membahas mengenai *absorbable screws*. Pada *keyword* tersebut sebagian besar literatur membahas tentang tulang maupun *screws* yang terbuat dari bahan selain *bioabsorbable* dan juga banyak literatur yang membahas implan selain *screws*. Maka dari itu, *keyword* tersebut mengalami perubahan menjadi *Bioabsorbable Screws OR ("Torsion, Mechanical" OR "Tension, Mechanical")*.

Dari hasil literatur yang dikaji didapatkan 1394 artikel yang kemudian dilakukan skrining mengikuti kriteria inklusi yang telah ditetapkan dan kemudian diekstraksi sehingga didapatkan 30 artikel. Dari 30 artikel tersebut didapatkan beberapa faktor yang dapat meningkatkan karakteristik mekanik dari sediaan *bioscrew*, antara lain yaitu bahan penyusun *bioscrew*, diameter, panjang, ulir (*thread*), *pilot hole*, padat atau berongganya *screw*, penggunaan teknik RIVET, penggunaan alat fiksasi tambahan seperti EndoPearl, *washer* (ring), dan penggunaan sekrup biotenedesis.

Beberapa penelitian membandingkan antar *bioscrew* dengan penambahan komponen penyusun PGA pada PLA. Pada penelitian yang dilakukan oleh Tiainen J. dkk. menunjukkan bahwa sekrup berbahan PLA:PGA 80:20 dan PLA:PGA 82:18 dengan panjang dan diameter yang sama tidak ada perbedaan yang signifikan untuk kekuatan cabut dari kedua sekrup tersebut (Tiainen *et al.*, 2002). Hal tersebut didapatkan karena perbandingan komposisi / bahan penyusun PLA dan PGA antara kedua kelompok tersebut tidak terlalu berbeda jauh perbandingannya, sehingga menghasilkan gaya cabut yang tidak terlalu berbeda pula antar kelompok.

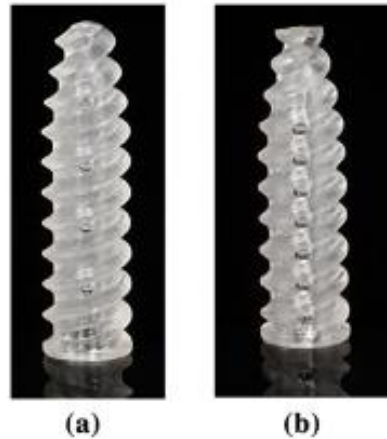
Namun pada penelitian lain menunjukkan adanya perbedaan hasil yang signifikan apabila komposisi PGA yang diberikan pada bahan penyusun *bioscrew* besar. Penelitian tersebut dilakukan oleh Chen C. dkk. pada sekrup dengan diameter dan panjang yang sama, sekrup berbahan PLLA/PGA 70:30 memiliki kekuatan geser atau lentur yang tinggi, serta kekakuan torsi dan uji kekuatan kerusakan yang lebih tinggi jika dibandingkan dengan sekrup dengan bahan PLLA saja (Chen *et al.*, 2013). Hal ini dikarenakan PGA memiliki sifat yang lebih kristalin daripada PLA yang bersifat amorf yang mengakibatkan dengan penambahan PGA, *bioscrew* menjadi lebih kuat. Berbeda dengan sebelumnya, pada penelitian yang dilakukan oleh Nuzzo MS. dkk. menunjukkan bahwa sekrup dengan bahan PLLA memiliki kekuatan kompresi dan gaya cabut yang lebih tinggi daripada campuran bahan PGA/PLLA (Nuzzo *et al.*, 2011). Namun pada penelitian ini tidak diketahui secara pasti berapa perbandingan bahan PLA/PGA yang digunakan, dan sekrup dengan bahan campuran tersebut mengalami lepasnya kepala sekrup sehingga menghasilkan kekuatan yang lebih rendah daripada *screw* berbahan PLLA. Peneliti menyimpulkan dari studi sebelumnya penambahan PGA dalam jumlah yang cukup sebanyak 30% pada *screw* berbahan PLLA dapat meningkatkan kekuatan mekanik *bioscrew*.

Selain penambahan bahan polimer, penambahan bahan komposit pada *bioscrew* dapat dilakukan. Bahan komposit merupakan bahan yang berfungsi untuk mempermudah pembentukan tulang di sekitar implan. Santos AE. dkk. meneliti dengan penambahan komposit TCP pada sekrup berbahan PLDL dengan perbandingan 30:70 dapat menurunkan torsi penyisipan dan gaya cabut dari *bioscrew* daripada sekrup yang hanya berbahan polimer PLDL (Santos *et al.*, 2019). Hal tersebut menunjukkan bahwa TCP sebagai bahan komposit memiliki porositas yang tinggi sehingga dapat menurunkan kekuatan mekanis *bioscrew*. Maka dari itu

dengan adanya tambahan dari komposit dapat menurunkan kekuatan dari sekrup daripada *bioscrew* yang hanya berbahan polimer. Pada penelitian yang dilakukan oleh Costi JJ. dkk. juga menunjukkan bahwa sekrup yang mengandung campuran polimer dengan komposit seperti *Poly (glycolide-co-trimethylene-carbonate)* 67,5%:32,5% memiliki kekuatan torsi yang lebih rendah dibandingkan *screw* yang hanya berbahan polimer *Poly-(L-lactide)* (Costi *et al.*, 2001). Hal ini dikarenakan komposisi komposit sebanyak 32,5% memiliki porositas yang tinggi yang dapat menurunkan kekuatan *bioscrew* dibandingkan dengan *bioscrew* yang hanya berbahan polimer PLLA. Berbeda halnya dengan penelitian yang dilakukan oleh Walsh WR. dkk., studi ini dilakukan dengan membandingkan *screw* berbahan PLC (*polylactide carbonate*) dengan *screw* berbahan PLLA. PLC memiliki kekuatan tarik tidak berbeda secara signifikan dibandingkan dengan *screw* yang hanya berbahan PLLA (Walsh *et al.*, 2007). Komponen PLC tersebut terdiri dari 85 polimer : 15 komposit yaitu poly (D,L-lactide-co-glycolide) dan kalsium karbonat. Kalsium karbonat sama seperti TCP merupakan bahan komposit yang dapat membantu proses pembentukan tulang yang memiliki porositas yang tinggi. Namun pada PLC terdapat PGA yang dapat meningkatkan kekuatan mekanik *screw* tersebut. Hal tersebut menunjukkan bahwa komposit PLC memiliki kekuatan mekanik dan retensi yang cukup dan berfungsi dengan baik sebagai sekrup interferensi PLLA. Prosentase pemberian bahan komposit yang sedikit dan penambahan PGA tersebut membuat sekrup tersebut tidak mudah rapuh dan lebih kuat dibandingkan pada penelitian Santos dkk. dan Costi dkk. Dapat disimpulkan penggunaan *screw* PLC memiliki keunggulan untuk digunakan menggantikan *bioscrew* berbahan PLLA mengingat komposit dapat meningkatkan pertumbuhan tulang daripada *screw* yang hanya berbahan polimer namun memiliki kekuatan yang sama dengan *screw* berbahan polimer PLLA.

Berbeda dengan sebelumnya, penelitian ini membandingkan antara *bioscrew* yang terbuat dari tulang kortikal dengan *bioscrew* yang terbuat dari polimer. Pada penelitian yang dilakukan oleh Shen XZ. dkk. menunjukkan *bioscrew* dari tulang kortikal memiliki beban ultimat, beban luluh, dan kekakuan yang lebih tinggi dibandingkan dengan *screw* yang terbuat dari campuran polimer polilaktat dan komposit hidroksiapatit (Shen *et al.*, 2018). Hal ini dikarenakan komponen tulang kortikal memiliki ikatan kompleks yang lebih padat dan kaku sehingga menghasilkan kekuatan yang lebih tinggi daripada campuran bahan polimer dan komposit (polilaktat-HA) yang bersifat porus. Pada penelitian yang dilakukan oleh Bauer J. dkk. menunjukkan tidak ada perbedaan kekuatan mekanis antara *bioscrew* yang terbuat dari tulang kortikal sapi yang ada di pasaran dengan *bioscrew* yang terbuat dari tulang kortikal sapi yang dibuat sendiri (Bauer *et al.*, 2010). Hal ini menunjukkan bahwa modifikasi *bioscrew* dengan menggunakan material tulang dapat meningkatkan kekuatan mekanis dari *bioscrew*.

Perbandingan jumlah lubang pada *bioscrew* dilakukan oleh Santos dkk. dengan bahan penyusun PLDL yang memiliki 9 lubang pada badan *screw* dan 21 lubang pada badan *screw*. Meningkatnya jumlah lubang pada sekrup juga dapat mengakibatkan menurunkan kekuatan torsi penyisipan, torsi hingga putus, dan gaya cabut dari *bioscrew* (Santos *et al.*, 2019). Penambahan lubang menyebabkan menurunnya kekakuan aksial dari *bioscrew* yang dapat menurunkan kekuatannya. Pada penelitian yang dilakukan oleh Ella V. dkk. menunjukkan bahwa sekrup berbahan PLLA yang padat tanpa kanulasi (rongga di dalamnya) memiliki kekuatan kompresi tiga kali lebih tinggi daripada sekrup PLLA yang berongga (Ellä *et al.*, 2005). Hal ini dimungkinkan dengan penggunaan sekrup yang padat tanpa rongga menghasilkan kekuatan sekrup yang lebih tinggi dan dispersi dari molekul penyusunnya terjadi secara merata pada permukaan sekrup ketika adanya tekanan.



Gambar 5.1 (a) *bioscrew* 9 lubang (b) 21 lubang (Santos *et al.*, 2019).

Selain bahan penyusun, diameter juga memiliki peran penting terhadap kekuatan mekanis *bioscrew*. Pada penelitian yang dilakukan oleh Costi JJ. dkk. menunjukkan bahwa sekrup dengan diameter yang lebih besar dengan bahan penyusun dan panjang yang sama menunjukkan kekuatan torsi yang lebih tinggi dibandingkan dengan diameter yang lebih kecil (Costi *et al.*, 2001). Pada penelitian yang dilakukan oleh Shen PH. dkk. juga menunjukkan bahwa sekrup pada bahan penyusun dan panjang yang sama dengan diameter yang lebih besar memiliki beban kegagalan dan kekakuan yang lebih besar daripada sekrup dengan diameter yang lebih kecil (Shen *et al.*, 2009). Selain itu juga penelitian yang dilakukan oleh Micucci CJ. dkk. menunjukkan bahwa dengan meningkatnya diameter sekrup pada *screw* dengan bahan penyusun dan panjang yang sama maka kekuatan dari sekrup juga meningkat (Micucci *et al.*, 2010). Pada penelitian yang dilakukan oleh Bauer J. dkk. juga menunjukkan bahwa stabilitas torsi lebih tinggi dimiliki oleh sekrup dengan diameter yang lebih besar dengan bahan penyusun dan panjang *screw* yang sama (Bauer *et al.*, 2010). Hal ini dikarenakan semakin banyaknya kontak antara permukaan sekrup dengan permukaan tulang memiliki pengaruh yang penting pada kemampuan sekrup untuk bertahan.

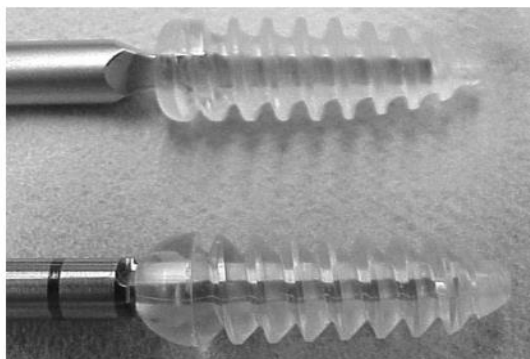


Gambar 5.2 Perbedaan diameter pada *bioscrew* (Bauer *et al.*, 2010).

Desain panjang dari sekrup memiliki peran yang penting untuk meningkatkan kekuatan mekanis dari *bioscrew*. Pada penelitian yang dilakukan oleh Rhee PC. dkk. menunjukkan bahwa panjang dari sekrup yang lebih panjang memiliki gaya torsi penyisipan dan tegangan yang lebih besar dibandingkan dengan sekrup yang lebih pendek (Rhee *et al.*, 2011). Selain itu, penelitian yang dilakukan oleh Caborn DN. dkk. juga menunjukkan bahwa panjang dari sekrup yang lebih panjang memiliki beban kegagalan dan kekakuan yang lebih tinggi dibandingkan dengan sekrup yang lebih pendek (David N. M. Caborn *et al.*, 2003). Penelitian yang dilakukan oleh Selby JB. dkk. juga menunjukkan bahwa panjang dari sekrup yang lebih panjang memiliki kekuatan cabut, torsi penyisipan, dan kekakuan yang lebih tinggi daripada sekrup yang lebih pendek (Selby *et al.*, 2001). Penggunaan sekrup yang lebih panjang di lubang tulang akan meningkatkan kekuatan fiksasi awal dengan mempertahankan kontak sekrup dengan tulang dengan cara mengisi lubang pada tulang untuk memberikan kesesuaian interferensi yang lebih baik. Pada penelitian yang dilakukan oleh Chang HC. dkk. juga menunjukkan bahwa sekrup yang lebih panjang memiliki kekuatan torsi penyisipan, kekakuan, dan beban kegagalan yang lebih tinggi daripada sekrup yang lebih pendek (Chang *et al.*, 2005). Semakin panjang *bioscrew* yang digunakan, maka ketahanan beban dapat lebih diterima daripada penggunaan sekrup yang pendek.

Selain panjang dari *screw*, ulir (*thread*) juga memiliki peran penting dalam peningkatan kekuatan mekanis dari *bioscrew*. Pada penelitian yang dilakukan oleh Garces GL. dkk. menunjukkan bahwa ukuran *pitch* yang

lebih besar menghasilkan kekakuan dan kekuatan yang lebih besar daripada ukuran *pitch* yang lebih kecil (Garcés *et al.*, 2019). *Pitch* merupakan jarak antara ulir satu dengan ulir lainnya. Penggunaan sekrup interferensi *pitch* yang lebih tinggi memungkinkan penyisipan yang lebih cepat dan tidak mengganggu kekuatan fiksasi. Jumlah ulir sekrup yang kontak dengan tulang dan kedalaman ulir yang lebih tinggi dapat meningkatkan antarmuka antara ulir dengan tulang. Selain itu, pada penelitian yang dilakukan oleh Wozniak TD. dkk. menunjukkan bahwa sekrup *large buttress thread with a smaller taper* menghasilkan beban kegagalan dan torsi penyisipan yang lebih besar daripada sekrup *small buttress thread with a larger taper* (Wozniak *et al.*, 2005). Keterbatasan *small buttress thread with a larger taper* yaitu pada kemampuannya untuk memberikan kontak antara sekrup dengan lubang tulang yang lebih rendah, padahal kontak tersebut diperlukan untuk osteointegrasi sehingga menunjukkan bahwa sekrup tersebut kurang efektif untuk digunakan sebagai alat pemfiksasi tulang.



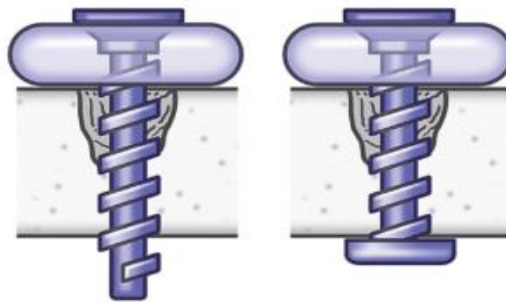
Gambar 5.3 (atas) *small buttress thread with a larger taper* (bawah) *large buttress thread with a smaller taper* (Wozniak *et al.*, 2005).

Faktor berikutnya yang berpengaruh pada kekuatan mekanis *bioscrew* yaitu *Pilot hole*. *Pilot hole* merupakan lubang pada tulang yang digunakan untuk memberikan tempat untuk sekrup ketika dimasukkan. Perbedaan diameter pada *pilot hole* memiliki peran yang sangat penting. Pada penelitian yang dilakukan oleh Donley BG. dkk. dengan menggunakan

diameter *pilot hole* yang sama atau lebih kecil dari diameter *bioscrew* yang digunakan menunjukkan gaya cabut yang tinggi (Donley *et al.*, 2007). Pada penelitian yang dilakukan oleh Loudon KW. dkk. menggunakan sekrup dengan diameter yang lebih besar daripada diameter lubang pilot menunjukkan persentase kekuatan cabut yang lebih tinggi daripada yang diteliti sebelumnya (50 N) (Loudon *et al.*, 2003). Hal ini dimungkinkan karena kontak antara sekrup dengan lubang tulang yang ideal dan tidak terlalu longgar yang dapat mengakibatkan selip pada sekrup. Selain itu juga pada penelitian yang dilakukan oleh Shen P. dkk. dan Micucci CJ. dkk. menunjukkan penggunaan *bioscrew* dengan diameter yang lebih besar daripada diameter lubang pilotnya memiliki kekuatan mekanis yang lebih besar daripada penggunaan diameter *screw* yang lebih kecil daripada diameter lubang pilot (Shen *et al.*, 2009; Micucci *et al.*, 2010). Banyaknya kontak antara permukaan *screw* dengan tulang menjadi kunci penting dalam proses fiksasi menggunakan *bioscrew*.

Penerapan teknik RIVET sekarang menjadi alternatif yang digunakan untuk pemasangan sekrup pada tulang. RIVET merupakan teknik yang dilakukan dengan cara ujung sekrup yang panjang dan menonjol dilebur dengan pena panas dan kemudian ujung sekrup yang dilebur tersebut diluruskan sejajar dengan permukaan tulang. Pada penelitian yang dilakukan oleh Sakamoto Y. dkk. kekuatan cabut sekrup pada kelompok uji rivet memiliki hasil yang lebih tinggi dibandingkan dengan non rivet. Kekuatan cabut kelompok tersebut berbeda secara signifikan. Hanya dengan membuat rivet, kekuatan cabut meningkat 3,5 kali lipat, dan fiksasi yang kaku tercapai dibandingkan dengan kelompok non-rivet (Sakamoto *et al.*, 2015). Dengan melelehkan sekrup dan membuat rivet, kekuatan cabut dapat ditingkatkan dan stabilisasi yang kaku dapat diperoleh. Teknik ini tersedia secara komersial, dan dengan demikian dapat digunakan secara luas dalam aplikasi klinis. Teknik RIVET meningkatkan stabilitas implan

dengan mencegah kerusakan sekrup, dan menyeimbangkan kembali kekuatan tarik di kedua sisi tulang.



Gambar 5.4 (kiri) non-RIVET (kanan) RIVET
(Sakamoto *et al.*, 2015).

Selain penggunaan teknik RIVET, penerapan teknik pemasangan menggunakan gelombang ultrasonik juga dapat meningkatkan kekuatan mekanis *bioscrew*. Pada penelitian yang dilakukan oleh Buijs GJ. dkk. pada bahan dan ukuran sekrup yang sama, nilai rata-rata kekuatan tarik, kekakuan tarik, dan kekakuan sisi lentur sistem SonicWeld Rx yang menggunakan ultrasonik memiliki hasil lebih tinggi daripada sistem Resorb X konvensional. Penelitian ini menggunakan sonotrode untuk membuat pelat dan sekrup yang digunakan dalam keadaan termoplastik yang mengakibatkan melebur dan gabungannya pelat dengan sekrup pada tulang, menghasilkan fiksasi yang kokoh dan stabil (Buijs *et al.*, 2009). Polimer *biodegradable* yang digunakan untuk membuat pelat dan sekrup SonicWeld Rx dilebur melalui sonotrode yang diaktifkan oleh ultrasonik sehingga menghasilkan fusi antara pelat dengan kepala sekrup. Fusi ini menghasilkan perangkat yang kokoh dan stabil, sehingga menghasilkan kekuatan dan kekakuan mekanis yang lebih baik. Namun teknik ini membutuhkan pelat sebagai komponen yang akan dilebur bersama *bioscrew*.

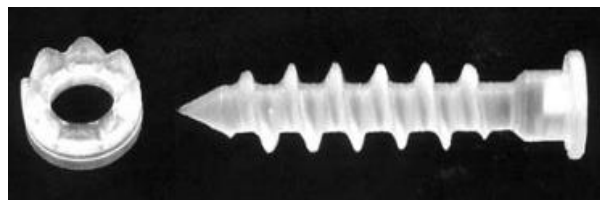
Penggunaan alat fiksasi tambahan seperti EndoPearl dapat meningkatkan kekuatan mekanis fiksasi dari *bioscrew*. EndoPearl

merupakan manik berbentuk bulat yang terbuat dari polimer *bioabsorbable* PLLA. Pada penelitian yang dilakukan oleh Shen PH. dkk. menunjukkan bahwa sekrup yang menggunakan EndoPearl memiliki beban kegagalan ultimat (*ultimate failure load*) dan kekakuan (*stiffness*) yang besar dan berbeda secara signifikan dibandingkan dengan sekrup tanpa tambahan EndoPearl (Shen *et al.*, 2009). Kekuatan fiksasi (beban kegagalan ultimat dan kekakuan) yang lebih tinggi dapat mencerminkan mekanisme penguncian antara ujung sekrup dan perangkat EndoPearl. Adanya ikatan kuat antara EndoPearl dengan ujung sekrup dapat mencegah terjadi selipnya sekrup yang dibuktikan dengan rendahnya nilai perpindahan (*displacement*) pada sekrup yang menggunakan EndoPearl. Selain itu, penelitian yang dilakukan oleh Kocabey Y. dkk. pengujian kekuatan mekanis menunjukkan tidak adanya perbedaan secara signifikan antara penggunaan sekrup biasa pada BMD tinggi dengan penggunaan sekrup + endopearl pada BMD rendah (Kocabey *et al.*, 2004). Perangkat EndoPearl dikembangkan untuk mencegah terjadinya selip melalui aksi *interlocking* internal dengan sekrup interferensi. BMD yang lebih tinggi dapat meningkatkan kekuatan fiksasi *bioscrew*. Ketika kepadatan mineral tulang (BMD) tinggi, banyak perangkat fiksasi yang digunakan tanpa alat tambahan dapat memberikan kinerja yang memadai selama pengujian beban pada kegagalan. Ketika BMD rendah, metode fiksasi gabungan atau "hybrid" dapat memberikan hasil serupa pada beban kegagalan. Pada hasil ini menunjukkan bahwa penggunaan *bioscrew* dengan Endopearl pada BMD rendah memberikan hasil yang sama dengan penggunaan *bioscrew* saja pada BMD tinggi.



Gambar 5.5 Bioscrew dengan EndoPearl (Shen *et al.*, 2009).

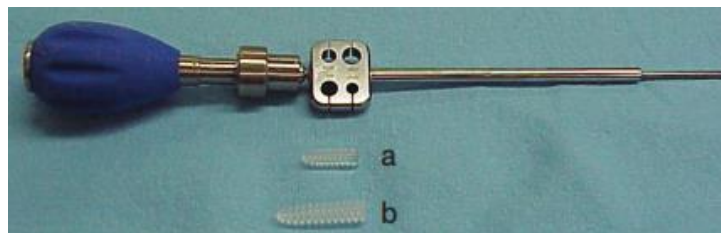
Selain menggunakan tambahan EndoPearl, penggunaan *washer* (ring) pada sekrup juga dapat meningkatkan kekuatan fiksasi dari *bioscrew*. Pada penelitian yang dilakukan oleh Cummins CA. dkk. menunjukkan bahwa sekrup yang menggunakan *washer* yang terbuat dengan bahan *bioabsorbable* memiliki beban kegagalan dan beban tarik yang lebih besar daripada yang tidak menggunakan *washer* (Cummins *et al.*, 2003). Implan yang menggunakan desain sekrup dengan *washer* menunjukkan kemampuan yang lebih besar untuk menahan beban tarik dan beban yang menyebabkan hingga kerusakan/ kegagalan serta dengan adanya *washer* maka *holding power* akan meningkat. Selain itu juga pada penelitian yang dilakukan oleh Bartz RL. dkk. menunjukkan penggunaan sekrup bersama *washer* memiliki beban kegagalan dan kekuatan tensil yang tinggi serta laju selip yang sangat rendah (Bartz *et al.*, 2007). Resistensi terhadap selip sangat penting karena dapat menunda proses penyembuhan antarmuka dan fiksasi di *tunnel* tulang.



Gambar 5.6 Bioscrew dengan *washer* (Cummins *et al.*, 2003).

Penggunaan sekrup bio-tenodesis untuk penggabungan tendon ke tulang juga dapat meningkatkan kekuatan fiksasi dari sekrup. Sistem sekrup Bio-Tenodesis membuat perbaikan dan rekonstruksi ligamen dan

tendon lebih mudah dengan menghilangkan kebutuhan untuk pengeboran terowongan / lubang tulang (*tunnel*) transosseous dan pengencangan cangkok. Pada penelitian yang dilakukan oleh Klein SA. dkk. dan Walz B. dkk. menunjukkan bahwa spesimen dalam kelompok fiksasi dengan tambahan sekrup bio-tenodesis memiliki beban hingga gagal (*load to failure*) yang tinggi dan lebih kaku (*stiffer*) dibandingkan dengan spesimen pada kelompok fiksasi konvensional tanpa tambahan bio-tenodesis. Selain itu juga penggunaan biotenesis tidak memiliki perbedaan perpindahan dengan yang tanpa menggunakan biotenesis (Klein *et al.*, 2004; Walz *et al.*, 2012). Fiksasi *tunnel* intra-tulang yang dilakukan oleh sekrup interferensi *bioabsorbable* dan fiksasi tambahan yang diberikan oleh sekrup *bioabsorbable* tenodesis menggabungkan karakteristik kekuatan mekanis yang positif. Penambahan sekrup bio-tenodesis dapat terbukti berguna secara klinis dengan menyediakan fiksasi jaringan lunak yang aman selama fase rekonstruksi ACL pada pasien dengan kepadatan mineral tulang rendah. Setelah fiksasi, sekrup tenodesis secara bertahap akan diganti dengan jaringan hidup disekitar implan pada proses rehabilitasi.



Gambar 5.7 Perangkat bio-tenodesis dengan sekrup bio-tenodesis (a) dan bioscrew (b) (Klein *et al.*, 2004).

Selain menggunakan sekrup bio-tenodesis, penggunaan intrafix juga dapat meningkatkan kekuatan mekanis dari *bioscrew*. Sekrup ini memiliki selubung penutup yang terbuat dari bahan yang *bioabsorbable*. Pada penelitian yang dilakukan oleh Caborn DN. dkk., Bartz RL. dkk., Flanigan DC. dkk. menunjukkan bahwa penggunaan sekrup biointrafix dapat meningkatkan beban kegagalan dibandingkan menggunakan sekrup

bioabsorbable yang biasa (Caborn *et al.*, 2004; Bartz *et al.*, 2007). Hal ini dikarenakan intrafix memiliki selubung yang dapat meningkatkan kekuatan *bioscrew*. Namun penggunaan intrafix memiliki perpindahan (*displacement*) yang tinggi dibandingkan penggunaan *bioscrew* yang biasa dikarenakan adanya rotasi pada selubung *screw* intrafix sehingga meningkatkan terjadinya selip. Pada penelitian yang dilakukan oleh Flanigan dkk. membandingkan antara sekrup intrafix dengan milagro, dimana kedua jenis *screw* tersebut merupakan *screw* tibialis komersial. Studi ini mengungkapkan bahwa implan Bio-IntraFix yang awalnya dirancang untuk cangkok empat untai tendon hamstring (QHTG) dan digunakan hanya 2 untai tendon masih memiliki beban kegagalan yang lebih tinggi daripada sekrup milagro yang memang dirancang untuk dua untai tendon. Selain itu juga *displacement* sekrup intrafix lebih kecil daripada sekrup milagro (Flanigan *et al.*, 2012). Intrafix memiliki selubung yang terbuat dari bahan polietilen dimana tingkat kristalinitasnya tinggi sehingga dapat meningkatkan ketahanan dari sekrup intrafix. Intrafix memampatkan setiap tendon ke tulang, berbeda dengan sekrup interferensi biasa yang meninggalkan beberapa tendon tanpa kontak langsung dengan tulang. Dengan meningkatnya kontak tendon dengan tulang maka dapat meningkatkan osteointegrasi cangkok.



Gambar 5.8 Intrafix (*bioscrew* dengan selubung)
(Bartz *et al.*, 2007).

Sebagai terobosan baru, *bioscrew* sekarang ada yang bercampur dengan antibiotik untuk mengurangi infeksi pada daerah sekitar implan. Beberapa penelitian terkait penambahan antibiotik dilakukan. Pada

penelitian yang dilakukan oleh Tiainen J. dkk. menunjukkan bahwa *miniscrew* berbahan PLGA 80/20 yang diberi tambahan antibiotik *ciprofloxacin* menunjukkan kekuatan cabut (*pull-out forces*) yang lebih rendah dibandingkan dengan sekrup yang tidak mengandung antibiotik. Terjadi perbedaan yang signifikan antara kedua kelompok (Tiainen *et al.*, 2002). Morfologi yang lebih kasar terjadi pada ulir sekrup SR-PLGA yang mengandung antibiotik. Penambahan antibiotik menurunkan ikatan antar matriks PLGA dan menghasilkan morfologi mirip trombosit/platelet. Hal ini terjadi karena kemungkinan adanya interaksi antar muka antara matriks polimer dengan antibiotik. Morfologi seperti platelet dapat menyebabkan melemahnya sekrup sehingga menghasilkan penurunan gaya cabut. *Screw* yang mengandung antibiotik dapat digunakan bersamaan dengan *screw* PLGA tanpa mengandung antibiotik untuk fiksasi tambahan pada tulang yang lebih kuat bersamaan dengan pemberian antibiotik. Penelitian lain yang dilakukan oleh Leinonen S. dkk. menunjukkan bahwa *miniscrew* SR-P(L/DL)LA 70/30 memiliki urutan kekuatan cabut (*pull-out forces*) yang paling tinggi dilanjutkan oleh sekrup yang mengandung 8% *ciprofloxacin*, kemudian sekrup yang mengandung 10% kaca bioaktif 13 ABM13-93, dan kemudian sekrup yang mengandung *ciprofloxacin* dan kaca bioaktif, perbedaan gaya cabut keempat kelompok tersebut terjadi secara signifikan (Leinonen *et al.*, 2002). Uji cabut memberikan metode yang akurat untuk mengevaluasi kekuatan daya tahan sekrup ke tulang. Baik antibiotik dan kaca bioaktif meningkatkan kecenderungan fibrilasi (menjadi serabut) dari polimer matriks SR-Polylactide. Semakin besar fibrilasi pada area ulir sekrup, semakin rendah kekuatan tarik sekrup tersebut. Penambahan kaca bioaktif ke matriks SR-P(L/DL)LA juga tampaknya menyebabkan kerapuhan, karena tidak adanya adhesi antara matriks dengan kaca bioaktif.