



ANALISA TEGANGAN GESER PADA BIOMATERIAL BERBAHAN PADUAN Zr UNTUK APLIKASI IMPLAN PADA MANUSIA

Firdaus Arya Putra Permana¹, Muhammad Awwaluddin²

^{1,2}Program Studi Teknik Mesin, Universitas Pamulang, Jl. Surya Kencana No.1, Tangerang Selatan, Indonesia

E-mail : firdausiarya95@gmail.com¹, dosen00543@unpam.ac.id²

Masuk : 16 September 2022

Direvisi: 18 Oktober 2022

Disetujui: 31 Oktober 2022

Abstract: To develop a new biomaterial for implant applications, a new multi-component biomaterial alloy Zr-6Mo-4Ti with a composition variation of 2% yttrium was developed as a solution to improve the mechanical properties of biomaterials for implants. A biomaterial is a non-living material used as a medical device and capable of interacting with biological systems in the human body. Zirconium (Zr) is a non-toxic metal with good biocompatibility and has been proven to be non-toxic and biocompatible, besides that Zr has high mechanical strength, high fracture toughness, so it can be used as a bio-implant material. The purpose of this study was to determine the magnitude of the shear stress value of zirconium (Zr) based biomaterials and to observe the microstructure of the fracture cross-section of the shear stress test. The results showed that the Zr-6Mo-4Ti alloy specimen was categorized as brittle (not ductile). While the Zr-6Mo-4Ti-2Y alloy specimen is a ductile material (not brittle). Thus, the Alloy Specimen Zr-6Mo-4Ti-2Y can be declared better for use as a biomaterial for implant applications.

Keywords: Shear Stress, Bio-Implant, Zr-6Mo-4Ti, Zr-6Mo-4Ti-2Y.

Abstrak: Untuk mengembangkan biomaterial baru untuk aplikasi implan, biomaterial baru multi komponen paduan Zr-6Mo-4Ti dengan variasi komposisi 2% yttrium dikembangkan sebagai solusi untuk meningkatkan sifat mekanik pada biomaterial untuk implan. Biomaterial yaitu suatu material tak-hidup yang digunakan sebagai perangkat medis dan mampu berinteraksi dengan sistem biologis pada tubuh manusia. Zirkonium (Zr) merupakan logam non-toksik dengan biokompatibilitas yang baik serta telah terbukti tidak beracun dan biokompatibel, selain itu Zr memiliki kekuatan mekanik yang tinggi, ketangguhan patah yang tinggi, sehingga dapat dijadikan salah satu material bio-implan. Tujuan penelitian ini adalah mengetahui besaran nilai tegangan geser biomaterial berbasis paduan zirkonium (Zr) dan mengamati struktur mikro dari penampang patahan uji tegangan geser. Hasil penelitian menunjukkan bahwa Spesimen paduan Zr-6Mo-4Ti termasuk kategori getas (tidak ulet). Sedangkan spesimen paduan Zr-6Mo-4Ti-2Y material yang ulet (tidak getas). Dengan demikian, Spesimen Paduan Zr-6Mo-4Ti-2Y dapat dinyatakan lebih baik untuk di gunakan sebagai bahan biomaterial untuk aplikasi implan.

Kata kunci: Tegangan Geser, Bio-Implan, Zr-6Mo-4Ti, Zr-6Mo-4Ti-2Y.

PENDAHULUAN

Kesehatan merupakan hal utama bagi manusia, sehingga mendorong manusia untuk hidup sehat. Tubuh yang tidak sehat rentan akan gangguan Kesehatan, salah satunya adalah penyakit system musculoskeletal (otot dan rangka) seperti penyakit tulang (fraktur). Tulang merupakan bagian terpenting dalam struktur anatomi yang berfungsi sebagai penopang anggota tubuh manusia dan sebagai tempat melekatnya otot. Sendi panggul merupakan salah satu sendi yang sangat penting untuk mendukung aktivitas sehari-hari sehingga harus dalam kondisi yang baik. Penyakit tulang dan sendi dapat dipengaruhi oleh banyak faktor seperti faktor usia, kecelakaan, ataupun faktor penyakit seperti osteoporosis, arthritis, trauma, dan tumor [1].

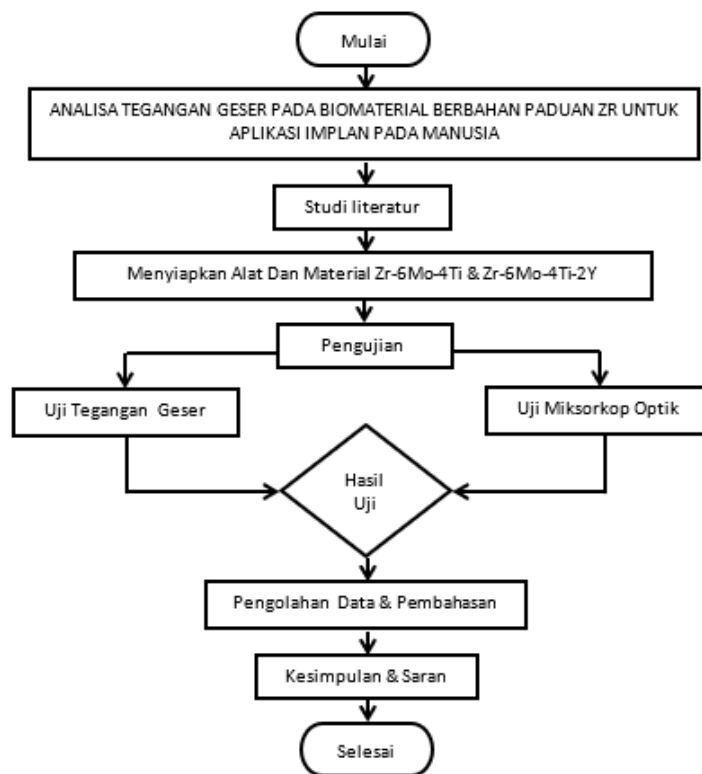
Untuk mengatasi berbagai permasalahan penyakit tulang dan sendi, pada bidang rekayasa telah berhasil dikembangkan suatu material implan yang bertujuan untuk mengganti jaringan yang rusak, material ini disebut biomaterial. Secara umum biomaterial adalah semua material yang digunakan dalam tubuh manusia

sebagai penguat atau pengganti jaringan tubuh yang terserang penyakit, cacat atau rusak, dan dapat diterima dengan baik oleh tubuh. Sedangkan implan adalah suatu alat medis yang ditempatkan di dalam tubuh untuk mengganti fungsi organ atau organ tubuh yang sudah rusak [2].

Material yang digunakan sebagai implan diharapkan tidak bersifat toksik dan tidak menyebabkan reaksi peradangan ataupun alergi pada tubuh manusia. Keberhasilan biomaterial tergantung dengan reaksi tubuh manusia terhadap implan, hal inilah yang mengukur biokompabilitas material tersebut. Dua faktor utama yang mempengaruhi biokompabilitas suatu material adalah respon tubuh manusia dan degradasi material di dalam tubuh. Ketika implan bersentuhan langsung dengan jaringan dan cairan tubuh manusia, beberapa reaksi akan terjadi antara tubuh dengan material implan, reaksi inilah yang menentukan apakah material tersebut diterima oleh sistem tubuh manusia [3].

METODOLOGI

A. Diagram Alir Penelitian



Gambar 1. Diagram Alir Penelitian

B. Bahan Penelitian

Bahan yang di gunakan dalam penelitian ini yaitu pengaruh unsur penambahan yitrium (Y) terhadap beban geser pada paduan Zr-6Mo-4Ti dalam tegangan geser material, sebagai berikut:

Tabel 1. Bahan Baku Penelitian

Paduan Unsur	Komposisi (%)	Bentuk
Zirkonium (Zr)	99,9%	Sponge
Molibdenum (Mo)	99,9%	Bar
Titanium (Ti)	99,9%	Sponge
Yttrium (Y)	99,9%	Butiran Kecil

1. Kodefikasi Spesimen

Penelitian ini menggunakan dua buah spesimen uji paduan berbasis Zirkonium, 6% Molibdenum, dengan 4% Titanium dan variasi Yttrium. Kodefikasi dari kedua spesimen uji yaitu Zr-6Mo-4Ti dan Zr-6Mo-4Ti-2Y Kodefikasi dari kedua spesimen uji dapat dilihat pada tabel berikut:

Tabel 2. Kodefikasi Spesimen Uji

Spesimen Uji	Zr (%)	Mo (%)	Ti (%)	Y (%)
Zr-6Mo-4Ti	90	6	4	-
Zr-6Mo-4Ti-2Y	88	6	4	2

2. Perhitungan

Pada penelitian ini akan dilakukan beberapa perhitungan untuk mengetahui berat dari masing-masing spesimen uji dan ukuran butir dari material paduan Zr-6Mo-4Ti dan Zr-6Mo-4Ti-2Y.

3. *Matrial Balance*

Rancangan spesimen uji masing-masing dibuat dengan berat total 30 gram, dengan rincian setiap spesimen dapat dilihat pada tabel berikut:

Tabel 3. Perhitungan Komposisi Material Penelitian

Spesimen Uji	Zr		Mo		Ti		Y	
	%berat	gram	%berat	gram	%berat	gram	%berat	gram
Zr-6Mo-4Ti	90	27	6	1,8	4	1,2	-	-
Zr-6Mo-4Ti-2Y	88	26,4	6	1,8	4	1,2	2	0,6

C. Alat Penelitian

Peralatan yang digunakan dalam penelitian mengenai pengaruh penambahan unsur Yttrium (Y) terhadap beban geser pada paduan Zr-6Mo-4Ti dalam uji tegangan geser.

1. *Neraca analitik*

Penimbangan berat material Zirkonium, Molibdenum, Titanium dan Yttrium dilakukan dengan menggunakan neraca analitik AL204 Analytical Balance Mettler Toledo. Penimbangan berat material bertujuan untuk mendapatkan berat dari material Zirkonium, Molibdenum, Titanium dan Yttrium yang sesuai dengan perhitungan material balance. Proses penimbangan dilakukan di PTBBN BATAN, Serpong.

Prinsip kerja dari *Analytical Balance Mettler Toledo* yaitu dengan penimbangan berat menggunakan sumber listrik, material diletakkan pada neraca kemudian lihat angka yang tertera pada layar. Angka tersebut merupakan hasil berat material yang ditimbang. Penimbangan berat material menggunakan neraca analitik dengan spesifikasi alat sebagai berikut:



Gambar 2. Neraca Analitik Metler Toledo AL204
Sumber : (Dokumen pribadi)

2. *Single arc melting furnace*

Setelah dilakukan proses penimbangan material Zirkonium, Molibdenum, Titanium dan Yttrium. Kemudian material tersebut dilakukan peleburan menggunakan tungku single arc melting furnace untuk membuat uji berbentuk seperti tombol dengan diameter $\pm 20\text{ mm}$ dan tebal $\pm 6\text{ mm}$. Pada proses peleburan dilakukan sebanyak 2 kali dengan cara dibolak-balik agar yang dihasilkan paduan yang homogen. Proses peleburan dilakukan di PSTNT BATAN, Bandung.



Gambar 3. Alat Peleburan *Single Arc Melting Furnance*
Sumber : (Dokumen pribadi)

Adapun hasil peleburan menggunakan tungku *Single arc melting furnance* sebagai berikut:



Gambar 4. Spesimen Hasil Peleburan
Sumber : (Dokumen pribadi)

Prinsip kerja dari single arc melting furnance yaitu peleburan dengan menggunakan elektroda Tungsten (W) yang diberikan arus listrik dari generator dengan tegangan sebesar 230 V dan arus sebesar 110 A sehingga menghasilkan busur (arc) yang akan meleburkan material didalam copper crucible hearth yang dialirkan air sebagai pendingin, proses peleburan dilakukan pada atmosfer gas Argon dengan kemurnian tinggi yang bertujuan untuk melindungi material yang dilebur agar tidak teroksidasi. Proses peleburan menggunakan *single arc melting furnance* dengan spesifikasi alat sebagai berikut:



Gambar 5. Proses Peleburan Dengan *Single Arc Melting Furnance*
Sumber : (Dokumen pribadi)

Tabel 4. Maksimal Titik Lebur Bahan Paduan

Paduan Unsur	Maksimal Titik Lebur
Zirkonium (Zr)	2128 K (1855 °C, 3371 °F)
Molibdenum (Mo)	2896 K (2623 °C, 4753 °F)
Titanium (Ti)	1941 K, 1668 °C, 3034 °F
Yttrium (Y)	1799 K (1526 °C, 2779 °F)

3. *Wire cutting*

Setelah dilakukan proses penghalusan material Zirkonium, Molibdenum, Titanium dan Yttrium. Kemudian material tersebut dilakukan pemotongan material menggunakan mesin *wire cutting* untuk membuat spesimen uji berbentuk silinder, serta membuat bentuk spesimen uji tarik.

Pada proses pemotongan *wire cutting* dilakukan dengan cara menggunakan sebuah kawat elektroda (electrode wire) panas yang bergerak menembus paduan Zr-6Mo-4Ti, Zr-6Mo-4Ti-2Y. Benda kerja yang dapat diproses menggunakan *wire cutting* berupa material konduktif karena basis kerjanya menggunakan listrik. Proses *wire cutting* ini dilakukan di PRAMESTI TEKNIK, Tangerang.



Gambar 6. Mesin *Wire Cutting*

Sumber : (Dokumen pribadi)

Spesifikasi wire cutting A320D

- X, Y & Z Axes Travel: 12.8 x 8 x 7 in
- Max WP Wt.: 770 lbs
- Max WP Dim.: 21.2 x 14.1 x 6.8 in
- Power Requirements: 200/220V, 3 Phase

Panas yang dihasilkan pada kawat disebabkan oleh pulsa DC yang dihasilkan antara kawat dan paduan Zr-6Mo-4Ti-Y, yang mirip dengan proses EDM lainnya, kawat menjadi negatif dan benda kerja menjadi positif, sehingga menyebabkan loncatan bunga api.

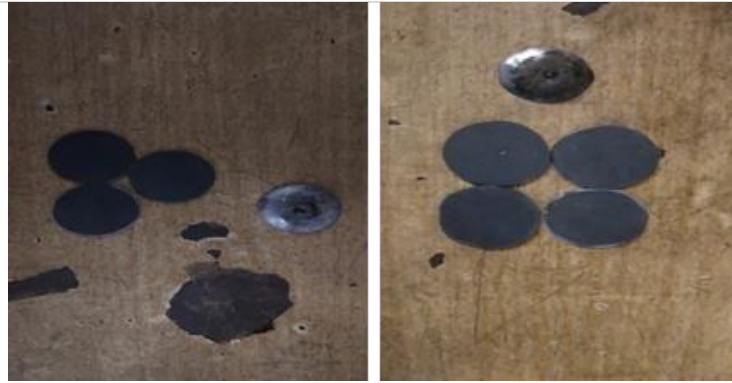
Antara kawat dan benda kerja adalah air deionisasi yang disebut dielektrik. Proses deionisasi mengubah air menjadi air murni yang bertindak sebagai isolator dan air keran yang mengandung mineral, membuat kawat sangat konduktif. Pada saat yang sama, untuk menyesuaikan konduktivitas air, proses sirkulasi air dilakukan dalam sistem pemotongan kawat.



Gambar 7. Proses Pemotongan

Sumber : (Dokumen pribadi)

Setelah melakukan proses pemotongan pada paduan biomaterial Zr-6Mo-4Ti-Y untuk membuat spesimen uji *wire cutting* berbentuk seperti silinder.



Gambar 8. Spesimen Berbentuk Silinder

Sumber : (Dokumen pribadi)

4. Alat Uji Tekan

Adapun uji kekuatan tekan, yaitu untuk menentukan kekuatan tekan atau ketahanan himpit material. Setelah di *wire cutting* kemudian di uji kekuatan tekan dengan jangka waktu tertentu. Uji tekan untuk menentukan perilaku material dibawah beban ketegangan maksimum yang dapat di pertahankan oleh suatu material.

Pengujian ini dilakukan hingga mengalami *cracking* (kepatahan) atau sampai batas tertentu. Pada proses pengujian kekuatan tekan dilakukan dengan cara menekan spesimen uji kekuatan tekan dengan menginput pada program alat *test speed* 0,001 mm/min menggunakan mesin uji tekan Shimadzu sampai patah agar dapat menghasil data dan grafik dari hasil pengujian. Alat ini bisa melakukan 2 pengujian yaitu, kekuatan tekan dan uji tarik. Proses pengujian material ini dilakukan di PTBBN BATAN, Serpong.



Gambar 9. Uji Kekuatan Tekan Shimadzu

Sumber : (Dokumen pribadi)

5. Mikroskop Optik

Pengujian pengamatan penampang patahan spesimen menggunakan mikroskop optic (BX51) pada paduan Zr-6Mo-4Ti dan Zr-6Mo-4Ti-2Y. Dari hasil pengujian tegangan geser yang di lakukan di labolatorium pusat teknologi bahan bakar nuklir (PTBBN BATAN) Serpong, Tangerang Selatan.



Gambar 10. Mikroskop Optik (BX51) [4]

HASIL DAN PEMBAHASAN

Data Hasil Penelitian

Berdasarkan penelitian yang telah di lakukan mengenai “Analisa Tegangan Geser Pada Biomaterial Berbahan Paduan Zr Untuk Aplikasi Implan Pada Manusia” di peroleh data berupa grafik dan hasil foto optic permukaan dari pemeriksaan visual.

A. Hasil Pengujian Tegangan Geser

Pengujian tegangan geser dilakukan untuk mengetahui tegangan geser yang terjadi pada masing-masing sample. Pengujian dilakukan terhadap sample Zr-6Mo-4Ti dan Zr-6Mo-4Ti-2Y.

1. Hasil Uji Tegangan Geser Spesimen Paduan Zr-6Mo-4Ti

Pengujian dilakukan di laboratorium Pusat Teknologi Bahan Bakar Nuklir (PTBBN), Serpong. Dari pengujian tegangan geser terhadap spesimen paduan Zr-6Mo-4Ti sebagai bahan biomaterial, mesin uji tekan telah dikalibrasi atau di input pada program alat test speed 0,001 mm/min menggunakan mesin uji tekan Shimadzu dengan pembebanan *Max* 10kN sampai patah, maka dapat diperoleh data hasil uji tarik pada tabel sebagai berikut.

Tabel 5. Hasil Uji Tegangan Geser Paduan Zr-6Mo-4Ti

Stroke mm	Force N	Stress N/mm ² , MPa	Strain mm/mm
0	0	0	0
0,0161	9,5253	3,1751	0,0006
0,0557	11,0431	3,6810	0,0020
0,0755	13,3234	4,4411	0,0027
0,1448	18,6418	6,2139	0,0052
0,2010	20,1581	6,7194	0,0072
0,2241	25,4808	8,4936	0,0080
0,2538	32,3242	10,7747	0,0091
0,2768	42,9717	14,3239	0,0099
0,2900	50,5773	16,8591	0,0104
0,3197	64,2669	21,4223	0,0114
0,3296	74,9155	24,9718	0,0118
0,3527	86,3236	28,7745	0,0126
0,3658	97,7327	32,5776	0,0131
0,3823	112,9448	37,6483	0,0137
0,3988	130,4390	43,4797	0,0142
0,4185	151,7363	50,5788	0,0149
0,4317	173,0341	57,6780	0,0154
0,4482	192,0497	64,0166	0,0160
0,4679	215,6290	71,8763	0,0167
0,4844	236,1659	78,7220	0,0173
0,4942	260,5068	86,8356	0,0177
0,5173	281,8038	93,9346	0,0185
0,5337	308,4261	102,8087	0,0191
0,5535	331,2448	110,4149	0,0198
0,5765	351,7811	117,2604	0,0206
0,5897	373,0790	124,3597	0,0211
0,6127	393,6153	131,2051	0,0219
0,6292	416,4342	138,8114	0,0225
0,6457	433,9284	144,6428	0,0231
0,6654	454,4650	151,4883	0,0238
0,6819	469,6771	156,5590	0,0244
0,6984	483,3679	161,1226	0,0249
0,7082	497,0593	165,6864	0,0253
0,7247	509,9894	169,9965	0,0259
0,7478	525,2009	175,0670	0,0267
0,7610	536,6099	178,8700	0,0272
0,7841	548,7787	182,9262	0,0280
0,7972	558,6664	186,2221	0,0285

Stroke mm	Force N	Stress N/mm², MPa	Strain mm/mm
0,8236	572,3563	190,7854	0,0294
0,8401	579,9616	193,3205	0,0300
0,8599	590,6093	196,8698	0,0307
0,8764	598,9753	199,6584	0,0313
0,8929	610,3840	203,4613	0,0319
0,9126	617,9891	205,9964	0,0326
0,9324	627,1155	209,0385	0,0333
0,9489	635,4814	211,8271	0,0339
0,9555	640,0449	213,3483	0,0341
0,9753	643,8466	214,6155	0,0348
0,9984	649,1692	216,3897	0,0357
1,0116	655,2535	218,4178	0,0361
1,0314	661,3371	220,4457	0,0368
1,0743	671,2221	223,7407	0,0384
1,1502	690,2323	230,0774	0,0411
1,2459	703,1552	234,3851	0,0445
1,3284	712,2759	237,4253	0,0474
1,4307	716,8307	238,9436	0,0511
1,5958	719,8585	239,9528	0,0570
1,9920	716,0192	238,6731	0,0711
2,1669	714,4820	238,1607	0,0774
2,3452	712,1838	237,3946	0,0838
2,6687	711,3938	237,1313	0,0953
2,8239	712,1404	237,3801	0,1009
2,9097	714,4147	238,1382	0,1039
3,1904	712,8679	237,6226	0,1139
3,4479	713,6053	237,8684	0,1231
3,7417	713,5786	237,8595	0,1336
3,9959	712,7949	237,5983	0,1427
4,3557	712,7623	237,5874	0,1556
4,7288	717,2926	239,0975	0,1689
4,7288	720,3354	240,1118	0,1689
4,7816	718,0485	239,3495	0,1708
4,9929	716,5080	238,8360	0,1783
5,1976	716,4895	238,8298	0,1856
5,5079	721,0255	240,3418	0,1967
5,6861	724,0521	241,3507	0,2031
5,8446	727,8411	242,6137	0,2087
5,9899	731,6314	243,8771	0,2139
6,1549	734,6591	244,8864	0,2198
6,2738	740,7338	246,9113	0,2241
6,3926	743,7658	247,9219	0,2283
6,5147	746,0368	248,6789	0,2327
6,6699	750,5868	250,1956	0,2382
6,7953	755,9002	251,9667	0,2427
6,9307	759,6913	253,2304	0,2475
7,0594	761,9617	253,9872	0,2521
7,2113	765,7514	255,2505	0,2575
7,3136	771,0669	257,0223	0,2612
7,4126	773,3399	257,7800	0,2647
7,4985	777,8963	259,2988	0,2678
7,5909	781,6913	260,5638	0,2711
7,7130	786,2443	262,0814	0,2755
7,8220	788,5165	262,8388	0,2794
7,9111	793,0725	264,3575	0,2825
7,9870	798,3904	266,1301	0,2853
8,0927	801,4236	267,1412	0,2890
8,1719	805,2198	268,4066	0,2919
8,2478	809,0163	269,6721	0,2946

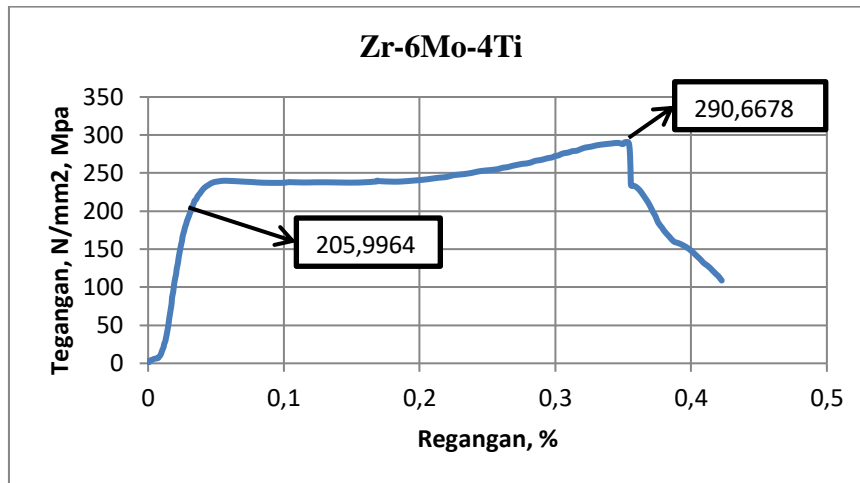
Stroke mm	Force N	Stress N/mm², MPa	Strain mm/mm
8,3369	812,0510	270,6837	0,2977
8,3897	817,3709	272,4570	0,2996
8,4525	818,8866	272,9622	0,3019
8,5119	824,2060	274,7353	0,3040
8,5845	828,7635	276,2545	0,3066
8,6670	831,0381	277,0127	0,3095
8,7495	836,3554	278,7851	0,3125
8,8321	837,8693	279,2898	0,3154
8,8981	842,4274	280,8091	0,3178
8,9773	848,5057	282,8352	0,3206
9,0466	851,5421	283,8474	0,3231
9,1457	854,5759	284,8586	0,3266
9,2414	859,1313	286,3771	0,3300
9,3734	862,9227	287,6409	0,3348
9,5583	866,7094	288,9031	0,3414
9,6937	868,9792	289,6597	0,3462
9,7927	864,4061	288,1354	0,3497
9,8290	871,2489	290,4163	0,3510
9,8983	872,0033	290,6678	0,3535
9,9215	862,8731	287,6244	0,3543
9,9414	814,9484	271,6495	0,3550
9,9548	718,3406	239,4469	0,3555
9,9615	700,8444	233,6148	0,3558
10,0242	699,3173	233,1058	0,3580
10,0902	691,7045	230,5682	0,3604
10,1596	677,2453	225,7484	0,3628
10,2158	662,0266	220,6755	0,3648
10,2752	645,2862	215,0954	0,3670
10,3281	629,3071	209,7690	0,3689
10,3809	609,5246	203,1749	0,3707
10,4206	594,3074	198,1025	0,3722
10,4669	579,0896	193,0299	0,3738
10,5197	554,7430	184,9143	0,3757
10,5957	535,7191	178,5730	0,3784
10,6320	525,0663	175,0221	0,3797
10,6816	513,6516	171,2172	0,3815
10,7576	497,6704	165,8901	0,3842
10,8434	480,1669	160,0556	0,3873
10,9326	474,0734	158,0245	0,3904
11,0383	464,9357	154,9786	0,3942
11,1538	451,2329	150,4110	0,3984
11,2463	436,0109	145,3370	0,4017
11,3256	421,5508	140,5169	0,4045
11,4015	407,8517	135,9506	0,4072
11,4544	396,4367	132,1456	0,4091
11,5204	387,3025	129,1008	0,4114
11,5865	376,6470	125,5490	0,4138
11,6525	363,7094	121,2365	0,4162
11,7252	350,0106	116,6702	0,4188
11,7714	341,6389	113,8796	0,4204
11,8309	326,4199	108,8066	0,4225

Data analisa terhadap hasil uji tegangan geser Spesimen Paduan Zr-6Mo-4Ti tersebut pada tabel sebagai berikut:

Tabel 6. Hasil Uji Tegangan Geser Paduan Zr-6Mo-4Ti

Indikator	Data Statistic			
	Zr-6Mo-4Ti	Zr-6Mo-4Ti	Zr-6Mo-4Ti	Zr-6Mo-4Ti
	(Stroke) mm	(Force) N	(Stress) N/mm, Mpa	(Stress) mm/mm
Minimum	0.0161	9.5253	3.1751	0.0006
Maximum	9.8983	872.0033	290.6678	0.3535

Pada Tabel 6, hasil uji tegangan geser spesimen paduan Zr-6Mo-4Ti diketahui bahwa nilai *strain* terendah sebesar 0,0006, sedangkan nilai tertinggi sebesar 0,3535. Sedangkan nilai terendah *stress* sebesar 3,1751 MPa, sedangkan nilai tertinggi sebesar 290,6678 Mpa. Adapun hasil uji tegangan geser di gambarkan pada grafik sebagai berikut:



Gambar 11. Grafik Nilai Tegangan Geser Zr-6Mo-4Ti

Dari grafik tersebut dapat di ketahui bahwa paduan Zr-6Mo-4Ti mendapatkan nilai yield sebesar 205,9964 MPa, memiliki nilai tegangan ultimate sebesar 290,6678 MPa dan pergeseran 1,0011% dari hasil pembagian tegangan dan regangan pada titik modulus elastisitas, serta material termasuk kategori yang cukup getas karena memiliki deformasi plastis yang rendah sehingga metrial paduan Zr-6Mo-4Ti termasuk kategori material yang getas tidak ulet.

2. Hasil Uji Tegangan Geser Spesimen Paduan Zr-6Mo-4T-2Y

Pengujian dilakukan di laboratorium Pusat Teknologi Bahan Bakar Nuklir (PTBBN), Serpong. Dari pengujian tegangan geser terhadap spesimen paduan Zr-6Mo-4Ti-2Y sebagai bahan biomaterial, mesin uji tekan telah dikalibrasi atau diinput pada program alat test speed 0,001 mm/min menggunakan mesin uji tekan Shimadzu dengan pembebanan *Max* 10 kN sampai patah, maka dapat diperoleh data hasil uji tarik pada tabel sebagai berikut.

Tabel 7. Hasil Uji Tegangan Geser Paduan Zr-6Mo-4Ti-2Y

Stroke mm	Force N	Stress N/mm ² , MPa	Strain mm/mm
0	0	0	0
0,5018	4,5575	1,5192	0,0179
0,5942	5,3171	1,7724	0,0212
0,6932	14,4322	4,8107	0,0248
0,7823	30,3836	10,1279	0,0279
0,8251	53,1713	17,7238	0,0295
0,8449	64,5651	21,5217	0,0302
0,8614	79,7569	26,5856	0,0308
0,8745	93,4295	31,1432	0,0312
0,8877	112,4193	37,4731	0,0317
0,9041	126,8515	42,2838	0,0323
0,9206	148,1200	49,3733	0,0329
0,9337	169,3885	56,4628	0,0333
0,9567	199,7721	66,5907	0,0342

Stroke mm	Force N	Stress N/mm², MPa	Strain mm/mm
0,9698	227,8769	75,9590	0,0346
0,9895	257,5009	85,8336	0,0353
1,0125	287,1250	95,7083	0,0362
1,0290	305,3551	101,7850	0,0367
1,0289	319,0277	106,3426	0,0367
1,0487	338,0175	112,6725	0,0375
1,0486	349,4113	116,4704	0,0375
1,0585	373,7182	124,5727	0,0378
1,0881	394,2271	131,4090	0,0389
1,0947	404,8614	134,9538	0,0391
1,0979	423,0915	141,0305	0,0392
1,1012	434,4854	144,8285	0,0393
1,1209	459,5518	153,1839	0,0400
1,1406	486,8971	162,2990	0,0407
1,1538	509,6848	169,8949	0,0412
1,1702	533,2321	177,7440	0,0418
1,1866	553,7410	184,5803	0,0424
1,2031	571,9711	190,6570	0,0430
1,2195	593,2397	197,7466	0,0436
1,2426	610,7102	203,5701	0,0444
1,2656	628,1808	209,3936	0,0452
1,2688	645,6513	215,2171	0,0453
1,2952	660,0836	220,0279	0,0463
1,3117	674,5158	224,8386	0,0468
1,3314	691,9863	230,6621	0,0476
1,3512	704,1398	234,7133	0,0483
1,3742	717,8124	239,2708	0,0491
1,3940	731,4850	243,8283	0,0498
1,4039	742,1193	247,3731	0,0501
1,4368	755,7919	251,9306	0,0513
1,4599	771,7433	257,2478	0,0521
1,4731	783,1371	261,0457	0,0526
1,5027	796,8097	265,6032	0,0537
1,5357	811,2419	270,4140	0,0548
1,5654	823,3954	274,4651	0,0559
1,5983	836,3084	278,7695	0,0571
1,6379	854,5385	284,8462	0,0585
1,6841	870,4899	290,1633	0,0601
1,7302	886,4413	295,4804	0,0618
1,7566	897,8352	299,2784	0,0627
1,7896	910,7482	303,5827	0,0639
1,8390	924,4208	308,1403	0,0657
1,8918	940,3722	313,4574	0,0676
1,9347	951,7660	317,2553	0,0691
1,9908	963,9195	321,3065	0,0711
2,0534	976,8325	325,6108	0,0733
2,0930	995,8223	331,9408	0,0748
2,1689	1011,7736	337,2579	0,0775
2,2448	1024,6867	341,5622	0,0802
2,3305	1041,3976	347,1325	0,0832
2,3965	1056,5894	352,1965	0,0856
2,5054	1073,3004	357,7668	0,0895
2,5846	1083,9347	361,3116	0,0923
2,6341	1090,0114	363,3371	0,0941
2,6902	1096,8477	365,6159	0,0961
2,7331	1105,9628	368,6543	0,0976
2,7958	1115,0779	371,6926	0,0998
2,8585	1123,4333	374,4778	0,1021
2,9212	1132,5484	377,5161	0,1043

Stroke mm	Force N	Stress N/mm², MPa	Strain mm/mm
2,9938	1140,1443	380,0481	0,1069
3,0664	1147,7402	382,5801	0,1095
3,1522	1156,0957	385,3652	0,1126
3,2182	1165,2108	388,4036	0,1149
3,2809	1174,3259	391,4420	0,1172
3,3568	1184,2005	394,7335	0,1199
3,4293	1194,8348	398,2783	0,1225
3,4689	1198,6327	399,5442	0,1239
3,5185	1202,4307	400,8102	0,1257
3,5547	1212,3054	404,1018	0,1270
3,6009	1219,9013	406,6338	0,1286
3,6636	1229,0163	409,6721	0,1308
3,7263	1238,1314	412,7105	0,1331
3,7857	1245,7273	415,2424	0,1352
3,8484	1254,0828	418,0276	0,1374
3,9111	1263,1979	421,0660	0,1397
3,9639	1270,7938	423,5979	0,1416
4,0101	1276,1109	425,3703	0,1432
4,0398	1282,1876	427,3959	0,1443
4,0860	1290,5431	430,1810	0,1459
4,1421	1295,8602	431,9534	0,1479
4,2114	1304,2157	434,7386	0,1504
4,2708	1314,8500	438,2833	0,1525
4,3335	1324,7246	441,5749	0,1548
4,3962	1332,3205	444,1068	0,1570
4,4523	1339,1569	446,3856	0,1590
4,4951	1349,0315	449,6772	0,1605
4,5578	1358,1466	452,7155	0,1628
4,6040	1365,7425	455,2475	0,1644
4,6568	1373,3384	457,7795	0,1663
4,7030	1380,1747	460,0582	0,1680
4,7558	1389,2898	463,0966	0,1699
4,8185	1397,6453	465,8818	0,1721
4,8713	1403,7220	467,9073	0,1740
4,9406	1415,1158	471,7053	0,1764
5,0000	1424,2309	474,7436	0,1786
5,0528	1432,5864	477,5288	0,1805
5,1287	1441,7015	480,5672	0,1832
5,1947	1450,0570	483,3523	0,1855
5,2574	1459,1720	486,3907	0,1878
5,3200	1469,8063	489,9354	0,1900
5,3794	1476,6426	492,2142	0,1921
5,4454	1484,2385	494,7462	0,1945
5,4982	1491,8344	497,2781	0,1964
5,5543	1503,2283	501,0761	0,1984
5,6302	1513,1029	504,3676	0,2011
5,6830	1519,9392	506,6464	0,2030
5,7490	1529,0543	509,6848	0,2053
5,7919	1537,4098	512,4699	0,2069
5,8546	1541,9673	513,9891	0,2091
5,9008	1551,8420	517,2807	0,2107
5,9470	1560,1975	520,0658	0,2124
6,0097	1569,3126	523,1042	0,2146
6,0658	1572,3509	524,1170	0,2166
6,0955	1579,1872	526,3957	0,2177
6,1483	1588,3023	529,4341	0,2196
6,2176	1593,6194	531,2065	0,2221
6,2968	1603,4941	534,4980	0,2249
6,3595	1610,3304	536,7768	0,2271

Stroke mm	Force N	Stress N/mm², MPa	Strain mm/mm
6,4090	1616,4071	538,8024	0,2289
6,4783	1625,5222	541,8407	0,2314
6,5608	1633,1181	544,3727	0,2343
6,6136	1638,4352	546,1451	0,2362
6,6763	1647,5503	549,1834	0,2384
6,7522	1654,3866	551,4622	0,2411
6,8182	1662,7421	554,2474	0,2435
6,8875	1668,8188	556,2729	0,2460
6,9370	1674,8956	558,2985	0,2477
6,9997	1680,9723	560,3241	0,2500
7,0426	1684,0106	561,3369	0,2515
7,0954	1689,3278	563,1093	0,2534
7,1581	1696,1641	565,3880	0,2556
7,2142	1702,2408	567,4136	0,2576
7,2703	1711,3559	570,4520	0,2597
7,3165	1718,1922	572,7307	0,2613
7,3759	1721,2305	573,7435	0,2634
7,4320	1727,3073	575,7691	0,2654
7,5013	1733,3840	577,7947	0,2679
7,5607	1741,7395	580,5798	0,2700
7,6135	1747,8162	582,6054	0,2719
7,6498	1753,1333	584,3778	0,2732
7,6795	1756,9313	585,6438	0,2743
7,7257	1764,5272	588,1757	0,2759
7,7752	1772,1231	590,7077	0,2777
7,8148	1778,1998	592,7333	0,2791
7,8412	1780,4785	593,4928	0,2800
7,8643	1781,9977	593,9992	0,2809
7,9072	1789,5936	596,5312	0,2824
7,9567	1794,1512	598,0504	0,2842
7,9963	1799,4683	599,8228	0,2856
8,0590	1801,7471	600,5824	0,2878
8,1283	1800,9875	600,3292	0,2903
8,1415	1795,6703	598,5568	0,2908
8,1416	1772,1231	590,7077	0,2908
8,1450	1753,1333	584,3778	0,2909
8,1648	1740,2203	580,0734	0,2916
8,1682	1710,5963	570,1988	0,2917
8,1716	1691,6065	563,8688	0,2918
8,1749	1674,1360	558,0453	0,2920
8,1948	1646,7907	548,9302	0,2927
8,1949	1630,8393	543,6131	0,2927
8,1916	1617,1667	539,0556	0,2926
8,1917	1601,2153	533,7384	0,2926
8,2049	1586,7831	528,9277	0,2930
8,2083	1559,4379	519,8126	0,2932
8,2084	1532,0927	510,6976	0,2932
8,2085	1507,7858	502,5953	0,2932
8,2086	1486,5173	495,5058	0,2932
8,2350	1469,8063	489,9354	0,2941
8,2351	1449,2974	483,0991	0,2941
8,2285	1436,3844	478,7948	0,2939
8,2319	1418,9138	472,9713	0,2940
8,2320	1402,2028	467,4009	0,2940
8,2551	1388,5302	462,8434	0,2948
8,2750	1374,0980	458,0327	0,2955
8,3047	1361,1850	453,7283	0,2966
8,3246	1345,9932	448,6644	0,2973
8,3378	1331,5610	443,8537	0,2978

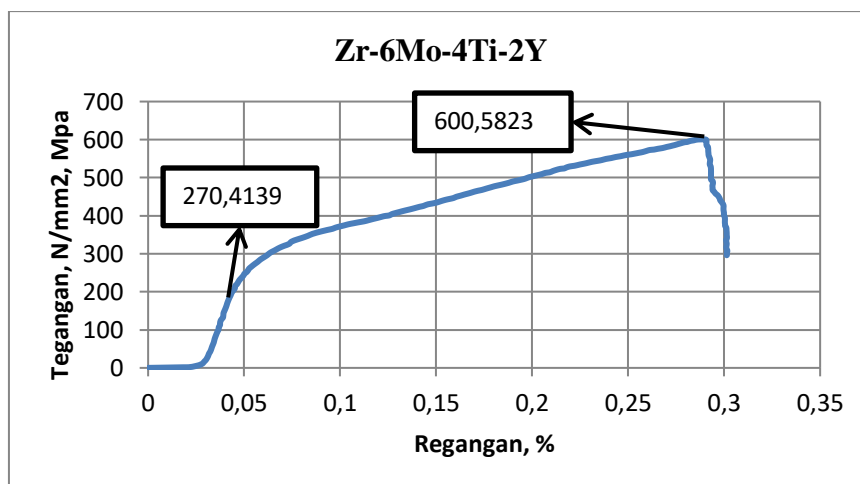
Stroke mm	Force N	Stress N/mm ² , MPa	Strain mm/mm
8,3445	1320,1671	440,0557	0,2980
8,3709	1301,9370	433,9790	0,2990
8,3908	1282,1876	427,3959	0,2997
8,3909	1263,9575	421,3192	0,2997
8,3909	1244,2081	414,7360	0,2997
8,3976	1222,1800	407,3933	0,2999
8,3977	1203,1903	401,0634	0,2999
8,4109	1186,4793	395,4931	0,3004
8,4110	1159,8937	386,6312	0,3004
8,4111	1142,4231	380,8077	0,3004
8,4144	1129,5101	376,5034	0,3005
8,4145	1118,1162	372,7054	0,3005
8,4310	1106,7224	368,9075	0,3011
8,4344	1086,9730	362,3243	0,3012
8,4378	1063,4258	354,4753	0,3013
8,4378	1045,9552	348,6517	0,3014
8,4412	1024,6867	341,5622	0,3015
8,4280	1006,4565	335,4855	0,3010
8,4380	979,1113	326,3704	0,3014
8,4315	956,3236	318,7745	0,3011
8,4349	938,8530	312,9510	0,3012
8,4481	922,1420	307,3807	0,3017
8,4383	909,2290	303,0763	0,3014
8,4416	896,3160	298,7720	0,3015
8,4383	887,9605	295,9868	0,3014

Data analisa terhadap hasil uji tegangan geser Spesimen Paduan Zr-6Mo-4Ti-2Y tersebut pada tabel sebagai berikut:

Tabel 8. Hasil Uji Tegangan Geser Paduan Zr-6Mo-4Ti-2Y

Data Statistic				
Indikator	Zr-6Mo-4Ti-2Y (Stroke) mm	Zr-6Mo-4Ti-2Y (Force) N	Zr-6Mo-4Ti-2Y (Stress) N/mm, Mpa	Zr-6Mo-4Ti-2Y (Stress) mm/mm
Minimum	0.5018	4.5575	1.5192	0.0179
Maximum	8.0590	1801.7471	600.5824	0.2878

Pada Tabel 8, hasil uji tegangan geser Spesimen Paduan Zr-6Mo-4Ti-2Y diketahui bahwa nilai *strain* terendah sebesar 0,0179, sedangkan nilai tertinggi sebesar 0,2878. Sedangkan nilai terendah *stress* sebesar 1,5192 MPa, sedangkan nilai tertinggi sebesar 600,5824 MPa. Adapun hasil uji tegangan geser dalam bentuk grafik terdapat pada Gambar 12 sebagai berikut.



Gambar 12. Grafik Nilai Tegangan Geser Zr-6Mo-4Ti-2Y

Dari grafik tersebut dapat diketahui bahwa paduan Zr-6Mo-4Ti-2Y mendapatkan nilai *yield* sebesar 270,4139 MPa, memiliki nilai tegangan *ultimate* sebesar 600,5823 MPa dan pergeseran 1,0102% dari hasil pembagian tegangan dan regangan pada titik modulus elastisitas, serta material termasuk kategori yang cukup ulet karena memiliki deformasi plastis yang tinggi sehingga metrial paduan Zr-6Mo-4Ti-2Y termasuk kategori material yang cukup ulet.

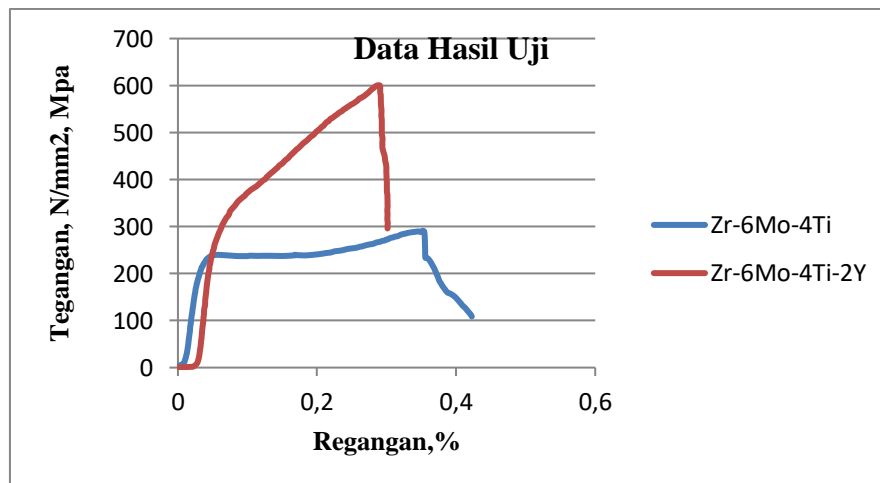
3. Perbandingan Hasil Uji Spesimen

Perbandingan hasil uji spesimen paduan Zr-6Mo-4Ti dan Zr-6Mo-4Ti-2Y dapat dilihat pada Tabel 9 sebagai berikut:

Tabel 9. Hasil Uji Tegangan Geser

Paduan Material	Modulus Elastisitas (GPa)	Yield Strength (MPa)	Ultimate Strees (MPa)	Strain (%)	Elastic Energy (MJ/mm ³)
Zr-6Mo-4Ti	68,5855	205,9963	290,6678	1,0011	309,3544
Zr-6Mo-4Ti-2Y	89,2209	270,4139	600,5823	1,0102	419,1866

Perbandingan hasil uji spesimen paduan Zr-6Mo-4Ti dan Zr-6Mo-4Ti-2Y dapat digambarkan pada grafik pada Gambar 13 sebagai berikut.

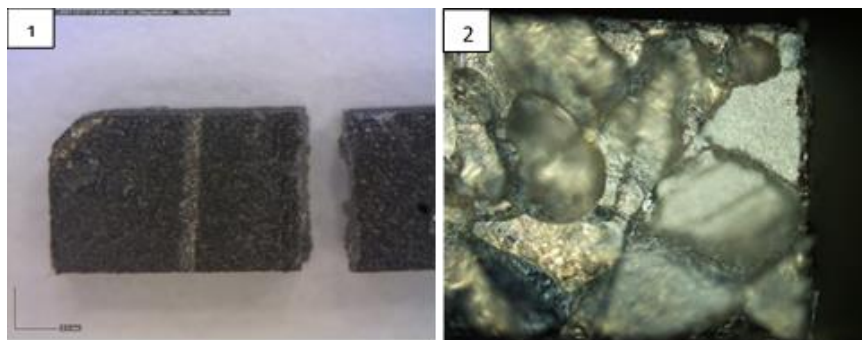


Gambar 13. Perbandingan Grafik Zr-6Mo-4Ti dan Zr-6Mo-4Ti-2Y

4. Hasil Penampang Patahan Spesimen Uji

Perbedaan komposisi uji spesimen dan arah pembebanan akan menghasilkan berbagai bentuk patahan pada material. Proses pembentukan patahan di area lokal dapat digambarkan pada skala mikroskop dengan mempertimbangkan fisik dan mikrostruktur material.

a. Hasil Foto Penampang Patahan Zr-6Mo-4Ti

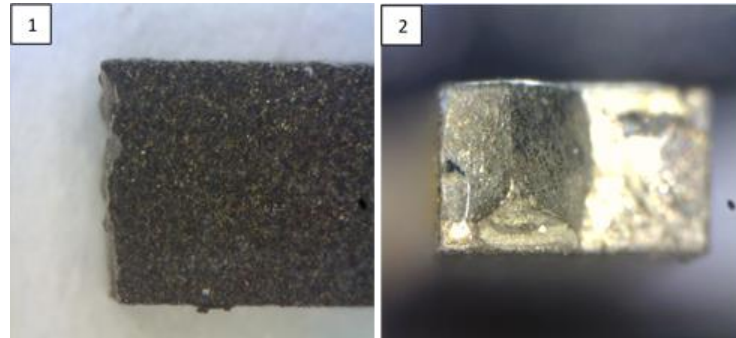


Gambar 14. Foto Penampang Patahan Zr-6Mo-4Ti
Sumber : (Dokumen pribadi)

Pada gambar 14(1), menunjukkan patah relatif tegak lurus dan diawali patah geser sehingga tidak terjadi mekanisme *necking* atau penyusutan patahan. Gambar 14(2) terlihat penampilan patahan butirannya kasar dan permukaan hasil patahan berbentuk granular/butiran, mengkilap, dan memantulkan cahaya.

Fenomena patah pada material Zr-6Mo-4Ti diawali dengan terjadinya retakan secara cepat dibandingkan patah ulet tanpa deformasi plastis terlebih dahulu dan dalam waktu yang singkat. Mode kristalografinya adalah pembelahan dan geser dimana perpatahan merambat sepanjang bidang-bidang kristalin melalui butiran dan merambat melalui batas butir. Dapat disimpulkan bahwa material Zr-6Mo-4Ti dikategorikan sebagai material yang cukup getas [5].

b. Hasil Foto Penampang Patahan Zr-6Mo-4Ti-2Y



Gambar 15. Foto Penampang Patahan Zr-6Mo-4Ti-2Y
Sumber : (Dokumen Pribadi)

Pada gambar 15(1), terjadinya proses *necking*/penyusutan sehingga adanya reduksi luas penampang patahan. Gambar 15(2) terlihat penampilan Patah ulet ini ditandai dengan penyerapan energi disertai adanya deformasi plastis yang cukup besar di sekitar patahan, sehingga permukaan patahan nampak kasar, berserabut (*fibrous*), dan berwarna kelabu dengan tempo terjadinya patahan lebih lama. Mode kristalografinya adalah geser dimana perpatahan merambat melalui batas butir [5].

B. Pembahasan

Perbandingan yang di dapat dari masing- masing paduan yaitu, pada paduan Zr-6Mo-4Ti-2Y mendapatkan nilai yield tertinggi sebesar 270,4139 MPa, tegangan ultimate sebesar 600,5823 MPa dan pergeseran 1,0102% sedangkan pada paduan Zr-6Mo-4Ti mendapatkan nilai yield sebesar 205,9964 MPa, tegangan ultimate sebesar 290,6678 MPa dan pergeseran 1,0011%. Dengan demikian paduan Zr-6Mo-4Ti-2Y lebih unggul dari paduan Zr-6Mo-4Ti karena memiliki nilai dan tingkat kekuatan stress maupun strain yang tinggi serta dapat dinyatakan bahwa paduan Zr-6Mo-4Ti-2Y sebagai material yang ulet (tidak getas) sedangkan pada paduan Zr-6Mo-4Ti dapat dinyatakan sebagai material yang getas (tidak ulet) karena memiliki nilai stress dan strain yang rendah.

Secara analisa permukaan patah dengan melihat bentuk permukaan sampel uji tegangan geser terlihat bahwa terjadi perbedaan luas dan mikrostruktur material penampang pada permukaan sampel yang mengalami putus, terutama pada material paduan Zr-6Mo-4Ti-2Y yang mengalami proses *necking* atau penyusutan sedangkan pada material paduan Zr-6Mo-4Ti tidak mengalami proses *necking* atau penyusutan. Seringkali permukaan patahan mengandung kombinasi antara patah berserat dan granural, biasanya masing-masing jenis dinyatakan dalam persentase luas permukaan dan kandungan material yang berbeda.

Dalam pengujian ini dapat dilihat bahwa yang lebih mempengaruhi perubahan sifat mekanik dan bentuk permukaan patah adalah kandungan ytarium pada material uji sehingga dapat membedakan hasil patahan pada komposisi material yang berbeda tersebut sehingga material dapat dikatakan getas atau ulet.

KESIMPULAN

Berdasarkan grafik tegangan dan regangan hasil uji tegangan geser spesimen uji, maka spesimen paduan Zr-6Mo-4Ti-2Y memiliki keunggulan tegangan geser dari spesimen Zr-6Mo-4Ti dan memiliki keunggulan *max elongation* atau *max* regangan tersendiri dari Zr-6Mo-4Ti. Spesimen Zr-6Mo-4Ti-2Y memiliki kategori yang cukup ulet dan tidak terlalu getas. Dengan demikian, spesimen tersebut dapat dinyatakan lebih layak di aplikasikan untuk implan pada manusia.

Berdasarkan hasil foto penampang patahan spesimen paduan Zr-6Mo- 4Ti-2Y, memiliki keunggulan tersendiri dari bentuk hasil patahan dan struktur mikro dibandingkan dengan paduan Zr-6Mo-4Ti, Spesimen paduan Zr-6Mo-4Ti-2Y mempunyai kekuatan yang terbaik sehingga memiliki kategori yang cukup ulet dan tidak terlalu getas.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] K. Sukmawati and A. Pujiyanta, "Deteksi Penyakit Tulang Menggunakan Jaringan Syaraf Tiruan dengan Metode Backpropagation," *J. Sarj. Tek. Inform.*, vol. 2, no. 2, pp. 233–246, 2014, doi: <http://dx.doi.org/10.12928/jstie.v2i2.2844>.
- [2] C. Oldani and A. Dominguez, "Titanium as a Biomaterial for Implants," in *Recent Advances in Arthroplasty*, S. K. Fokter, Ed. Rijeka: IntechOpen, 2012. doi: 10.5772/27413.
- [3] D. S. N. Alam, P. Ambardi, and D. H. Prajitno, "Pengaruh Perlakuan Pelarutan Terhadap Sifat Mekanik Dan Struktur Mikro Paduan Terner Zr-Nb-Mo Untuk Biomaterial Effect Of Solution Treatment On Mechanical Properties And Micro Structure," *Maj. Ilm. Pengkaj. Ind.*, vol. 13, no. 1, pp. 15–22, 2019.
- [4] D. Wahyudiandri, "Analisa Perbandingan Laju Korosi Hot Dip Galvanizing Dan Cold Rolled Pada Larutan Nacl 5% Dan Air Dengan Metode Kehilangan Massa," Universitas Mercu Buana, 2020.
- [5] A. Hidayat and A. Mujahiduddin, "Pembelajaran Bentuk Sendi Tulang Manusia Menggunakan Konsep Augmented Reality," *J. Siliwangi Seri Pendidik.*, vol. 3, no. 1, pp. 204–208, 2017.