

Pengaruh Ukuran Butir Serbuk Cangkang Kerang Darah Dan Titanium Dioksida Terhadap Sifat Mekanik Gigi Tiruan Berbasis Resin Akrilik

Muhammad Syahid^{a,1}, Ridwansyah Burhanuddin^b, Rudi Amme^a

^aProgram Studi Teknik Metalurgi dan Material, Universitas Hasanuddin, Makassar, 90245

^bProgram Studi Teknik Mesin, Universitas Hasanuddin, Makassar, 90245

¹syahid@unhas.ac.id

ABSTRACT

This study analyzed the mechanical properties of acrylic resin (PMMA)-based dentures with blood clam shell powder and TiO₂ reinforcements with variations in grain size of mesh 200, mesh 300, and mesh 400 with a preparation process in the form of calcination of blood clam shells and silanization of TiO₂. The purpose of this study was to determine the mechanical properties and microstructure. The molding of test specimens was carried out using the compaction method on acrylic resin-based dentures (65%) blood clam shell powder and TiO₂ (35%), where the preparation of blood clam shell powder was carried out using the hydrothermal calcination method using a furnace at a temperature of 1000 ° C, heating time 30 minutes, and holding time 6 hours. The preparation of TiO₂ used a silane coupling agent that went through various processes such as mixing TiO₂ with ethanol using a magnetic stirrer, evaporation with a rotary evaporator, vacuum Buchner as a solution separator, then TiO₂ was inserted into the furnace for 20 hours at a temperature of 60 ° C. The Vickers hardness test results before adding blood clam shell powder or TiO₂ were 5.30 HV. At the same time, the highest hardness in the blood clam shell powder reinforcement was 6.60 HV at mesh 400. As for the TiO₂ reinforcement, the highest hardness with the same reinforcement composition was 9.90 HV at mesh 400. The results obtained on the specimen without reinforcement in the compression test were 11.86 MPa. The highest compression test value with blood clam shell powder reinforcement was 18.19 MPa at mesh 400. The TiO₂ reinforcement had the highest value of 13.01 MPa at mesh 400. It can be seen from the microstructure that with the TiO₂ reinforcement, mesh 200 experienced a reasonably even distribution of filler to fill between PMMA particles.

Keywords: dentures, composite materials, acrylic resin (PMMA), anadara granosa, titanium dioxide (TiO₂)

Received 2 September 2024; Presented 2 Oktober 2024; Publication 20 Januari 2025

DOI: 10.71452/590892

PENDAHULUAN

Penggunaan gigi manusia dalam sebuah pendidikan kedokteran gigi merupakan hal yang seringkali menjadi pembahasan terkait aspek etika dalam eksperimen yang melibatkan manusia. Hal tersebut diperoleh dari adanya sebuah fakta berupa penggunaan gigi manusia untuk prosedur restoratif, alat-alat prostetik, dan juga praktikum mahasiswa preklinik pendidikan kedokteran gigi [1][2]. Maka dari itu, seiring meningkatnya kebutuhan gigi untuk praktikum preklinik maka dikembangkan gigi tiruan yang memiliki morfologi dan sifat yang mirip dengan gigi asli [3].

Bahan *implant* yang paling sering digunakan pada saat ini adalah titanium. Sebagai hasil dari sebuah studi ekstensif branemark, titanium menjadi sebuah standar emas dalam kedokteran gigi implan [4]. Unsur ini pertama kali ditemukan di Inggris oleh Gregor pada tahun 1790, hanya pada tahun 1795 titanium adalah unsur paling melimpah kesembilan

dan unsur logam paling melimpah keempat di kerak bumi, setelah aluminium, besi, dan magnesium.

Pada saat ini resin akrilik merupakan bahan utama untuk pembuatan gigi tiruan[5]. Untuk itu diperlukan usaha mencari alternatif bahan pengganti yang mempunyai biokompatibilitas baik terhadap tubuh manusia [6][7]. Pada tahun 1906, Greenfield memperkenalkan prototipe pertama dari implan silinder berongga yang digunakan saat ini, terbuat dari paduan platinum iridium. Sementara itu, Mueller menempatkan implan pertama yang terbuat dari paduan platinum iridium ke dalam mulut. Resin akrilik merupakan salah satu bahan yang paling banyak digunakan sejak pertengahan tahun 1940-an sebagai bahan pembuatan gigi tiruan [8][9][10].

TiO₂ baru-baru ini menjadi terkenal karena memiliki beberapa keuntungan diantaranya yaitu stabilitasnya yang tinggi, efek katalitik, ketersediaan warna putih, efisiensi, dan biaya rendah [11][12]. TiO₂ ini sendiri juga tidak beracun, memiliki indeks bias, dan ketahanan korosi yang tinggi serta kekerasan tinggi

dan aktivitas antimikroba di bawah spektrum konfigurasi yang luas [13][14][15].

Komponen utama dari gigi adalah hidroksiapatit yang juga dimiliki oleh tulang, gigi binatang, cangkang telur, kerang, dan sebagainya [16][17]. Bahan tersebut tersedia melimpah di Indonesia, namun belum dimanfaatkan dengan baik. Salah satu yang cukup berpotensi adalah cangkang kerang darah [18]. *Hydroxyapatite* (HA) adalah suatu kalsium fosfat yang mengandung *hydroxide* dengan formula kimia $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ yang banyak digunakan dalam bidang kedokteran dan kedokteran gigi sebagai tulang buatan dan akar gigi tiruan [19][20]. Joko Martoyo (1981) telah melaporkan hasil inventarisasi daerah potensial budidaya kerang laut di Indonesia. menghasilkan kerang darah 267.7 ton per tahun[21][22].

Dengan berbagai keunggulan yang terdapat pada titanium dioksida ini penulis tertarik untuk meneliti pengaruh dari variasi ukuran serbuk cangkang kerang darah dan titanium dioksida (TiO_2) pada sifat fisik dan mekanik. Seperti penelitian yang telah dilakukan oleh Ahmed et al., [12] yang membuktikan bahwasanya penambahan bahan nanopartikel titanium dioksida dengan konsentrasi 1% dan 5% dapat meningkatkan kekerasan dan kekuatan dari *polymethyl methacrylate* (PMMA).

METODOLOGI

Penelitian ini menganalisis sifat mekanik gigi tiruan berbasis resin akrilik (PMMA) dengan penguat bubuk cangkang kerang darah dan TiO_2 variasi ukuran butir penguat mesh 200, mesh 300, dan mesh 400 dengan proses preparasi berupa kalsinasi cangkang kerang darah dan silanisasi TiO_2 . Adapun preparasi pada TiO_2 menggunakan *silane coupling agent* yang melewati berbagai proses seperti pencampuran TiO_2 dengan etanol menggunakan *magnetic stirrer*,

Cangkang kerang darah dikeringkan dan dihaluskan dengan blender dan mortar medis. Selanjutnya dikalsinasi dalam furnace pada suhu $1000\text{ }^\circ\text{C}$ selama penguapan dengan *rotary evaporator*, *vacuum buchneer* sebagai pemisah larutan, kemudian TiO_2 dimasukkan pada tungku selama 20 jam dengan temperatur $60\text{ }^\circ\text{C}$. Skema proses silanisasi dapat dilihat pada Gambar 1.a .

6 jam. Selanjutnya dicampurkan dengan $NH_4H_2PO_4$ 36.90 g dan aquadest 600 ml dan diaduk dengan kecepatan 300rpm selama 150 menit pada suhu $90\text{ }^\circ\text{C}$. Kemudian Hidroksiapatit yang telah disintesis dioven selama 12 jam pada suhu $120\text{ }^\circ\text{C}$ dan dikalsinasi selama 1 jam pada temperatur $900\text{ }^\circ\text{C}$. Skema proses kalsinasi Hidroksiapatit dapat dilihat pada Gambar 1.b

Pencetakan spesimen uji dilakukan dengan metode kompaksi pada gigi tiruan berbasis resin akrilik (65%) bubuk cangkang kerang darah dan TiO_2 (35%), dimana preparasi pada bubuk cangkang kerang darah. Specimen uji kekerasan serta pengamatan mikrostruktur berdimensi (20 mm x 20 mm x 5 mm) dan specimen uji tekan sesuai ISO 604. Karakterisasi material dilakukan melalui berbagai pengujian, diantaranya : Pengujian kekerasan, uji tekan, dan pengamatan struktur mikro menggunakan Mikroskop Optik.

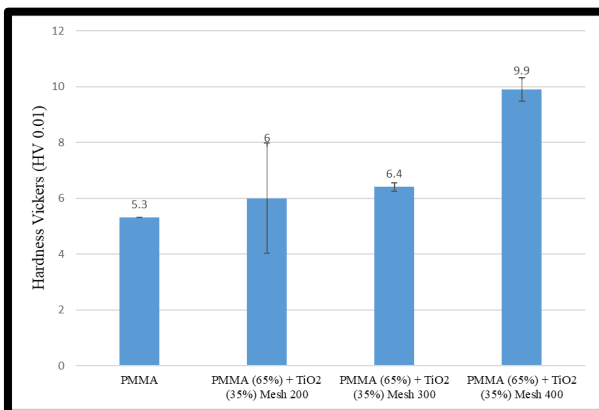
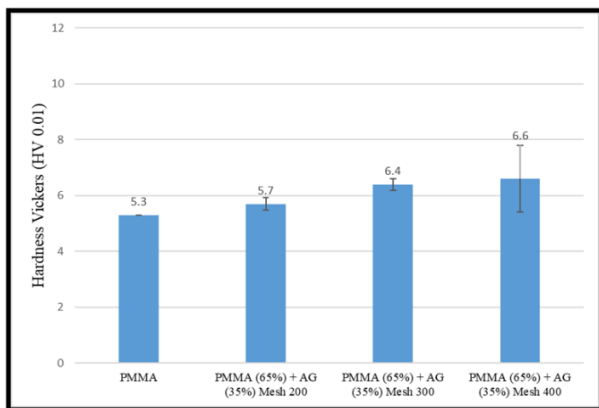


Gambar 1.a. Skema Proses Silanisasi b. Skema Proses kalsinasi Cangkang Kerang Darah c. proses pembuatan gigi tiruan berbasis akrilik d. sample gigi tiruan untuk pengujian

HASIL DAN PEMBAHASAN

Pengaruh Variasi Ukuran Serbuk Filler terhadap Kekerasan

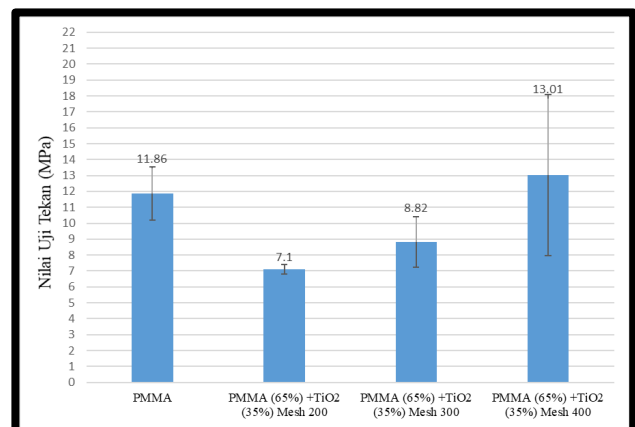
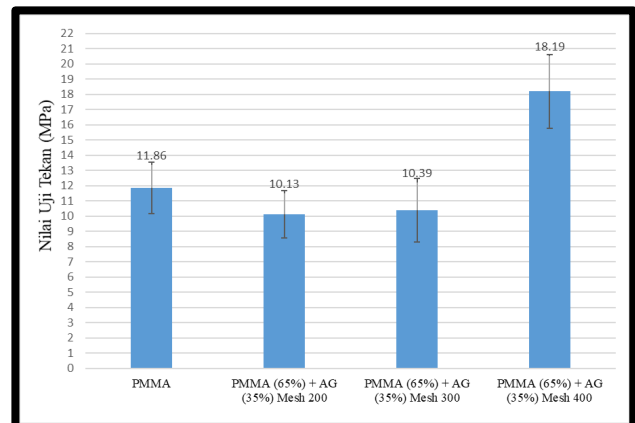
Dari gambar tersebut dapat diamati nilai kekerasan bahan dasar pembuatan gigi tiruan resin akrilik sebesar 5.30 HV sebelum diberikan penambahan bubuk cangkang kerang darah dan titanium dioksida pada bahan dasar gigi tiruan resin akrilik, namun kekerasan meningkat saat diberikan penambahan bubuk cangkang kerang darah dan titanium dioksida. Untuk variasi penambahan bubuk cangkang kerang darah 35% mesh 200 mendapatkan nilai 5.70 HV, variasi penambahan bubuk cangkang kerang darah 35% mesh 300 mendapatkan nilai 6.40 HV, dan variasi penambahan bubuk cangkang kerang darah 35% mesh 400 mendapatkan nilai 6.60 HV. Sedangkan untuk variasi penambahan bubuk titanium dioksida 35% mesh 200 mendapatkan nilai 6.00 HV, variasi penambahan bubuk titanium dioksida 35% mesh 300 mendapatkan nilai 6.40 HV, dan variasi penambahan bubuk titanium dioksida 35% mesh 400 mendapatkan nilai 9.90 HV.



Gambar 2.a. Nilai Kekerasan Sampel gigi tiruan dengan penambahan serbuk TiO₂ dengan variasi ukuran serbuk b. Nilai Kekerasan Sampel gigi tiruan dengan penambahan serbuk cangkang kerang darah dengan variasi ukuran serbuk

Pengaruh Variasi Ukuran Serbuk Filler Terhadap Kekuatan Tekan

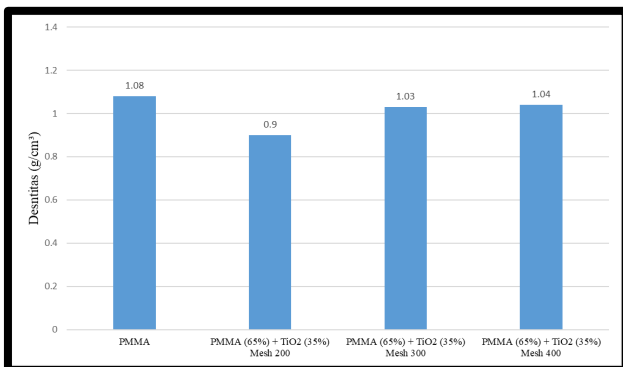
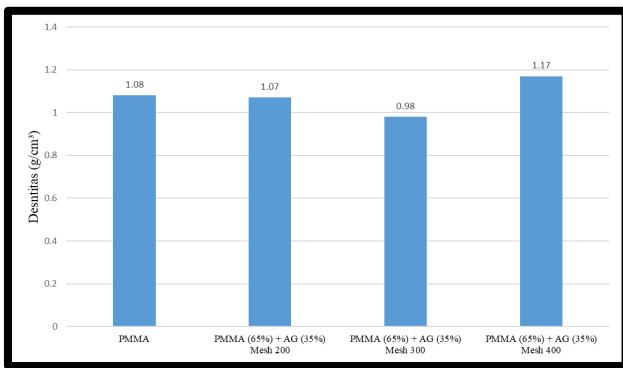
Dari gambar tersebut dapat diamati bahwa pada PMMA tanpa filler mendapatkan nilai uji tekan sebesar 11.86 MPa, untuk PMMA dengan penambahan 35% bubuk cangkang kerang darah berukuran mesh 200 mendapatkan nilai uji tekan sebesar 10.13 MPa, untuk PMMA dengan penambahan 35% bubuk cangkang kerang darah berukuran mesh 300 mendapatkan nilai uji tekan sebesar 10.39 MPa, untuk PMMA dengan penambahan 35% bubuk cangkang kerang darah berukuran mesh 400 mendapatkan nilai uji tekan sebesar 18.19 MPa sedangkan untuk PMMA dengan penambahan 35% titanium dioksida berukuran mesh 200 mendapatkan nilai uji tekan sebesar 7.10 MPa, sedangkan untuk PMMA dengan penambahan 35% titanium dioksida berukuran mesh 300 mendapatkan nilai uji tekan sebesar 8.82 MPa, dan sedangkan untuk PMMA dengan penambahan 35% titanium dioksida berukuran mesh 400 mendapatkan nilai uji tekan sebesar 13.01 MPa.



Gambar 3.a. Nilai kekuatan tekan Sampel gigi tiruan dengan penambahan serbuk TiO₂ dengan variasi ukuran serbuk b. Nilai Kekuatan tekan Sampel gigi tiruan dengan penambahan serbuk cangkang kerang darah dengan variasi ukuran serbuk

Pengaruh Variasi Ukuran Serbuk Terhadap Densitas

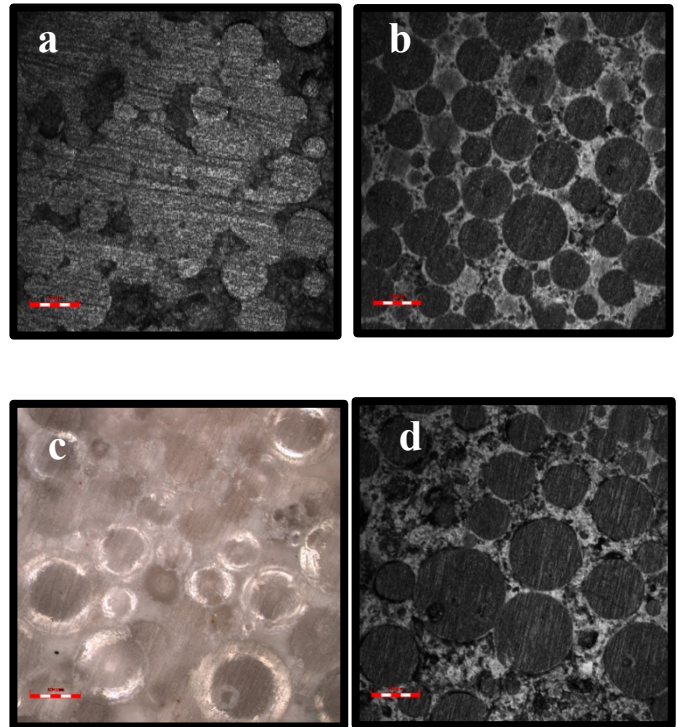
Dari gambar 57 terlihat bahwa massa jenis atau densitas pada spesimen gigi tiruan berbasis PMMA tanpa penguat sebesar 1.08 g/cm³ dan dengan penguat bubuk cangkang kerang darah (anadara granosa) memiliki nilai 1.07 g/cm³ pada mesh 200, 0.98 g/cm³ pada mesh 300, dan 1.17 g/cm³ pada mesh 400. Sedangkan densitas atau massa jenis pada spesimen gigi tiruan berbasis PMMA dengan penguat titanium dioksida memiliki nilai 0.90 g/cm³ pada mesh 200, 1.03 g/cm³ pada mesh 300, dan 1.04 g/cm³ pada mesh 400.



Gambar 4.a. Nilai Densitas Sampel gigi tiruan dengan penambahan serbuk TiO₂ dengan variasi ukuran serbuk b. Nilai Kekuatan tekan Sampel gigi tiruan dengan penambahan serbuk cangkang kerang darah dengan variasi ukuran serbuk

Pengaruh variasi ukuran serbuk terhadap Struktur mikro

Hasil pengamatan mikrostruktur dari setiap variasi dengan penambahan filler pada gigi tiruan berbasis resin akrilik (PMMA) yaitu terlihat pada gigi tiruan dengan filler titanium dioksida berukuran kurang dari 74 µm dikarenakan filler tersebar lebih merata dan tanpa terjadi aglomerasi pada beberapa titik.



Gambar 5. Hasil uji struktur mikro (100µm) (a) PMMA 65% + AG 35% mesh 200 (b) PMMA 65% + TiO₂ 35% mesh 200 (c) PMMA 65% + AG 35% mesh 400 (d) PMMA 65% + TiO₂ 35% mesh 400.

KESIMPULAN

Berdasarkan hasil penelitian, penulis dapat menarik kesimpulan:

1. Nilai kekerasan tertinggi didapatkan pada variasi PMMA 65% dengan penambahan titanium dioksida berukuran kurang dari 37 µm sebesar 9.90 HV.
2. Nilai kekuatan tekan tertinggi didapatkan pada variasi PMMA 65% dengan penambahan bubuk cangkang kerang darah berukuran kurang dari 37 µm sebesar 18.19 MPa.
3. Untuk hasil pengamatan mikrostruktur dari setiap variasi dengan penambahan filler pada gigi tiruan berbasis resin akrilik (PMMA) yaitu terlihat pada gigi tiruan dengan filler titanium dioksida berukuran kurang dari 74 µm dikarenakan filler tersebar lebih merata dan tanpa terjadi aglomerasi pada beberapa titik.

DAFTAR PUSTAKA

[1] Afrizal, A. (2016). Analisa Struktur Mikro Material Substitusi Hidroksiapatit Cangkang Kerang Darah dan Resin Akrilik Bahan Pembuat Gigi untuk Aplikasi Gigi Tiruan.

- Jurnal Surya Teknik, 2(04), 1–9.
<https://doi.org/10.37859/jst.v2i04.17>
- [2] Dahar, E., & Handayani, S. (2018). Pengaruh Penambahan Zirkonium Oksida Pada Bahan Basis Gigi Tiruan Resin Akrilik Polimerisasi Panas Terhadap Kekuatan Impak Dan Transversal. *Jurnal Ilmiah PANNMED (Pharmacist, Analyst, Nurse, Nutrition, Midwifery, Environment, Dentist)*, 12(2), 194–199.
<https://doi.org/10.36911/pannmed.v12i2.24>
- [3] Alhotan, Abdulaziz., Yates, Julian., Zidan, Saleh., Haider, Julfikar., Silikas, Nikolaos. (2021). Flexural Strength and Hardness of Filler-Reinforced PMMA Targeted for Denture Base Application. University of Manchester. England.
- [4] Imai, Kazuhiro., Zhou, Xiao., Liu, Xiaoxuan. (2020). Application of Zr and Ti-Based Bulk Metallic Glasses for Orthopedic and Dental Device Materials. University Of Tokyo
- [5] Akay, C., & Avukat, E. N. (2019). *Acta Scientific Dental Sciences (ISSN : 2581-4893)* Effect Of Nanoparticle Addition On Polymethylmethacrylate Resins Effect Of Nanoparticle Addition On Polymethylmethacrylate Resins. July, 1–8.
- [6] Nuringtyas, K. D. (Kedokteran G., Brawijaya, U., & Malang). (2018). (*Anadara granosa*) Sebagai Bahan Abrasif Untuk Pemolesan Basis Gigi Tiruan Lepas Akrilik Heat Cured.
- [7] Rahmadita, Actara., Putranti, Dwi Tjahyaning. Pengaruh Penambahan Aluminium Oksida Terhadap Kekuatan Tarik Dan Tekan Basis Gigi Tiruan Resin Akrilik Polimerisasi Panas. 2018. Universitas Sumatera Utara.
- [8] Zhang, M., Matinlinna, J. P. 2012. The Effect of Resin Matrix Composition on Mechanical Properties of E-Glass Fiber Reinforced Composite for Dental Use. *Journal of Adhesion Science and Technology*. 25: 2687-2701.
- [9] Zafar, M. S. (2020). Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (PMMA): An update. *Polymers*, 12(10), 1–35.
<https://doi.org/10.3390/polym12102299>
- [10] Ladiora, F., Sari W, P., dan Fadriyanti, O.. 2016. Pengaruh Penambahan Silane Pada Glass Fiber Non Dental Terhadap Persentase dan Volume Penyerapan Air Fiber Reinforced Composite. *Jurnal BDent*, 3(2): 100-110.
- [11] SongR, Jiao X, Lin L. Improvement of mechanical and antimicrobial properties of denture base resin by nano-titanium dioxide and nano-silicon dioxide particles. *J Pigment Resin Technol* 2011; 40 (6) :31-9.
- [12] Ahmed, M. A., & Ebrahim, M. I. (2014). Effect of Zirconium Oxide Nano-Fillers Addition on the Flexural Strength, Fracture Toughness, and Hardness of Heat-Polymerized Acrylic Resin. *World Journal of Nano Science and Engineering*, 04(02), 50–57.
<https://doi.org/10.4236/wjnse.2014.42008>
- [13] Alrahlah, A., Fouad, H., Hashem, M., Niazy, A. A., & AlBadah, A. (2018). Titanium Oxide (TiO₂)/polymethylmethacrylate (PMMA) denture base nanocomposites: Mechanical, viscoelastic and antibacterial behavior. *Materials*, 11(7).
<https://doi.org/10.3390/ma11071096>
- [14] Ashour Ahmed, M., El-Shennawy, M., M. Althomali, Y., & Omar, A. A. (2016). Effect of Titanium Dioxide Nano Particles Incorporation on Mechanical and Physical Properties on Two Different Types of Acrylic Resin Denture Base. *World Journal of Nano Science and Engineering*, 06(03), 111–119.
<https://doi.org/10.4236/wjnse.2016.63011>
- [15] Fadilla Afrina. (2018). Pengaruh Penambahan Titanium Dioksida Pada Bahan Basis Gigi Tiruan Resin Akrilik. Universitas Sumatera Utara.
- [16] Ramadhan., Hanif Rizki. (2020). Pengaruh Filler Titanium Dioksida (TiO₂) Tersilansasi Terhadap Kekuatan Tensile Resin Akrilik Self-Cured. Universitas Islam Sultan Agung. Semarang.
- [17] Shirkavad, S., & Moslehifard, E. (2014). Effect of TiO₂ nanoparticles on tensile strength of dental acrylic resins. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 8(4), 197–203.
<https://doi.org/10.5681/joddd.2014.036>
- [18] Aldabib, Jamal Moammar., Ishak, Zainal Arifin Mohd. (2020). Effect of hydroxyapatite filler concentration on mechanical properties of poly (methyl methacrylate) denture base.
- [19] Hafisko, Handra. (2014). Pemanfaatan Limbah Cangkang Kerang Darah (*Anadara granosa* Linn.) Dalam Sintesis Nanohidroksiapatit Sebagai Bone Implan Untuk Kerusakan Tulang. Bogor.
- [20] Yenti, S. R., Fadli, A., & Amri, I. (2016). TPM 14 Konversi Kulit Kerang Darah (*Anadara granosa*) Menjadi Serbuk Hidroksiapatit. 1–2.
- [21] Kang, In-Gu., Park, Cheon-Il., Lee, Hyun., Ee Kim, Hyoun., Mi Lee, Sung. (2018).

Hydroxyapatite Microspheres as an Additive to Enhance Radiopacity, Biocompatibility, and Osteoconductivity of Poly(methyl methacrylate) Bone Cement. Seoul National University. South Korea.

- [22] Zebarjad., Seyed Mojtaba, Sajjadi., Seyed Abdolkarim, Sdrabadi., Tahere Ebrahimi, Yaghmaei., Amir, Naderi., Behrooz. (2011). A Study on Mechanical Properties of PMMA/Hydroxyapatite Nanocomposit. University of Mashhad. Iran.